**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

# EFFETTO DI UN PROGRAMMA DI ATTIVITÀ MOTORIA DI 6 SETTIMANE CON DISPOSITIVI DESTABILIZZANTI SULLA FORZA E L'EQUILIBRIO IN UNA POPOLAZIONE DI ANZIANI

Relatore: Prof. Marcolin Giuseppe

Laureando: Donolo Elisa

N° di matricola: 1223186

Anno Accademico 2021/2022

*Ai miei genitori, sempre accanto,*

*a mio fratello, esempio da sempre,*

*e a tutta la mia famiglia.*

# *Indice*

INTRODUZIONE ..... 3
Il controllo posturale ..... 3
Valutazione del controllo posturale ..... 5
L'equilibrio e la forza muscolare nell'anziano ..... 7
Attività fisica per prevenire il rischio cadute ..... 9
SCOPO DELLA TESI ..... 12
MATERIALI E METODI ..... 13
3.1 Soggetti ..... 13
3.1.1 Criteri di inclusione ..... 13
3.1.2 Criteri di esclusione ..... 13
3.2 Strumentazione ..... 14
3.2.1 Handgrip ..... 14
3.2.2 Pedana dinamometrica ..... 14
3.2.3 Shaker Table ..... 16
3.2.4 Sedia regolabile strumentata con cella di carico ..... 17
3.2.5 Dispositivi, attrezzi e macchine utilizzati per l'allenamento ..... 18
3.3 Disegno sperimentale ..... 19
3.3.1 Questionario GPAQ ..... 20
3.3.2 Handgrip Test ..... 20
3.3.3 Equilibrio statico ..... 20
3.3.4 Equilibrio dinamico ..... 21
3.3.5 Forza isometrica arti inferiori ..... 24
3.3.6 Test da campo ..... 25
3.4 Protocollo di attività motoria ..... 27
ANALISI DEI DATI E RISULTATI ..... 32
4.1 Analisi statistica dei dati ..... 32
4.2 Risultati GPAQ ..... 34
4.3 Risultati test di forza ..... 35
4.3.1 Risultati Handgrip test ..... 35
4.3.2 Risultati test di forza isometrica massimale dei muscoli estensori del ginocchio ..... 36
4.4 Risultati test da campo ..... 38
4.4.1 Risultati Timed up and go Test ..... 38

4.4.2 Risultati 10-meter walk Test ..... 39
4.5 Risultati test di equilibrio statico ..... 41
4.5.1 Risultati Area 95 ..... 41
4.5.2 Risultati Unit Path ..... 42
4.6 Risultati test di equilibrio dinamico ..... 44
4.6.1 Risultati First Peak ..... 44
4.6.2 Risultati Oscillazione massima ..... 45
4.6.3 Risultati Post-perturbation Variability (PPV) ..... 47
4.6.4 Risultati Time to Restore (TTR) ..... 48
4.6.5 Risultati Area 95 Sine Wave ..... 50
4.6.6 Risultati Area 95 0-10s Sine Wave ..... 51
4.6.7 Risultati Area 95 10-20s Sine Wave ..... 53
4.6.8 Risultati Unit Path Sine Wave ..... 54
4.6.9 Risultati Unit Path 0-10s Sine Wave ..... 56
4.6.10 Risultati Unit Path 10-20s Sine Wave ..... 57
DISCUSSIONE E CONCLUSIONI ..... 59
BIBLIOGRAFIA ..... 64

*Capitolo 1*

# INTRODUZIONE

## Il controllo posturale

Con il termine "postura" si intende ogni posizione corporea che venga assunta durevolmente, caratterizzata dall'assetto interagente di testa, tronco e arti e dal loro orientamento spaziale. Per "controllo posturale" si fa riferimento al complesso di attività motorie automatiche e volontarie, messe costantemente in atto al fine di garantire all'organismo il mantenimento dell'equilibrio e un adeguato orientamento posturale sia globale che dei vari segmenti corporei, a fronte della forza di gravità, delle perturbazioni indotte da fattori esterni o dall'attività motoria dell'organismo. Tale controllo viene quindi incessantemente aggiustato in funzione dei cambiamenti ambientali ed è operante sia in condizioni statiche sia durante il movimento.

Il controllo posturale dipende dall'attività integrata di più distretti nervosi (midollo spinale, tronco-encefalico, cervelletto e corteccia cerebrale). Si concretizza nella produzione di una serie di attività motorie diversificate in funzione del contesto nel quale vengono attuate, a carattere ora retroattivo (reazioni posturali compensatorie o a feedback, per perturbazioni inattese) ora anticipatorio (aggiustamenti posturali a feedforward che precedono perturbazioni attese). L'output posturale dipende dalla continua disponibilità di specifiche informazioni somatosensitive, vestibolari e visive, le quali vengono integrate a livello troncoencefalico, cerebellare e corticale al fine di elaborare una rappresentazione distribuita del corpo, sia per quanto attiene l'atteggiamento intrinseco (rapporto reciproco tra i vari segmenti corporei) che le relazioni con lo spazio circostante.

Il controllo posturale infine non può essere disgiunto dagli aspetti legati alla programmazione dei movimenti volontari: l'integrazione dei due ambiti funzionali avviene per mezzo del controllo esercitato dai circuiti corticali motori a livello tronco-encefalico e spinale.

Diversi sistemi sensoriali (somatosensitivo, vestibolare e visivo) forniscono informazioni utilizzate con finalità posturali. Il loro intervento viene

differentemente calibrato in ragione della tipologia di perturbazione e del contesto. Quando un soggetto si trova su un supporto stabile, il maggior rilievo ai fini posturali viene assunto dalle informazioni somatosensitive, prevalentemente propriocettive, relative a coordinate spaziali intrinseche. Gli input visivi e vestibolari invece, relativi a coordinate spaziali estrinseche, hanno maggiore importanza quando il soggetto si trova su superfici instabili e l'organismo ha necessità di rilevare continuamente la verticale rispetto alla superficie.
Le attività posturali innescate dalle informazioni derivanti da ciascuno dei sistemi sensoriali coinvolti seguono uno schema generale di funzionamento, basato sull'individuazione e sulla tempestiva correzione di eventuali deviazioni rispetto all'assetto desiderato, in riferimento a specifici parametri continuamente monitorati.

Le informazioni somatosensitive provenienti dai propriocettori sono prevalentemente relative ai valori statici e alle variazioni di lunghezza e tensione muscolare dovute alle oscillazioni del corpo, fornendo informazioni sulla posizione mantenuta dagli arti o sulle sue variazioni.

Il sistema vestibolare è un complesso di strutture sensitive, localizzato nell'orecchio interno, preposto a raccogliere informazioni relative sia alla posizione statica della testa nello spazio, sia ai suoi movimenti lineari o rotatori. Le informazioni vestibolari vengono utilizzate dal sistema nervoso centrale per diverse finalità, tra le quali il mantenimento dell'equilibrio, la distribuzione del tono posturale, l'individuazione della direzione verso la quale il corpo si sposta e il mantenimento della stabilità delle immagini retiniche durante i movimenti della testa.

Le informazioni visive sono relative ai rapporti con l'ambiente circostante, per quanto attiene sia al movimento (o alla condizione di immobilità) del corpo sia al suo orientamento rispetto all'orizzonte. La chiusura degli occhi durante la stazione eretta determina un aumento dell'ampiezza delle oscillazioni, perché impedisce di utilizzare punti di riferimento visivi a fini posturali. Il sistema di per sé ha tempi di elaborazione troppo lunghi per poter fornire risposte a perturbazioni posturali improvvise. D'altro canto, le informazioni visive hanno un ruolo importante nell'elaborazione degli aggiustamenti posturali anticipatori.

Ai fini del controllo automatico della postura, i segnali forniti da ciascuno dei sistemi sensoriali coinvolti rendono necessaria l'integrazione tra le varie informazioni, dalla quale origina la rappresentazione centrale del corpo e delle sue interazioni con l'ambiente (schema corporeo) utilizzata dal sistema nervoso per programmare ed eseguire i movimenti, nonché per attuare il controllo posturale. Lo schema motorio non è, quindi, una semplice mappa sensoriale, ma una precisa rappresentazione, continuamente aggiornata nei suoi parametri spazio-temporali, delle relazioni tra organismo e ambiente e tra i vari segmenti corporei. Tutte le caratteristiche attribuitegli fanno dello schema corporeo il riferimento principale per il controllo posturale, per quanto attiene sia la produzione delle reazioni posturali compensatorie, sia l'elaborazione degli aggiustamenti anticipatori.

È stato a lungo ritenuto che le risposte posturali prendessero origine esclusivamente da circuiti tronco-encefalici e spinali. Le ipotesi attuali convergono invece su un coinvolgimento progressivamente maggiore della corteccia cerebrale, al crescere della latenza delle risposte. Ogni livello gerarchico del SNC è quindi coinvolto nei meccanismi posturali, attraverso un'interazione dinamica che privilegia un livello d'intervento piuttosto che un altro, in maniera dipendente dallo specifico compito motorio e dal contesto nel quale esso va eseguito.
Esistono dei processi automatici di controllo posturale, in cui il soggetto è inconsapevole degli aggiustamenti automatici del tono muscolare e dei riflessi posturali, che avvengono a livello del tronco encefalico e del midollo spinale. Ci sono anche dei processi cognitivi di controllo posturale, in cui il soggetto è consapevole dell'orientamento e del movimento del corpo, che avvengono grazie all'interazione di corteccia cerebrale e cervelletto con il sistema tronco encefalico-midollo spinale.

## Valutazione del controllo posturale

Lo strumento gold standard per valutare il controllo posturale è la pedana dinamometrica. Essa misura le forze scambiate tra il soggetto e la superficie della piattaforma e, di conseguenza, è possibile risalire alla traiettoria del centro di pressione (CoP), punto in cui è applicata la risultante delle forze di reazione al

suolo. Dalla misurazione della traiettoria del CoP si possono dedurre indirettamente gli spostamenti del baricentro.

Il baricentro o centro di massa (CoM) di un corpo è il punto, solitamente all'interno del corpo stesso, in cui si può pensare concentrata tutta la sua massa e sul quale vengono applicate le forze. Il baricentro complessivo del nostro corpo, in stazione eretta, si trova approssimativamente a livello dell'ombelico, ad una altezza pari al 59% dell'altezza complessiva della persona. Esso è un punto ideale del quale è molto difficile individuare la traiettoria e per questo motivo è stato scelto un altro punto rispetto al quale calcolare l'oscillazione del corpo, identificato nel centro di pressione (CoP). Si considera questo punto perché idealmente, il CoP coincide con il centro di gravità (CoG), che è la proiezione al suolo del CoM. Nella realtà il CoP non coincide mai dinamicamente con il CoG, perché il centro di pressione anticipa sempre i movimenti del centro di gravità, in modo tale che quest'ultimo non esca dalla base d'appoggio. La traiettoria del CoP è, quindi, un indicatore indiretto, ma oggettivo, del modo con cui il sistema di controllo motorio è in grado di organizzare i vari segmenti corporei per risolvere il problema dell'equilibrio.

L'assunzione della postura eretta non è configurazione statica, ma dinamica. In posizione eretta si esercita una forza verso il basso (Forza Peso) e, secondo il principio di azione-reazione, il pavimento esercita una forza uguale e contraria (Forza di reazione al suolo). Se le due forze sono allineate rispetto alla caviglia, non creano nessun momento torcente, quindi, è possibile sostenere che la persona rimane immobile. La forza di reazione al suolo però, non passa per l'asse della caviglia, ma è leggermente avanzata rispetto ad essa di 50-60 mm, ragion per cui viene a formarsi un braccio di forza che crea un momento torcente. Lo sbilanciamento in avanti porta principalmente all'attivazione dei muscoli soleo e gastrocnemio, i quali, con la loro azione, causano un altro momento con un altro braccio di forza, opposto a quello precedente. Il momento torcente che si crea causa un leggero sbilanciamento all'indietro.

Riassumendo: a causa del non allineamento delle linee di forza con l'asse della caviglia, viene a crearsi una continua alternanza di momenti, data prevalentemente dall'azione dei muscoli gastrocnemio, soleo e tibiale anteriore, la quale porta a

continue oscillazioni e correzioni posturali per riuscire a mantenere la proiezione del baricentro all'interno della base d'appoggio.

Esistono due forme di controllo posturale: il controllo posturale statico e il controllo posturale dinamico. Il primo, è l'abilità di mantenere l'equilibrio in una condizione statica, quando non c'è nessuna perturbazione esterna. La persona con maggiore controllo posturale statico è colei che riesce a minimizzare lo spostamento del CoP e quindi del CoM. Di conseguenza, un migliore controllo posturale è dato da una minore oscillazione del corpo. Il secondo, comprende nel suo significato sia l'abilità di mantenere il proprio corpo in equilibrio durante movimenti dinamici, sia la capacità di recuperare il proprio controllo posturale a seguito di perturbazioni esterne.

## L'equilibrio e la forza muscolare nell'anziano

L'invecchiamento è un processo graduale e continuo di mutazione naturale, caratterizzato da un progressivo declino dell'efficienza di molteplici sistemi fisiologici (muscoloscheletrici, cardio-metabolici e cognitivi) e da una ridotta capacità dell'organismo di reagire a fattori ambientali stressanti. Tra le abilità che subiscono un fisiologico calo, c'è sicuramente quella del controllo posturale, dovuto alla minor efficienza dei sistemi che lo regolano: il sistema visivo, il sistema somatosensoriale, e il sistema vestibolare.

La funzione visiva si deteriora inevitabilmente con gli anni e questo declino può essere direttamente attribuito a cambiamenti anatomici del bulbo oculare. L'aumento di spessore e la perdita di elasticità della lente, la riduzione di diametro del muscolo ciliare e l'aumento della presenza di piccole anomalie alla cornea, comportano una scarsa capacità di mettere a fuoco gli oggetti, e una riduzione dell'acuità visiva, della sensibilità al contrasto e del campo visivo. Il degradamento di tutte queste funzioni dovuto all'invecchiamento causa una riduzione della qualità degli input visivi al sistema nervoso centrale e contribuisce alla diminuzione delle prestazioni della funzione visiva, compromettendo l'andatura e il controllo dell'equilibrio e, di conseguenza, aumentando il rischio di caduta (Saftari & Kwon, 2018).

L'invecchiamento è associato ad alterazioni dei fusi muscolari e delle loro vie neurali, quali la riduzione del numero di fibre intrafusali e del diametro dei fusi muscolari, la degenerazione dei neuroni sensitivi, e la diminuzione della velocità di conduzione del segnale. Queste alterazioni inducono una diminuzione della sensibilità, dell'acuità e dell'integrazione del segnale propriocettivo, e comportano una riduzione dell'efficienza del controllo posturale, la quale si riflette in una maggiore oscillazione del corpo e nelle escursioni del centro di pressione, una diminuzione della rilevanza del segnale propriocettivo, una maggiore dipendenza dalle informazioni visive e un minore controllo automatico della posizione eretta (Henry & Baudry, 2019).

L'invecchiamento ha un impatto anche sul sistema vestibolare, anche se le evidenze in letteratura sono piuttosto equivoche, in relazione al tipo di test utilizzato per valutare la funzionalità del sistema. Dalle ricerche emerge che con l'avanzare dell'età diminuisce la popolazione di cellule centrali e periferiche del sistema vestibolare e sussiste un decremento del riflesso vestibolo-oculare (riflesso che mantiene stabile l'immagine visiva durante i movimenti del capo) e delle risposte vestibolo-spinali che mantengono il controllo posturale. Inoltre, si verifica un aumento dei casi di ipotensione ortostatica, disordine relativo alla pressione sanguigna, regolata in parte anche dal sistema vestibolare (Agrawal et al., 2020).

L'anziano va poi incontro ad una condizione fisiologica denominata sarcopenia, ossia la riduzione della dimensione e del numero delle fibre muscolari, che si traduce in una diminuzione della forza. La sarcopenia è causata da molteplici fattori concomitanti, quali la diminuzione della proliferazione e del differenziamento delle cellule satelliti, utili per la rigenerazione del tessuto muscolare, l'aumento della quantità di tessuto adiposo e connettivo che si deposita tra i setti intermuscolari e il relativo rilascio di citochine infiammatorie, la progressiva denervazione delle fibre muscolari, il deterioramento della giunzione neuromuscolare, l'aumento della resistenza anabolica e della resistenza all'insulina, la riduzione dell'eccitabilità dei motoneuroni, l'inattività e l'alterazione dell'apporto nutrizionale.

Le cadute e l'equilibrio instabile costituiscono uno dei problemi più seri per gli anziani, causando tassi di mortalità e morbilità elevati, oltre a contribuire

sostanzialmente alla limitazione della mobilità e all'ingresso prematuro in residenze assistite.
Diversi studi hanno analizzato i fattori di rischio che portano l'anziano a cadere, e la gran parte di essi è concorde sulle conclusioni. In particolare, una revisione della letteratura del 2006 (Rubenstein, 2006) identifica come i principali fattori di rischio cadute siano la debolezza muscolare e i problemi di controllo posturale. Lo studio ha indagato non solo i fattori di rischio ma anche le cause di caduta in un'ottica retrospettiva: anche in questo caso, la seconda causa di caduta nell'anziano, preceduta solo dalla caduta accidentale, si è rivelato essere un deficit della biomeccanica del cammino e dell'equilibrio. Anche una più recente revisione sistematica (Tinetti & Kumar, n.d.) ha messo in evidenza come i fattori di rischio maggiormente correlati alle cadute in età avanzata siano i deficit di forza e i disordini nell'andatura del cammino e dell'equilibrio, oltre che le precedenti cadute e l'assunzione di farmaci.

## Attività fisica per prevenire il rischio cadute

Identificando precocemente i fattori di rischio cadute, è possibile ideare e istituire le strategie preventive più efficaci. Il deficit di equilibrio e la debolezza muscolare sono due fattori suscettibili di miglioramento, il che implica che molte cadute possono potenzialmente essere prevenute. L'efficacia di queste strategie preventive è stata documentata in numerosi studi in letteratura.

Da una recente meta-analisi (Sherrington et al., 2017) che ha analizzato gli effetti di un programma di esercizio in persone anziane over 65 non ospedalizzate, in 88 studi randomizzati controllati, è emerso con grande evidenza che l'esercizio, attuato come unico intervento, previene le cadute negli anziani. Il tasso di caduta si riduceva del 39% negli studi in cui c'era un'alta componente di esercizi di equilibrio, e negli studi in cui l'attività motoria durava più di 3 ore alla settimana.
Un'altra meta-analisi (Cadore et al., 2013) ha studiato l'efficacia di differenti programmi di esercizio (di forza, di equilibrio, di resistenza e multi-componenti) sul rischio cadute, l'abilità di cammino e l'equilibrio in anziani fragili. Quasi la totalità degli studi presi in esame ha dimostrato che l'attività fisica porta ad una diminuzione dell'incidenza delle cadute che varia tra il 22% e il 58%, ad un

miglioramento dell'equilibrio e ad un aumento della forza muscolare dal 6% al 60%.
È interessante notare che i protocolli di esercizio che hanno mostrato i migliori risultati erano quelli multi-componente, ossia con esercizi sia di forza, che di resistenza ed equilibrio. Questa affermazione è supportata da molti altri studi (Barnett et al., 2003), e ("Integration of Balance and Strength Training into Daily Life Activity to Reduce Rate of Falls in Older People (the LiFE Study): Randomised Parallel Trial," 2012), che hanno dimostrato come 1 anno di programma di esercizio multicomponente somministrato ad anziani fragili, abbia ridotto il tasso di cadute rispettivamente del 40% e del 31%.

Tutti gli studi presi in considerazione prevedevano esercizi su superfici stabili, come ad esempio camminata tandem, camminata tallone-punta, equilibrio monopodalico, sollevamenti di pesi multidirezionali, o esercizi di Tai Chi.
Negli ultimi anni però, l'utilizzo di dispositivi instabili (Activa Discs, Bosu, Half discs, Gymnastic balls, …), ha preso sempre più piede per quanto riguarda l'allenamento dell'equilibrio e della propriocezione in molti contesti sportivi, atletici professionali, riabilitativi e ricreativi. Questi dispositivi, rispetto a sedute o appoggi convenzionali non forniscono una base d'appoggio stabile, instaurando nell'utilizzatore aggiustamenti fini dell'equilibrio per riuscire a mantenere la corretta postura durante esercizio. Pertanto, per preservare una postura adeguata mentre si stanno utilizzando questi strumenti, ci si trova di fronte alla richiesta di una maggiore attivazione muscolare o ad un significativo aumento della frequenza cardiaca.

Come detto in precedenza, molti studi hanno evidenziato gli effetti positivi dell'allenamento di forza e di equilibrio, somministrati sia singolarmente sia in protocolli multicomponente. Nei protocolli multicomponente però, gli esercizi di equilibrio e gli esercizi di forza erano sì inseriti nella stessa seduta di allenamento, ma sempre uno di seguito all'altro, non combinati nello stesso esercizio. L'utilizzo di dispositivi destabilizzanti permette di lavorare contemporaneamente sull'equilibrio e sulla forza muscolare.
Alcuni studi hanno dimostrato come la creazione di una situazione di instabilità porti ad una riduzione della forza espressa, della potenza prodotta e della velocità

di movimento (Behm D & Colado JC, n.d.). Negli atleti allenati, questi deficit correlati alla richiesta di stabilità sono spiegati dal fatto che gli stessi hanno bisogno di un maggiore stimolo allenante per raggiungere degli adattamenti significativi, stimolo che non può essere raggiunto utilizzando dispositivi destabilizzanti perché non permettono di utilizzare alti carichi. Quanto detto è in contrasto con un altro studio dello stesso sperimentatore il quale, investigando l'attività muscolare durante una performance di forza su superfici stabili rispetto a superfici instabili, dimostra una medesima o addirittura più grande attivazione muscolare nel secondo caso rispetto al primo (Behm et al., 2002).

Una meta-analisi (Behm et al., 2015) ha analizzato 22 studi che al loro interno prevedevano un protocollo di allenamento con l'utilizzo di superfici instabili, e la maggior parte di essi ha indagato gli effetti su adolescenti o giovani adulti, mentre sono solo 3 gli studi che hanno preso in considerazione la popolazione anziana. Tuttavia, due di questi studi si sono concentrati sul rafforzamento del core e sul miglioramento delle capacità di equilibrio, e soltanto uno (Chulvi-Medrano et al., 2009) ha indagato l'effetto di dispositivi destabilizzanti sul rafforzamento degli arti inferiori.

Dagli studi emerge che l'allenamento di forza su superfici instabili, rispetto ad un gruppo di controllo che non svolgeva alcun tipo di attività, è efficace nel migliorare le variabili di forza muscolare, potenza ed equilibrio sia in adolescenti sani che in giovani adulti e anziani. Il confronto tra allenamento di forza su superfici stabili e instabili invece, è stato indagato solo in popolazioni di adolescenti e giovani adulti, non nella popolazione di anziani. Da questo confronto è emerso che si raggiungono miglioramenti di forza e di equilibrio più marcati nel gruppo che si allena su superfici instabili.

*Capitolo 2*

# SCOPO DELLA TESI

Dall'analisi della letteratura sull'argomento descritta nel capitolo precedente, è emerso che ci sono ancora pochi studi sull'efficacia dell'allenamento con dispositivi destabilizzanti sul controllo posturale, ancor di più se si vuole indagarne l'effetto su una popolazione di anziani.
Per questo motivo, abbiamo deciso di valutare l'effetto di un programma di esercizio con l'utilizzo di dispositivi instabili su una popolazione anziana over 65.

Dal confronto di studi contenenti protocolli di esercizio solo di forza o solo di equilibrio, diventa difficile stabilire effettivamente quale tipologia di allenamento sia più efficace per prevenire il rischio cadute. Considerate inoltre le evidenze scientifiche sulla maggiore efficacia di protocolli di allenamento combinati sull'equilibrio e sulla forza muscolare, abbiamo deciso di coinvolgere due gruppi sperimentali. Entrambi i gruppi dovevano svolgere attività sia di forza che di equilibrio, con la differenza che un gruppo aveva un focus maggiore sull'equilibrio (esercizi su superfici instabili) e un gruppo sulla forza (esercizi su superfici stabili).

Lo studio quindi, si pone l'obiettivo di valutare l'efficacia di un programma di attività motoria di 6 settimane con frequenza bisettimanale, in un gruppo di anziani con età superiore ai 65 anni. Dal confronto tra i due gruppi sperimentali e il gruppo di controllo, si vuole valutare se l'utilizzo di dispositivi destabilizzanti contribuisca a migliorare i parametri di equilibrio mediante l'incremento delle componenti di forza e di equilibrio, rispetto ad un allenamento senza i suddetti dispositivi che agisce principalmente sulla componente di forza.

*Capitolo 3*

# MATERIALI E METODI

## 3.1 Soggetti

Hanno partecipato volontariamente allo studio 37 soggetti anziani over 65, di cui 21 femmine e 16 maschi, di età 72,9±5,3, altezza 162,3±17,8 e peso 69,6±12,5.
I soggetti sono stati reclutati tramite i contatti con i medici del poliambulatorio Synlab Cemes di Padova e tramite la segreteria della terza età del Comune di Padova, la quale ha inserito le informazioni utili relative allo studio sul sito Padovanet.it.
I soggetti sono stati suddivisi in maniera casuale in due gruppi sperimentali, il gruppo STABLE formato da 13 soggetti e il gruppo UNSTABLE formato da 14 soggetti, e in un gruppo di CONTROLLO formato da 10 soggetti.
A ciascun soggetto, al primo incontro, veniva somministrato il questionario GPAQ (Global Physical Activity Questionnaire), un questionario che è stato elaborato dall'Organizzazione Mondiale della Sanità per la sorveglianza dell'attività fisica nei diversi paesi. Raccoglie informazioni distinte sui livelli di sedentarietà, e sullo svolgimento di attività fisica in tre diversi momenti quotidiani (attività sul luogo di lavoro, spostamenti verso e da posti diversi e attività nel tempo libero), con lo scopo di valutare il dispendio energetico e i livelli di attività fisica quotidiana di un soggetto. Sulla base delle risposte del questionario, ogni soggetto è stato classificato secondo al suo livello di attività fisica in 3 categorie: Low (basso), Moderate (moderato), High (elevato).

### *3.1.1 Criteri di inclusione*

- Avere un'età maggiore di 65 anni;
- Portare a termine almeno 10 sedute di allenamento su 12.

### *3.1.2 Criteri di esclusione*

- Presenza di disturbi di vista non corretti da occhiali e/o da lenti a contatto;
- Presenza di problemi psichiatrici e neurologici;

- Assunzione di farmaci che possono interferire con il normale funzionamento cognitivo (es. antidepressivi, antipsicotici, ansiolitici);
- Assunzione di sostanze psicotrope;
- Presenza di patologie osteo-muscolo tendinee per la quale è controindicata la pratica di attività motoria.

## 3.2 Strumentazione

### *3.2.1 Handgrip*

È stato utilizzato lo strumento Jamar Plus + by Sammons Preston (Figura 3.1), un dinamometro che si compone di una maniglia tramite la quale vengono misurate le variazioni di forza applicate su di essa dal soggetto.
Lo strumento è stato utilizzato per misurare la forza massima isometrica (Kg) di prensione della mano.

*Figura 3.1 Handgrip utilizzato per misurare la forza isometrica di prensione della mano.*

### *3.2.2 Pedana dinamometrica*

È stata utilizzata la pedana dinamometrica - AMTI BP6040 (Figura 3.2). La pedana dinamometrica è lo strumento gold standard utilizzato per misurare il controllo posturale statico e dinamico. Essa misura le forze scambiate tra il soggetto e la piattaforma. La pedana, al suo interno, ha dei sensori che si deformano quando viene esercitata una forza sulla sua superficie. Esiste una relazione lineare tra la deformazione degli estensimetri e la forza espressa che li deforma (Kg). La pedana dinamometrica consente, quindi, di misurare le forze di reazione al suolo. Il punto

di applicazione delle forze di reazione al suolo corrisponde al CoP (centro di pressione). La pedana, misurando gli spostamenti della spinta dei piedi sul piano di appoggio attraverso la rilevazione delle variazioni della controspinta del piano stesso, offre una misura degli spostamenti del punto dove si realizza la controspinta, ossia del CoP (Center of Pressure). Dal comportamento del CoP è possibile dedurre quello del baricentro (CoM), perché lo spostamento del primo è finalizzato ad anticipare i movimenti del baricentro in modo tale che la proiezione dello stesso non esca dalla base di appoggio. La traiettoria del CoP è, quindi, un indicatore indiretto ma oggettivo del modo con cui il sistema di controllo motorio è in grado di organizzare i vari segmenti corporei per risolvere il problema dell'equilibrio.

La pedana dinamometrica è collegata al software Balance MFC Application (Advanced Mechanical Technology, Inc.), tramite il quale è possibile programmare il protocollo di test da effettuare, e visualizzare la traiettoria del COP in tempo reale (Figura 3.3).

Lo strumento è stato utilizzato sia per il test di equilibrio statico, sia per i test di equilibrio dinamico. Nell'utilizzo in prove dinamiche, la pedana è stata fissata al centro di una piattaforma in legno facente parte del sistema Shaker Table.

*Figura 3.2 Pedana dinamometrica.*

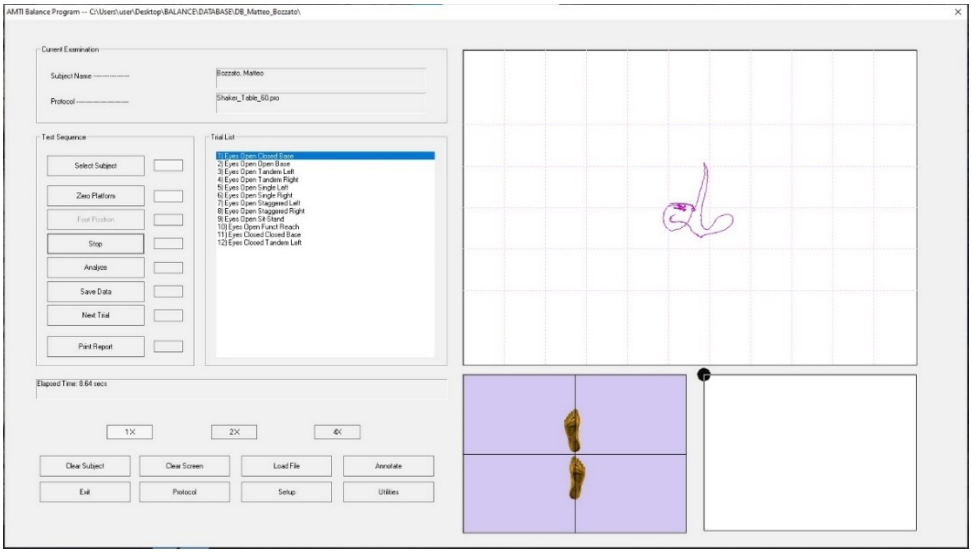


*Figura 3.3 Software Balance MFC Application.*

### *3.2.3 Shaker Table*

La Shaker Table (EinginLAB s.r.l., Italia), attraverso un cilindro elettroattuato, è in grado di effettuare movimenti planari di entità e velocità programmabili, mediante il software dedicato Real Time Test Controller RTC-9000 (Figura 3.4). Il software permette di impostare la velocità di movimento e lo spostamento della pedana, la frequenza e l'ampiezza di oscillazione, e il tempo di incremento per raggiungere la funzione target.

*Figura 3.4 Software Real Time Test Controller RTC-9000.*

La pedana dinamometrica è stata fissata sopra la Shaker Table (Figura 3.5). In questo modo si è potuto rilevare i dati del CoP del soggetto, prima, dopo e durante le 2 diverse tipologie di perturbazioni.

*Figura 3.5 Pedana dinamometrica fissata sopra la Shaker Table.*

### *3.2.4 Sedia regolabile strumentata con cella di carico*

Si tratta di una sedia (Figura 3.6) che si compone di un sedile regolabile, 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 3.7).
Lo strumento è stato utilizzato per misurare la forza massimale isometrica dei muscoli estensori del ginocchio.

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

*Figura 3.7 Dettaglio cella di carico.*

### *3.2.5 Dispositivi, attrezzi e macchine utilizzati per l'allenamento*

Per il programma di allenamento del gruppo UNSTABLE sono stati utilizzati i seguenti dispositivi destabilizzanti:

- Gymnastik balls Ledragomma srl (Figura 3.8): ∅ 53 cm, ∅ 65 cm, ∅ 75 cm.
- Balance Foam Pad Airex (Figura 3.9): 48 x 40 x 6 cm.
- Activa Disc Ledragomma srl (Figura 3.10): 30 cm, 40 cm.
- Duetto Ledragomma srl (Figura 3.11): ∅ 70 cm.

Inoltre, sono stati utilizzati i seguenti attrezzi e macchine per entrambi i gruppi di studio:

- Artis Leg Press Technogym (Figura 3.12).
- Medicine balls Ledragomma srl (Figura 3.13): 0,5 Kg, 1 Kg, 2Kg, 3 Kg.
- Elastici MoVes Band da 1,5 m (Figura 3.14).
- Cavigliere (Figura 3.15) 1 Kg, 2 Kg, 3 Kg.
- Materassini pieghevoli Chinesport (Figura 3.16)
- Step Toorx (Figura 3.17)

*Figure 3.8 e 3.9 A sinistra Gymnastik balls Ledragomma srl, a destra Balance Foam Pad Airex.*

*Figure 3.10 e 3.11 A sinistra Activa Disc Ledragomma sr, a destra Duetto Ledragomma srl.*

*Figure 3.12 e 3.13 A sinistra Artis Leg Press Technogym, a destra Medicine balls Ledragomma srl.*

*Figure 3.14 e 3.15 A sinistra Elastici MoVes Band da 1,5 m, a destra cavigliera.*

*Figure 3.16 e 3.17 A sinistra Materassino pieghevole Chinesport, a destra Step Toorx.*

## 3.3 Disegno sperimentale

I soggetti interessati a partecipare allo studio sono stati contattati telefonicamente per un primo screening sulla base di un breve colloquio. Successivamente, per i soggetti potenzialmente elegibili, sono stati fissati appuntamenti individuali. All'arrivo dei soggetti in laboratorio, è stato descritto in maniera dettagliata lo studio. Ai soggetti che hanno deciso di partecipare è stato fatto firmare un consenso informato. In seguito, ciascun soggetto ha effettuato 8 diversi test di valutazione che descriverò in seguito secondo l'ordine di somministrazione.

### *3.3.1 Questionario GPAQ*

Per iniziare, i soggetti hanno risposto alle domande del Questionario GPAQ, descritto nei paragrafi precedenti. Il questionario è stato condotto dallo sperimentatore attraverso un colloquio individuale.

### *3.3.2 Handgrip Test*

Successivamente, è stato somministrato l'Handgrip Test per misurare la forza massima isometrica di prensione della mano. Ai soggetti veniva chiesto di sedersi su una sedia, impugnare il dinamometro con presa neutra, omero addotto in modo tale che il gomito fosse a contatto col busto con un angolo di 90° tra braccio e avambraccio (Figura 3.18). Al via dello sperimentatore, i soggetti dovevano stringere la maniglia cercando di esprimere la loro massima forza. Non era permesso nessun altro movimento del corpo che non fosse quello della mano.
Sono state effettuate 3 prove, tutte con la mano dominante durante le quali i soggetti erano verbalmente incitati dallo sperimentatore.

*Figura 3.18 Posizione assunta nell'Handgrip test.*

### *3.3.3 Equilibrio statico*

In seguito, è stato somministrato il test di equilibrio statico. Il soggetto si doveva posizionare in piedi sulla pedana dinamometrica a piedi scalzi, con le gambe estese e le braccia disposte naturalmente lungo i fianchi. La posizione dei piedi sulla pedana dinamometrica è stata standardizzata mediante l'impiego di una dima, la quale ha consentito di mantenere una distanza di 7 cm tra i talloni e un angolo tra i piedi e la verticale di 30° (Figura 3.19). Il soggetto, per tutta la durata del test, doveva mantenere lo sguardo fisso avanti, verso un filo posto in direzione verticale

perpendicolare al suolo sulla parete di fronte a sé, per tutta la durata della prova (Figura 3.20).
Sono state effettuate 3 prove della durata di 60 s ciascuna. I tempi di inizio e di fine di ogni prova venivano scanditi dallo sperimentatore.

*Figura 3.19 Posizione standardizzata dei piedi durante la prova di equilibrio statico.*

*Figura 3.20 Test di equilibrio statico.*

### *3.3.4 Equilibrio dinamico*

Per effettuare i test di equilibrio dinamico, ad ogni soggetto è stata fatta indossare un'imbracatura, che veniva assicurata ad un portale tramite un moschettone per sostenere il soggetto stesso in caso di caduta. Il soggetto si doveva posizionare sulla pedana dinamometrica con i piedi scalzi, le gambe estese e le braccia in posizione naturale lungo i fianchi. Lo sguardo doveva essere mantenuto fisso avanti, sul filo posto alla parete, per tutta la durata della prova (Figura 3.21). La larghezza dei piedi sulla pedana non era standardizzata ma decisa dal soggetto. Per far sì che in tutte le prove dinamiche i piedi mantenessero la stessa posizione, è stato utilizzato dello scotch di carta sulla pedana per delimitare la posizione dei piedi (Figura 3.22). Sono stati somministrati due diversi test dinamici con due tipologie di perturbazioni: la perturbazione RAMP e la perturbazione SINE WAVE.

*Figura 3.21 Test di equilibrio dinamico.*

*Figura 3.22 Posizione dei piedi, test di equilibrio dinamico.*

La perturbazione Ramp prevedeva uno spostamento in senso postero-anteriore della pedana di 50 mm, ad una velocità di 100 mm/s (Figura 3.23). Le 5 prove venivano somministrate in ordine casuale e ove prevista, la perturbazione incorreva tra il secondo 20 ed il secondo 40 s della prova.

*Figura 3.23 Equilibrio dinamico – Protocollo Ramp.*

La perturbazione Sine Wave prevedeva un'escursione della pedana in senso antero-posteriore di 50mm, con una frequenza di oscillazione di 1 Hz. Il tempo di incremento per raggiungere la funzione target era di 2 secondi (Figura 3.24). Sono state effettuate 3 prove della durata di 60 s ciascuna. La perturbazione in ogni prova iniziava dal secondo 20 e terminava al secondo 40, per una durata quindi di 20 secondi.

*Figura 3.24 Equilibrio dinamico – Protocollo Sine Wave.*

In entrambi i test descritti, il soggetto doveva fissare il filo posizionato sulla parete, subire la perturbazione (nel caso venisse data) cercando di mantenere l'equilibrio, e continuare a guardare sempre fisso avanti fino alla fine della prova. Nel caso il soggetto, reagendo alla perturbazione, avesse spostato i piedi dall'appoggio iniziale, questi venivano mantenuti nella posizione adottata in seguito alla perturbazione fino al termine della prova. Per evitare che il soggetto si potesse preparare preventivamente a reagire alla perturbazione, è stato utilizzato un mouse touch pad silenzioso. Prima di procedere con i test, è stata data una dimostrazione diretta delle 2 perturbazioni.

### *3.3.5 Forza isometrica arti inferiori*

Successivamente, è stato effettuato il test di forza isometrica massimale dei muscoli estensori del ginocchio. La sedia precedentemente descritta veniva regolata sulla base dell'antropometria di ogni soggetto, in modo tale che la schiena fosse aderente allo schienale, e il centro dell'articolazione del ginocchio allineato con il fulcro della macchina. Inoltre, il supporto per la caviglia era posizionato a 3,5 cm dal malleolo laterale. Dopo queste regolazioni, il soggetto veniva assicurato alla stessa con delle apposite cinghie per immobilizzare il busto e le cosce nella fase di spinta (Figura 3.25). Per evitare che il soggetto potesse sentire dolore alla tibia nella fase di spinta, è stata utilizzata una cavigliera a protezione della stessa. Prima di effettuare le prove massimali è stato eseguito un riscaldamento che consisteva in 10 contrazioni submassimali mantenute per 3 secondi ciascuna, intervallate da 5 secondi di recupero. Durante le 10 contrazioni submassimali doveva esserci una progressione della forza espressa fino raggiungere circa l'80-90% della massima contrazione volontaria nelle ultime 2 contrazioni. Il soggetto, per tutta la durata del test, doveva mantenere le braccia incrociate al petto. Al termine del riscaldamento e dopo 2 minuti di recupero, il soggetto doveva eseguire 3 prove massimali della durata di 3 secondi ciascuna durante le quali era verbalmente incitato dallo sperimentatore, intervallate da 30 secondi di recupero passivo (Figura 3.26). Tutte le prove sono state effettuate con la mano dominante.

*Figura 3.25 Posizione soggetto per il test di forza isometrica dei muscoli estensori del ginocchio.*

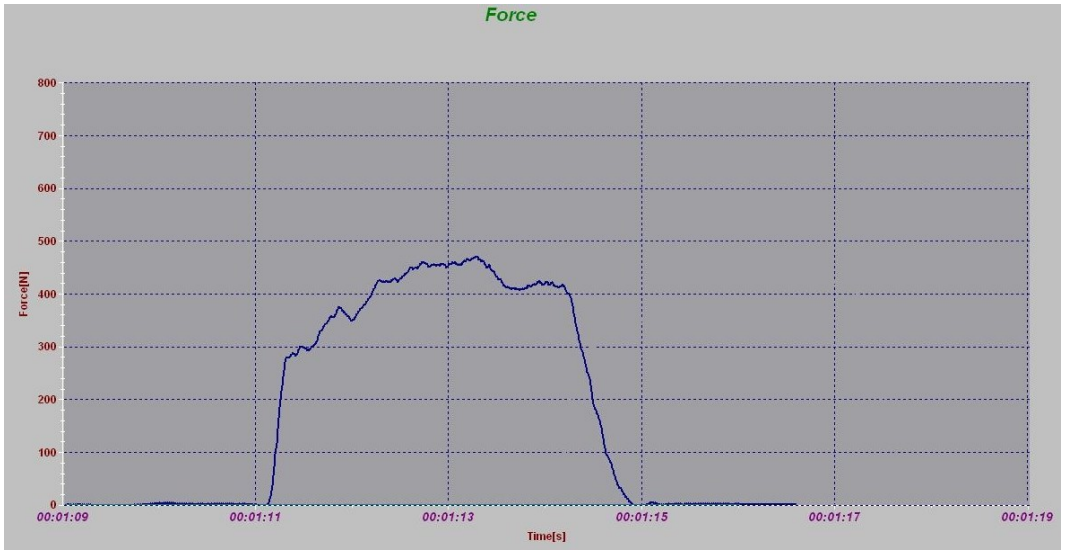


*Figura 3.26 Grafico della forza espressa in funzione del tempo.*

### *3.3.6 Test da campo*

Sono stati somministrati due test da campo: il Timed up and go Test e il 10-meter walk Test. Il primo richiedeva l'utilizzo di una sedia con braccioli e il posizionamento di un cono alla distanza di 3 m da essa. Il soggetto doveva sedersi sulla sedia con la schiena appoggiata allo schienale e gli avambracci appoggiati sui braccioli. Al via dello sperimentatore, egli doveva alzarsi dalla sedia, camminare alla sua andatura confortevole fino al cono, girare intorno ad esso e ritornare a sedersi nella medesima posizione assunta alla partenza. È stato misurato con un cronometro il tempo trascorso dal segnale di via, al momento in cui il soggetto si sedeva nuovamente sulla sedia.

Il 10-meter walk Test, invece, veniva eseguito camminando lungo un percorso rettilineo di 20 m che includeva 5 m iniziali per la fase di accelerazione, e 5 m finali per la fase di decelerazione. A 0, 5, 15 e 20 metri, sono stati posti sul pavimento dei nastri adesivi, che rappresentavano il punto di partenza e di arrivo del test (0 metri e 20 metri), e la distanza che veniva cronometrata dallo sperimentatore (da metro 5 al metro 15). Il test consisteva in una camminata ad andatura confortevole dal metro 0 al metro 20. Sono state effettuate 3 prove. L'inizio di ogni prova non veniva dato dallo sperimentatore, ma il soggetto veniva lasciato libero di decidere quando iniziare la prova. Lo sperimentatore cronometrava il tempo impiegato dal soggetto a percorrere i 10 metri centrali del percorso.

La stessa batteria di test appena descritta è stata somministrata prima dell'inizio del programma di attività motoria (T0), e dopo 6 settimane (T1), con la sola esclusione del questionario GPAQ, che veniva somministrato solamente al primo incontro (T0).

Terminati i test di valutazione iniziali, i soggetti sono stati divisi nei due gruppi sperimentali STABLE e UNSTABLE in modo casuale. I gruppi STABLE e UNSTABLE hanno preso parte ad un programma di allenamento longitudinale della durata di 6 settimane e cadenza bisettimanale, mentre il gruppo di controllo non ha preso parte a nessun protocollo di allenamento, ma solamente ai test di valutazione a T0 e T1.

Riassumendo, il protocollo sperimentale ha quindi previsto nell'ordine:

- Questionario GPAQ (T0).
- Handgrip Test eseguito con la mano dominante: 3 prove; 30 s di recupero tra le prove.
- Equilibrio statico bi-podalico: 3 prove della durata di 60 s ciascuna.
- Equilibrio dinamico bi-podalico (Protocollo Ramp): 5 prove, ognuna della durata di 60 s, di cui 3 con perturbazione; velocità della pedana: 100 mm/s; spostamento in senso postero-anteriore: 50 mm; la perturbazione veniva somministrata tra il secondo 20 e il secondo 40.
- Equilibrio dinamico bi-podalico (Protocollo Sine Wave): 3 prove della durata di 60 s ciascuna; frequenza dell'oscillazione: 1Hz; escursione: 50 mm; tempo di incremento: 2 s; la perturbazione veniva somministrata dal secondo 20 al secondo 40.
- Test di forza isometrica massimale dei muscoli estensori del ginocchio: 3 prove massimali della durata di 3 s, intervallate da 30 s di recupero statico; eseguito con la gamba dominante.
- Timed up and go Test: 3 prove; il via veniva dato dallo sperimentatore.
- 10-meters walk Test: 3 prove; il soggetto era libero di decidere quando iniziare la prova.

## 3.4 Protocollo di attività motoria

Il protocollo di attività motoria consisteva in 12 sessioni, somministrate ai soggetti con frequenza bi-settimanale in giorni non consecutivi (Allenamento A, allenamento B), ognuna della durata di 45 minuti. Le sessioni venivano effettuate con piccoli sottogruppi costituiti al massimo da 3 soggetti. Ogni seduta di allenamento era composta da una parte iniziale di attivazione, da una parte centrale finalizzata al lavoro combinato di forza ed equilibrio, e da una parte finale di defaticamento. La parte iniziale di attivazione, e la parte finale di defaticamento, sono state standardizzate per entrambi i gruppi sperimentali. La parte centrale invece, è stata differenziata tra il gruppo STABLE e UNSTABLE. La differenza consisteva nel fatto che il gruppo UNSTABLE eseguiva gli esercizi con i dispositivi instabili descritti in precedenza, mentre il gruppo STABLE eseguiva gli stessi esercizi ma su superfici stabili, quindi senza dispositivi destabilizzanti. Tutti gli esercizi che prevedevano l'appoggio del piede su superfici instabili sono stati eseguiti a piedi scalzi.

Nel corso delle 6 settimane il livello di difficoltà degli esercizi è stato incrementato progressivamente, sia dal punto di vista dell'equilibrio (riduzione della base d'appoggio o utilizzo superfici maggiormente destabilizzanti) sia dal punto di vista della forza (aumento del numero di ripetizioni e aumento del carico). La progressione degli esercizi non ha seguito una standardizzazione uguale per tutti ma teneva conto del livello iniziale del soggetto e dei progressi in corso d'opera.
Di seguito si riporta una descrizione del protocollo di attività motoria svolto.

Attivazione:

- Esercizi di mobilità articolare degli arti inferiori e superiori (es. circonduzioni, slanci controllati, aperture/chiusure arti superiori e inferiori, torsioni/inclinazioni del busto).
- Andature in camminata (es. sulle punte, sui talloni, camminata tandem, marcia sul posto).
- Esercizi di forza propedeutica (es. lanci, sollevamenti o spostamenti con Medicine balls).

Esercizi:

| ESERCIZI ALLENAMENTO A | SERIE E RIPETIZIONI | RECUPERO TRA LE SERIE |
|---|---|---|
| Abduzione anca da posizione eretta | 3x12+12 | Recupero statico 30 s |
| Flessione anca da seduti | 3x12+12 | Recupero statico 30 s |
| Equilibrio monopodalico | 3x30 s+30 s | Recupero statico 30 s |
| Crunch | 3x12 | Recupero statico 30 s |
| ESERCIZIO AGGIUNTO DOPO LA TERZA SETTIMANA | | |
| Mezzo squat | 3x12 | Recupero statico 30 s |

| ESERCIZI ALLENAMENTO B | SERIE E RIPETIZIONI | RECUPERO TRA LE SERIE |
|---|---|---|
| Leg press | 3x12 | Recupero statico 30 s |
| Adduzione anca | 3x12 | Recupero statico 30 s |
| Estensione anca | 3x12 | Recupero statico 30 s |
| Calf | 3x12 | Recupero statico 30 s |
| ESERCIZIO AGGIUNTO DOPO LA TERZA SETTIMANA | | |
| Ponte glutei isometrico | 20 s | Recupero statico 30 s |

Esecuzioni esercizi e Progressioni:

| GRUPPO STABLE | | | |
|---|---|---|---|
| ESECUZIONE BASE | PROGRESSIONE 1 | PROGRESSIONE 2 | PROGRESSIONE 3 |
| Abduzioni anca a corpo libero e mani ancorate al supporto | Aumento il carico con un elastico | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il carico utilizzando un elastico di maggior resistenza |

| | | | |
|---|---|---|---|
| Flessione anca da seduti | Aumento il carico con cavigliera | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il carico con cavigliera più pesante |
| Equilibrio monopodalico e all'occorrenza appoggio le mani al supporto | Aumento il tempo di esecuzione | Braccia abdotte e tese, con una mano tengo una Medicine ball | Arti superiori in movimento: braccia tese avanti, abduco prima un arto e poi l'altro |
| Crunch mani tese avanti | Crunch mani alla testa | Aumento ripetizioni | Aumento ripetizioni |
| Mezzo squat | Box squat | Squat a corpo libero | Aumento ripetizioni |
| Leg press | Aumento il carico | Aumento il carico | Aumento il carico |
| Adduzioni anca da posizione eretta, mani ancorate al supporto | Aumento il carico con un elastico | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il carico utilizzando un elastico di maggior resistenza |
| Estensioni anca da posizione eretta, mani ancorate al supporto | Aumento il carico con una cavigliera | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il carico con cavigliera più pesante |
| Calf bipodalico con appoggio del tallone a terra e mani ancorate al supporto | Stacco una/due mani dal supporto | Calf bipodalico senza appoggio del tallone a terra | Calf monopodalico con appoggio del tallone a terra |
| Ponte glutei isometrico | Aumento il tempo di esecuzione | Ponte glutei dinamico con | Ponte glutei dinamico senza |

| | | | |
|---|---|---|---|
| | | appoggio del sacro a terra | appoggiare il sacro a terra |

| GRUPPO UNSTABLE | | | |
|---|---|---|---|
| ESECUZIONE BASE | PROGRESSIONE 1 | PROGRESSIONE 2 | PROGRESSIONE 3 |
| Abduzioni anca su Foam pad e mani ancorate al supporto | Aumento il carico con un elastico | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento la destabilizzazione utilizzando l'Activa Disc |
| Flessione anca da seduti su Gymnastik ball con mani ancorate al supporto | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il carico con cavigliera | Aumento il carico con cavigliera più pesante |
| Equilibrio monopodalico su Activa Disc con le mani ancorate al supporto | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento il tempo di esecuzione | Braccia abdotte e tese tengo in mano una Medicine ball |
| Crunch su duetto mani incrociate al petto | Crunch mani alla testa | Aumento ripetizioni | Aumento ripetizioni |
| Mezzo squat su Foam pad | Box squat su Foam pad | Box squat su Activa Disc | Squat a corpo libero su Activa Disc |

| | | | |
|---|---|---|---|
| Leg press con piedi appoggiati su foam pad | Aumento il carico | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento la destabilizzazione utilizzando l'Activa Disc |
| Adduzioni anca su Foam pad da posizione eretta, mani ancorate al supporto | Aumento il carico con un elastico | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento la destabilizzazione utilizzando l'Activa Disc |
| Estensioni anca da posizione eretta, mani ancorate al supporto | Aumento il carico con una cavigliera | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento la destabilizzazione l'Activa Disc |
| Calf bipodalico su Foam pad con appoggio del tallone a terra e mani ancorate al supporto | Stacco una/due mani dal supporto | Aumento la destabilizzazione utilizzando l'Activa Disc | Calf monopodalico con appoggio del tallone a terra su Activa Disc |
| Ponte glutei isometrico con piedi appoggiati su Foam pad | Aumento il tempo di esecuzione | Ponte glutei dinamico su Foam pad | Aumento la destabilizzazione utilizzando l'Activa Disc |

Defaticamento:

- Esercizi di stretching statico per i principali gruppi muscolari coinvolti.
- Esercizi di rilassamento.

*Capitolo 4*

# ANALISI DEI DATI E RISULTATI

## 4.1 Analisi statistica dei dati

Sono stati analizzati i dati di 32 soggetti su 37 a causa di cinque drop out: 2 appartenenti al gruppo STABLE, 2 appartenenti al gruppo UNSTABLE e 1 appartenente al gruppo di CONTROLLO. Di conseguenza, abbiamo analizzato i dati di 11 soggetti appartenenti al gruppo STABLE, 12 soggetti al gruppo UNSTABLE, e 9 soggetti al gruppo di CONTROLLO.

Per quanto riguarda i dati raccolti nei due test di forza (Handgrip Test e Test di forza isometrica massimale dei muscoli estensori del ginocchio), è stato preso in considerazione il valore massimo delle 3 prove. La forza isometrica dei muscoli estensori è stata normalizzata rispetto alla massa corporea dei singoli soggetti.

Per l'analisi dei dati dei due test da campo (Timed up and go Test e 10-meter walk Test) è stata utilizzata la media delle 3 prove.

Nel test di equilibrio statico sono stati analizzati l'area dell'ellisse di confidenza (Area 95), e lo Unit Path. L'ellisse di confidenza è quell'area che contiene il tracciato del CoP con un intervallo di confidenza del 95%. Il controllo posturale è migliore, minore è l'ellisse di confidenza (Paillard & Noé, 2015). Lo Unit Path è la velocità media di spostamento del COP. Minore è la velocità, più efficiente è il controllo posturale del soggetto. A parità di area dell'ellisse è meno efficiente il soggetto che oscilla più velocemente perchè attua molte più correzioni nell'unità di tempo. Di entrambe le variabili è stata fatta la media delle 3 prove.

Per quanto riguarda i test di equilibrio dinamico del protocollo Ramp, è stata fatta la media rispettivamente delle 3 prove per le variabili First Peak, Oscillazione massima, Post-perturbation Variability (PPV) e Time to restore (TTR). Il First Peak (Figura 4.1) è il valore massimo del CoP sull'asse y meno il valore medio dello stesso calcolato prima della perturbazione esterna. L'oscillazione massima (Figura 4.1) è la differenza tra il valore massimo e il valore minimo raggiunti dal CoP sull'asse delle y. Per il calcolo dei rimanenti due parametri 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 ed antecedenti il perturbation point (Figura 4.2). La Post-perturbation Variability (PPT) rappresenta la deviazione standard della prima finestra temporale dopo la perturbazione (Figura 4.3). Più è alto il suo valore, maggiore è l'oscillazione del CoP nella prima finestra temporale dopo il perturbation point. Il Time to Restore (TTR) rappresenta infine, tra le deviazioni standard delle finestre di 2,5 secondi seguenti la perturbazione, quella con valore uguale o minore alla media delle deviazioni standard delle finestre antecedenti il perturbation point, ± due deviazioni standard. Questo valore si ottiene moltiplicando il numero della finestra per 2.5 secondi e rappresenta il tempo che ha impiegato il CoP per ritornare alla stessa variabilità pre-perturbazione (Figura 4.3).

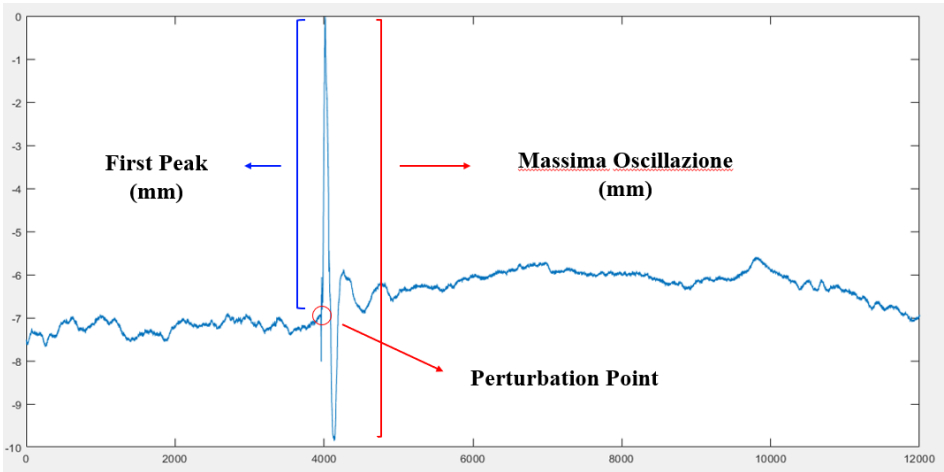


*Figura 4.1 Spiegazione grafica parametri First Peak e Massima Oscillazione.*

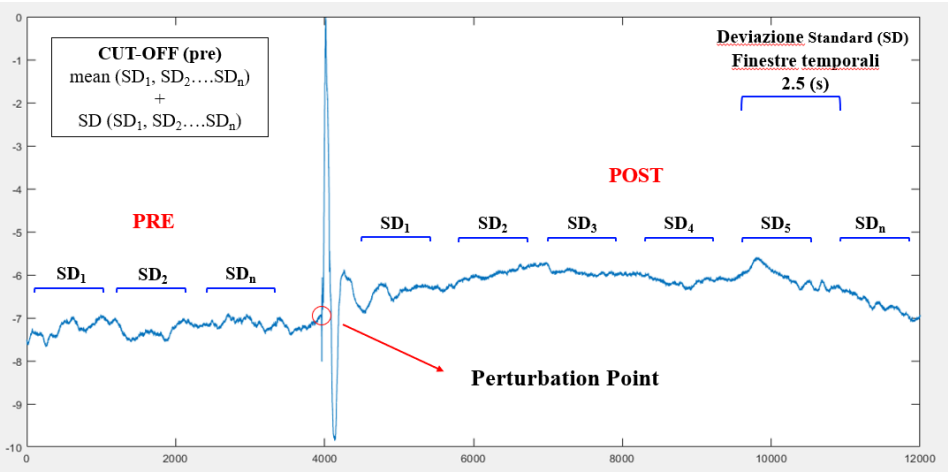


*Figura 4.2 Spiegazione grafica finestre temporali di 2.5 secondi.*

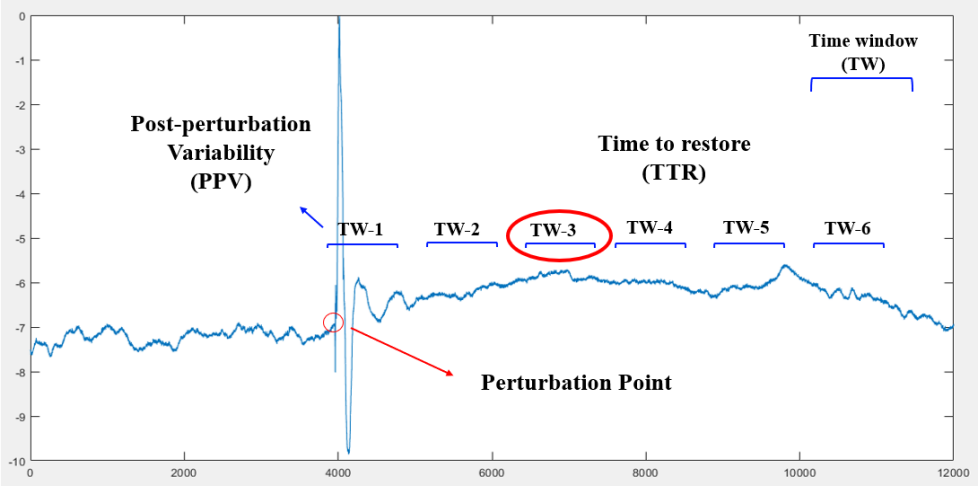


*Figura 4.3 Spiegazione grafica parametri PPV e TTR.*

Per il test di equilibrio dinamico del protocollo Sine Wave sono state analizzate l'Area 95 e lo Unit Path. Di entrambe le variabili è stato preso il valore calcolato nei 20 secondi di perturbazione, il valore nei primi 10 secondi di perturbazione (Area 95 0-10 e Unit Path 0-10) ed infine, il valore degli ultimi 10 secondi (Area 95 10-20 e Unit Path 10-20). Di ogni parametro è stata fatta la media delle 3 prove.

Tutti i parametri riferiti al controllo posturale dinamico sono stati calcolati attraverso il Software MATLAB, versione R2019a.

Il test statistico impiegato per l'analisi delle variabili è stato un test two-way ANOVA per misure ripetute (Time (2) x Group (3)). Il livello di significatività è stato posto a $p<0.05$. Inoltre, in caso di significatività di uno dei due fattori (effetto Tempo o effetto Gruppo), o dell'interazione tra gli stessi, è stato effettuato il Post Hoc test di Bonferroni. L'analisi dati è stata eseguita con il Software JASP, versione 0.16.2.0.

## 4.2 Risultati GPAQ

Il questionario GPAQ consente di dividere i soggetti in 3 categorie (Low, Moderate e High), in base al livello di attività fisica giornaliero, calcolato sulla base del tempo impiegato nell'attività fisica e sull'intensità della stessa. I risultati hanno evidenziato che 19 soggetti su 32 avevano un livello di attività fisica giornaliero moderato, 9 elevato, mentre 4 un livello basso.

| | High | Moderate | Low |
|---|---|---|---|
| **N° Soggetti ST** | 3 | 6 | 2 |
| **N° Soggetti UNST** | 4 | 8 | 0 |
| **N° Soggetti CTRL** | 2 | 5 | 2 |
| **TOT** | 9 | 19 | 4 |

*Tabella 4.1 Risultati Questionario GPAQ.*

## 4.3 Risultati test di forza

### *4.3.1 Risultati Handgrip test*

L'analisi statistica non ha mostrato alcuna significatività: non è stato rilevato né un effetto del tempo e quindi dell'allenamento (p=0.238), né un effetto del gruppo di appartenenza (p=0.743). Anche l'interazione Time x Group non è risultata significativa (p=0.143) (Figure 4.4 e 4.5).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 2.657 | 1 | 2.657 | 1.453 | 0.238 | 5.511e−4 | 0.048 |
| TIME ✻ GROUP | 7.611 | 2 | 3.805 | 2.082 | 0.143 | 0.002 | 0.126 |
| Residuals | 53.009 | 29 | 1.828 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 96.388 | 2 | 48.194 | 0.300 | 0.743 | 0.020 | 0.020 |
| Residuals | 4661.016 | 29 | 160.725 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.4 Analisi statistica Handgrip: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

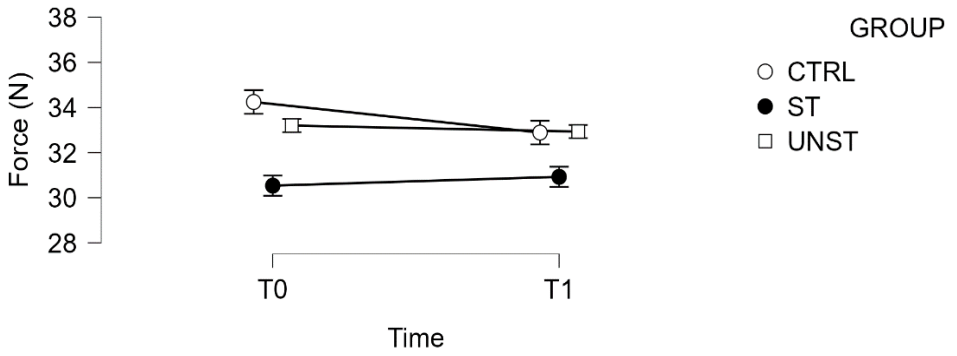


*Figura 4.5 Analisi statistica Handgrip test: grafico Tempo-Forza (N).*

Il Post Hoc test non ha rilevato alcuna significatività (Figure 4.6 e 4.7).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 34.244 | 10.404 | 9 |
| | ST | 30.536 | 6.811 | 11 |
| | UNST | 33.200 | 8.963 | 12 |
| T1 | CTRL | 32.889 | 10.071 | 9 |
| | ST | 30.927 | 8.158 | 11 |
| | UNST | 32.933 | 9.646 | 12 |

*Figura 4.6 Dati Handgrip Test: media, deviazione standard e numerosità.*

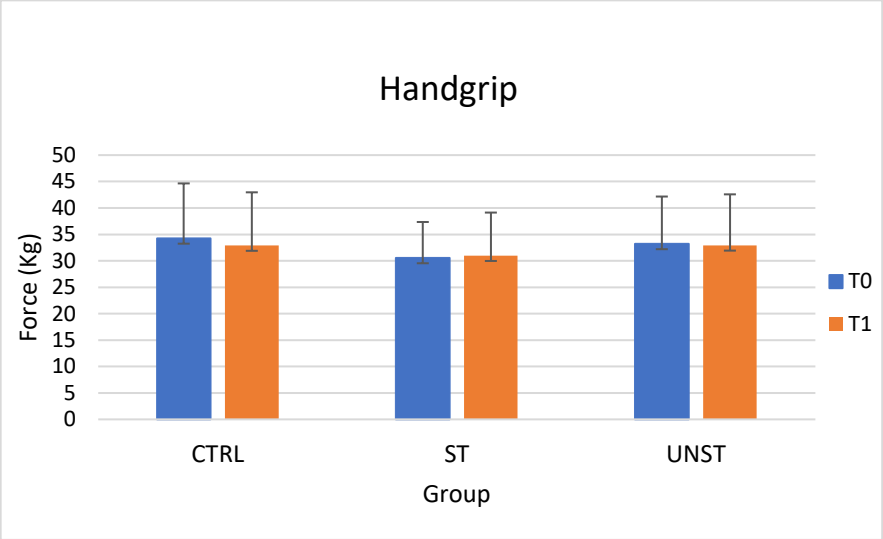


*Figura 4.7 Analisi statistica Handgrip: istogramma.*

### *4.3.2 Risultati test di forza isometrica massimale dei muscoli estensori del ginocchio*

Dall'analisi statistica è emerso che c'è un effetto tempo ($p<0.001$), e un effetto combinato Time x Group ($p=0.014$). Al contrario, non è emerso alcun effetto gruppo ($p=0.632$) (Figure 4.8 e 4.9).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Time | 9.281 | 1 | 9.281 | 13.906 | < .001 | 0.058 | 0.332 |
| Time ✻ GROUP | 6.599 | 2 | 3.299 | 4.944 | 0.014 | 0.041 | 0.261 |
| Residuals | 18.688 | 28 | 0.667 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 4.054 | 2 | 2.027 | 0.466 | 0.632 | 0.025 | 0.032 |
| Residuals | 121.733 | 28 | 4.348 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.8 Analisi forza isometrica arto inferiore: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

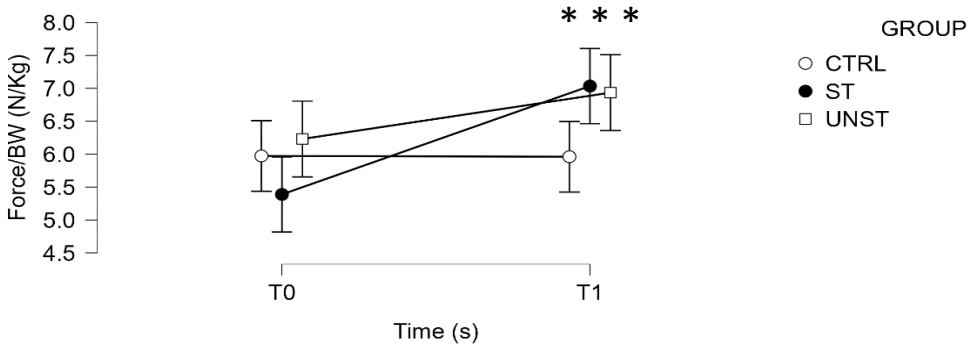


*Figura 4.9 Analisi statistica forza isometrica arto inferiore: grafico Tempo-Forza (N). *** statisticamente differente da T0 (p<0.001).*

Dal Post Hoc Test si nota che non c'è nessuna differenza significativa tra CTRL T0 e CTRL T1 ($p_{bonf}$=1.000), né tra UNST T0 e UNST T1 ($p_{bonf}$=0.660) anche se in quest'ultimo caso si rileva comunque un miglioramento nel tempo. Si è riscontrato invece un miglioramento nel tempo altamente significativo nel gruppo STABLE ($p_{bonf}$=0.002) (Figure 4.10 e 4.11).

| Time | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 5.973 | 1.614 | 9 |
| | ST | 5.389 | 1.495 | 10 |
| | UNST | 6.231 | 1.310 | 12 |
| T1 | CTRL | 5.961 | 1.235 | 9 |
| | ST | 7.035 | 1.418 | 10 |
| | UNST | 6.934 | 2.138 | 12 |

*Figura 4.10 Dati forza isometrica arto inferiore: media, deviazione standard e numerosità.*

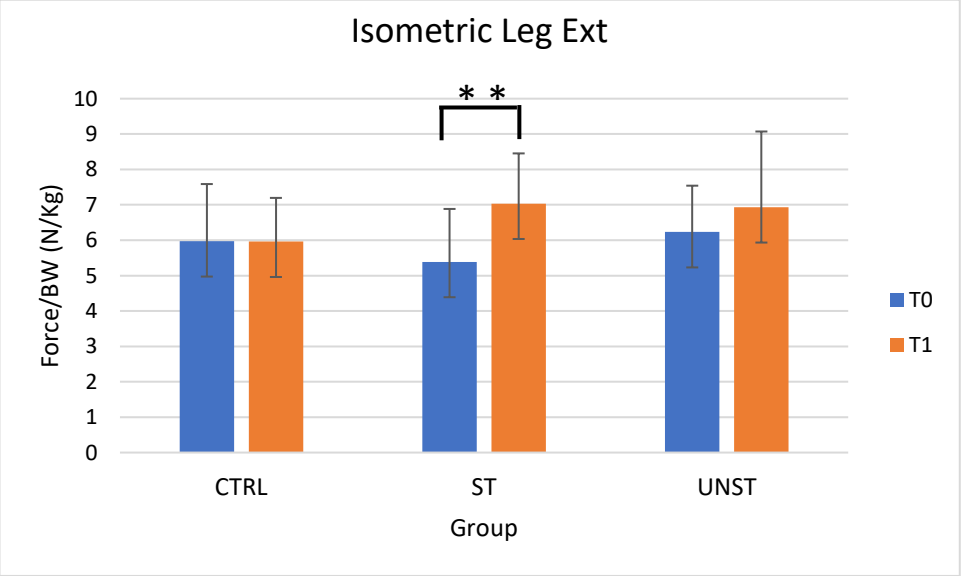


*Figura 4.11 Analisi statistica forza isometrica arto inferiore: istogramma. ** T1 statisticamente differente da T0 (p<0.01).*

## 4.4 Risultati test da campo

### *4.4.1 Risultati Timed up and go Test*

Dai risultati non è emersa alcuna significatività, né per quanto riguarda l'effetto tempo (p=0.959), né l'effetto gruppo (p=0.080), né l'interazione Time x Group (p=0.478) (Figure 4.12 e 4.13).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Time | 0.001 | 1 | 0.001 | 0.003 | 0.959 | 1.176e−5 | 9.104e−5 |
| Time ✻ GROUP | 0.740 | 2 | 0.370 | 0.757 | 0.478 | 0.007 | 0.050 |
| Residuals | 14.173 | 29 | 0.489 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 15.128 | 2 | 7.564 | 2.753 | 0.080 | 0.138 | 0.160 |
| Residuals | 79.687 | 29 | 2.748 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.12 Analisi statistica Timed up and go Test: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

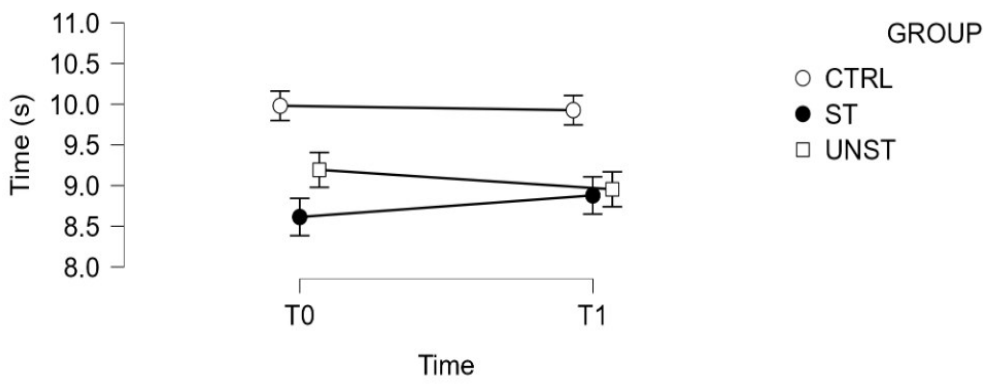


*Figura 4.13 Analisi statistica Timed up and go Test: grafico Tempo-Tempo (s).*

Dal Post Hoc test non emerge niente di significativo, ma dal sottostante grafico si può notare come il gruppo STABLE sia l'unico gruppo che ha una leggera tendenza a Peggiorare nel tempo, mentre i gruppi CTRL e UNSTABLE migliorano molto lievemente (Figure 4.14 e 4.15).

| Time | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 9.981 | 1.783 | 9 |
| | ST | 8.614 | 0.926 | 11 |
| | UNST | 9.193 | 1.006 | 12 |
| T1 | CTRL | 9.927 | 1.759 | 9 |
| | ST | 8.879 | 1.139 | 11 |
| | UNST | 8.954 | 1.001 | 12 |

*Figura 4.14 Dati TUG: media, deviazione standard e numerosità.*

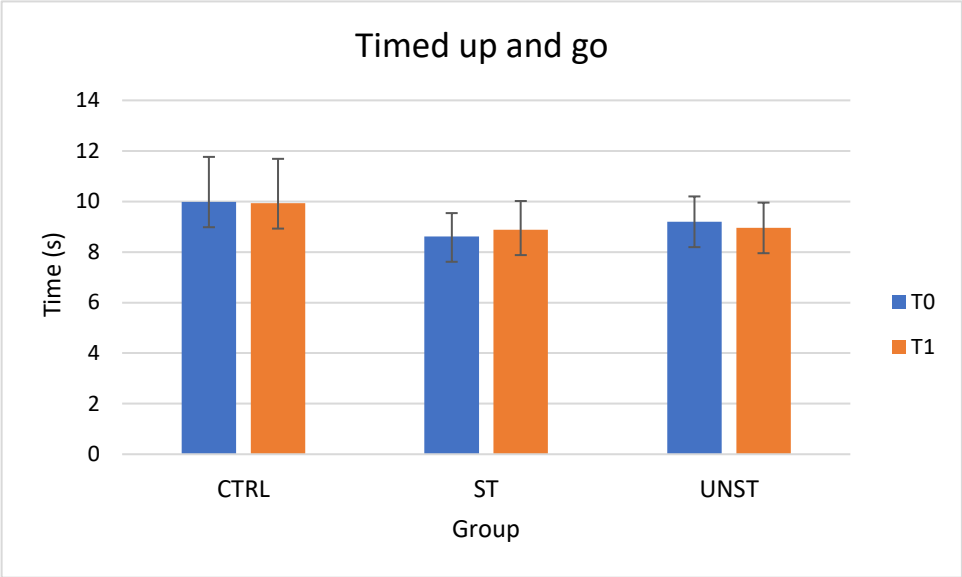


*Figura 4.15 Analisi statistica Timed up and go Test: istogramma.*

### *4.4.2 Risultati 10-meter walk Test*

Non si è riscontrato nessun effetto tempo (p=0.285), e nessun effetto dell'appartenenza ad un gruppo (p=0.234). È presente però un effetto combinato Time x Group (p=0.018) (Figure 4.16 e 4.17).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Time | 0.096 | 1 | 0.096 | 1.189 | 0.285 | 0.003 | 0.039 |
| Time ✻ GROUP | 0.754 | 2 | 0.377 | 4.663 | 0.018 | 0.026 | 0.243 |
| Residuals | 2.344 | 29 | 0.081 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 2.414 | 2 | 1.207 | 1.527 | 0.234 | 0.085 | 0.095 |
| Residuals | 22.931 | 29 | 0.791 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.16 Analisi statistica 10-meter walk Test: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

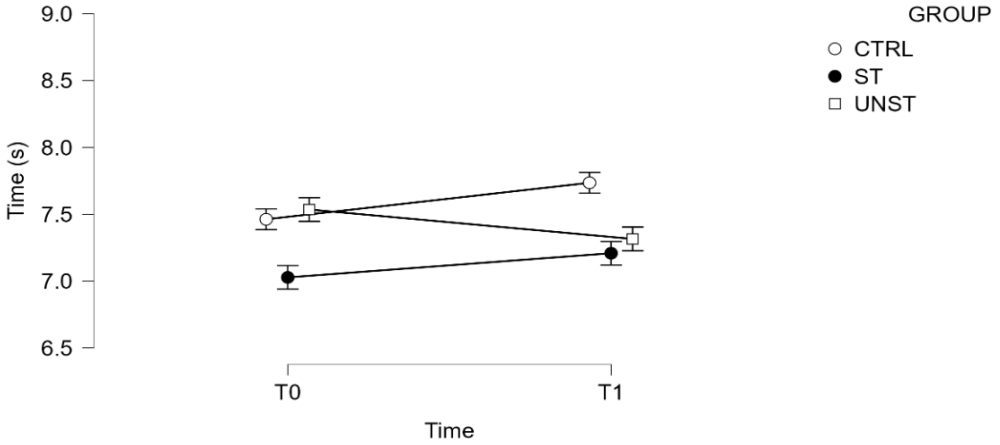


*Figura 4.17 Analisi statistica 10-meter walk Test: grafico Tempo-Tempo*

Tuttavia, il Post Hoc test non ha evidenziato nessuna significatività statistica. Dall'istogramma si può notare una leggera tendenza a peggiorare nel tempo dei gruppi STABLE e di CONTROLLO. Al contrario, il gruppo UNSTABLE presenta una leggera tendenza a migliorare nel tempo (Figure 4.18 e 4.19).

| Time | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 7.462 | 0.673 | 9 |
| | ST | 7.027 | 0.794 | 11 |
| | UNST | 7.535 | 0.476 | 12 |
| T1 | CTRL | 7.735 | 0.818 | 9 |
| | ST | 7.208 | 0.669 | 11 |
| | UNST | 7.315 | 0.524 | 12 |

*Figura 4.18 Dati 10-m walk Test: media, deviazione standard e numerosità.*

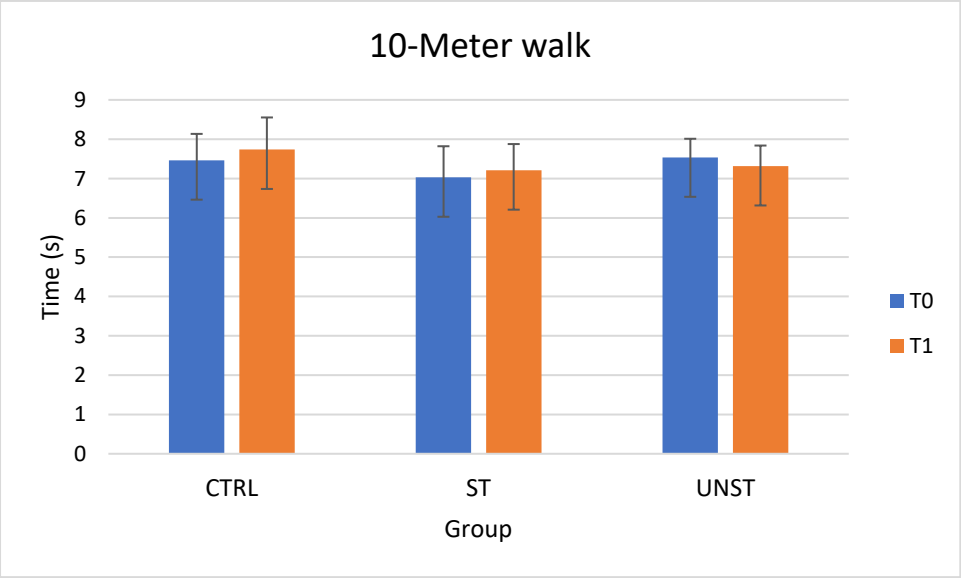


*Figura 4.19 Analisi statistica 10-meter walk test: istogramma.*

## 4.5 Risultati test di equilibrio statico

### *4.5.1 Risultati Area 95*

Dall'analisi statistica non emerge alcuna significatività: non c'è un effetto tempo (p=0.068), non c'è un effetto gruppo (p=0.178), e non c'è nessuna interazione tra le suddette variabili (p=0.525) (Figure 4.20 e 4.21).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 0.714 | 1 | 0.714 | 3.597 | 0.068 | 0.040 | 0.110 |
| TIME ✻ GROUP | 0.262 | 2 | 0.131 | 0.659 | 0.525 | 0.015 | 0.043 |
| Residuals | 5.755 | 29 | 0.198 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 1.251 | 2 | 0.626 | 1.835 | 0.178 | 0.070 | 0.112 |
| Residuals | 9.885 | 29 | 0.341 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.20 Analisi statistica Area 95: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

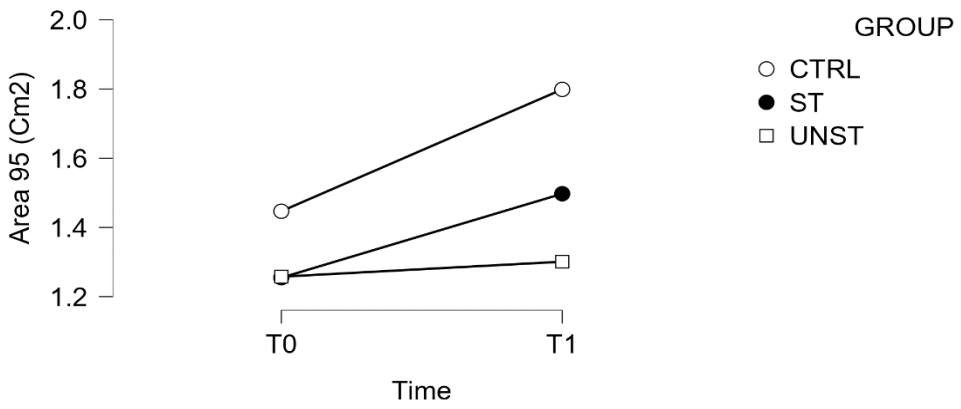


*Figura 4.21 Analisi statistica Area 95: grafico Tempo-Area 95 ($Cm^2$).*

La figura 4.23 mostra una tendenza all'aumento dell'Area dell'ellisse di confidenza, dalla prima rilevazione alla seconda, per tutti e tre i gruppi, più marcata per il gruppo di CONTROLLO e per il gruppo STABLE (Figure 4.22 e 4.23).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 1.447 | 0.472 | 9 |
| | ST | 1.255 | 0.290 | 11 |
| | UNST | 1.258 | 0.519 | 12 |
| T1 | CTRL | 1.799 | 0.615 | 9 |
| | ST | 1.497 | 0.596 | 11 |
| | UNST | 1.301 | 0.562 | 12 |

*Figura 4.22 Dati Area 95: media, deviazione standard e numerosità.*

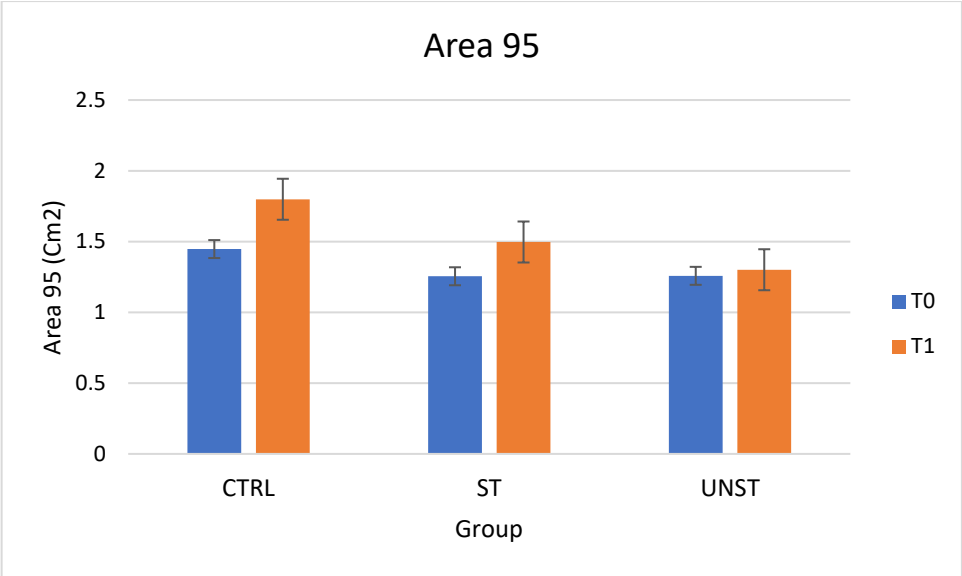


*Figura 4.23 Analisi statistica Area 95: istogramma.*

### *4.5.2 Risultati Unit Path*

Dai risultati si evince un effetto statisticamente significativo del tempo (p=0.034), mentre per quanto riguarda l'effetto gruppo (p=0.939) e l'interazione Time x Group (p=0.786) non si evidenzia alcuna significatività (Figure 4.24 e 4.25).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 0.116 | 1 | 0.116 | 4.924 | 0.034 | 0.002 | 0.145 |
| TIME ✻ GROUP | 0.011 | 2 | 0.006 | 0.243 | 0.786 | 1.567e−4 | 0.016 |
| Residuals | 0.682 | 29 | 0.024 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 0.314 | 2 | 0.157 | 0.063 | 0.939 | 0.004 | 0.004 |
| Residuals | 71.816 | 29 | 2.476 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.24 Analisi statistica Unit Path: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

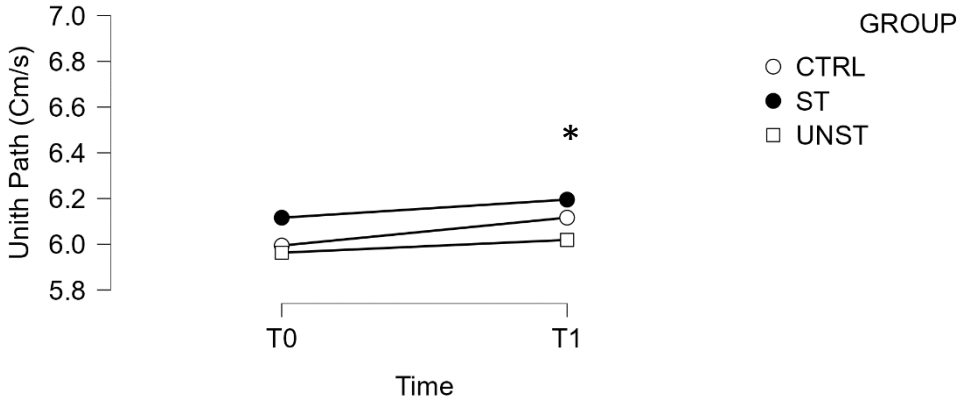


*Figura 4.25 Analisi statistica Unit Path: grafico Tempo-Unit Path (Cm/s). * statisticamente differente da T0 (p<0.05).*

Il Post Hoc test non ha evidenziato significatività. Tuttavia, le figure 4.26 e 4.27 mostrano una lieve tendenza all'aumento della velocità di spostamento del CoP in tutti e 3 i gruppi.

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 5.994 | 0.908 | 9 |
| | ST | 6.116 | 1.216 | 11 |
| | UNST | 5.963 | 1.124 | 12 |
| T1 | CTRL | 6.117 | 0.969 | 9 |
| | ST | 6.195 | 1.286 | 11 |
| | UNST | 6.019 | 1.095 | 12 |

*Figura 4.26 Dati Unit Path: media, deviazione standard e numerosità.*

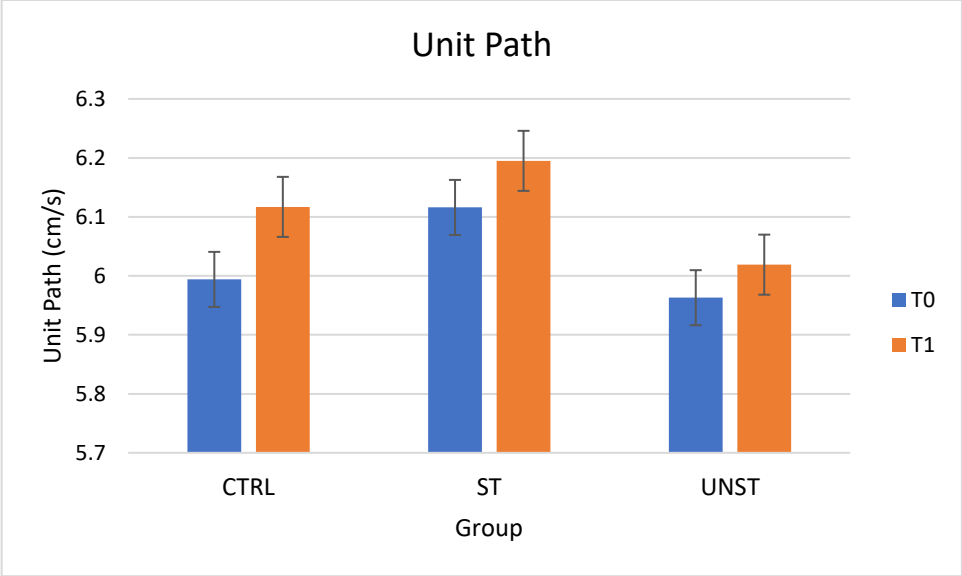


*Figura 4.27 Analisi statistica Unit Path: istogramma.*

## 4.6 Risultati test di equilibrio dinamico

### *4.6.1 Risultati First Peak*

L'analisi statistica del parametro First Peak ha evidenziato un effetto altamente significativo della variabile tempo ($p<0.001$), e un effetto statisticamente significativo dell'interazione Time x Group ($p=0.027$). Mentre non si è riscontrato alcun effetto gruppo ($p=0.701$) (Figure 4.28 e 4.29).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 42.888 | 1 | 42.888 | 29.171 | < .001 | 0.154 | 0.501 |
| TIME ✻ GROUP | 12.095 | 2 | 6.048 | 4.114 | 0.027 | 0.043 | 0.221 |
| Residuals | 42.636 | 29 | 1.470 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 4.384 | 2 | 2.192 | 0.360 | 0.701 | 0.016 | 0.024 |
| Residuals | 176.737 | 29 | 6.094 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.28 Analisi statistica First peak: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

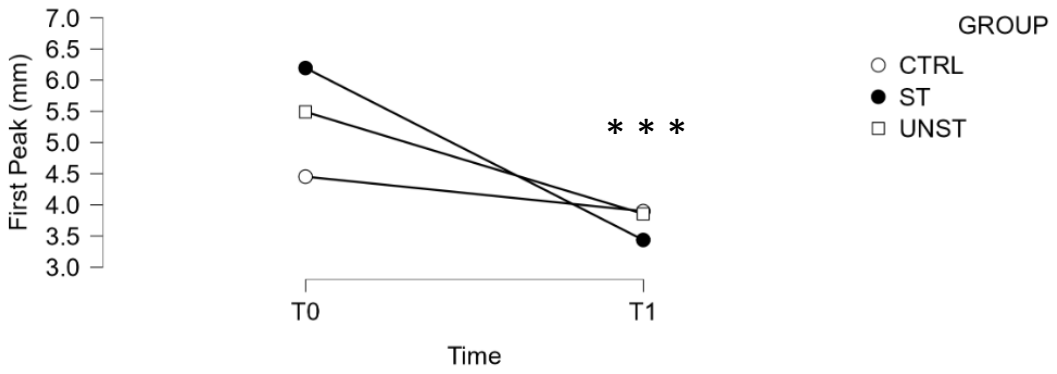


*Figura 4.29 Analisi statistica First Peak: grafico Tempo-First Peak (mm). *** statisticamente differente da T0 ($p<0.001$).*

Dal confronto dei valori ST T0 e ST1, e UNST T0 e UNST T1, attraverso il Post Hoc test, è emersa una rispettiva diminuzione dei valori, molto evidente anche dal grafico. Nel primo caso, c'è stato un miglioramento altamente significativo ($p_{bonf}$ $<0.001$), mentre nel secondo caso un miglioramento statisticamente significativo ($p_{bonf}=0.038$). Il gruppo di CONTROLLO invece, non ha evidenziato nessuna variazione significativa nel tempo (Figure 4.30 e 4.31).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 4.452 | 2.360 | 9 |
| | ST | 6.195 | 1.286 | 11 |
| | UNST | 5.492 | 1.780 | 12 |
| T1 | CTRL | 3.899 | 2.213 | 9 |
| | ST | 3.437 | 1.355 | 11 |
| | UNST | 3.856 | 2.447 | 12 |

*Figura 4.30 Dati First Peak: media, deviazione standard e numerosità.*

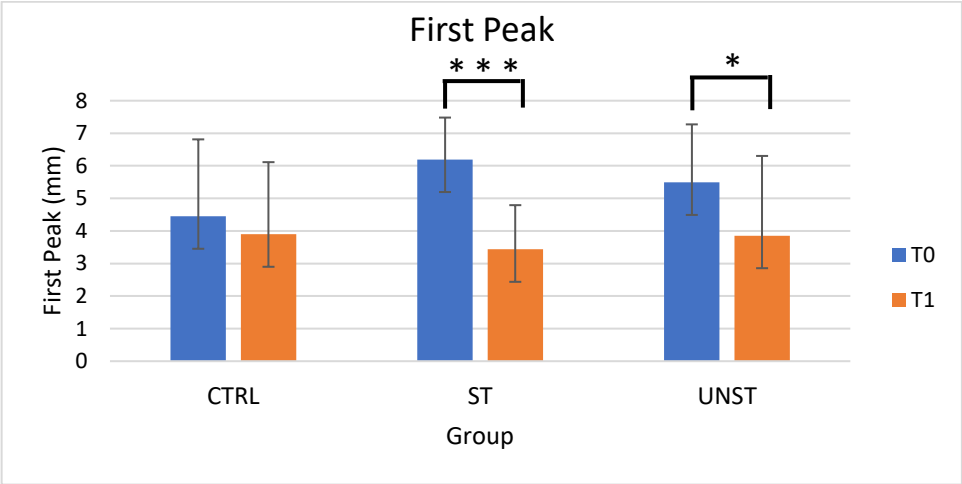


*Figura 4.31 Analisi statistica First Peak: istogramma. *** T1 statisticamente differente da T0 (p<0.001). * T1 statisticamente differente da T0 (p>0.05).*

## *4.6.2 Risultati Oscillazione massima*

L'analisi statistica indica che l'unico effetto altamente significativo è stato l'effetto tempo (p<0.001). L'analisi della variabile Group e dell'interazione delle due variabili non ha riportato risultati significativi (rispettivamente p=0.593 e p=0.194) (Figure 4.32 e 4.33).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 26.187 | 1 | 26.187 | 16.972 | < .001 | 0.076 | 0.369 |
| TIME ∗ GROUP | 5.356 | 2 | 2.678 | 1.736 | 0.194 | 0.016 | 0.107 |
| Residuals | 44.745 | 29 | 1.543 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 9.430 | 2 | 4.715 | 0.532 | 0.593 | 0.028 | 0.035 |
| Residuals | 257.182 | 29 | 8.868 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.32 Analisi statistica Massima Oscillazione: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

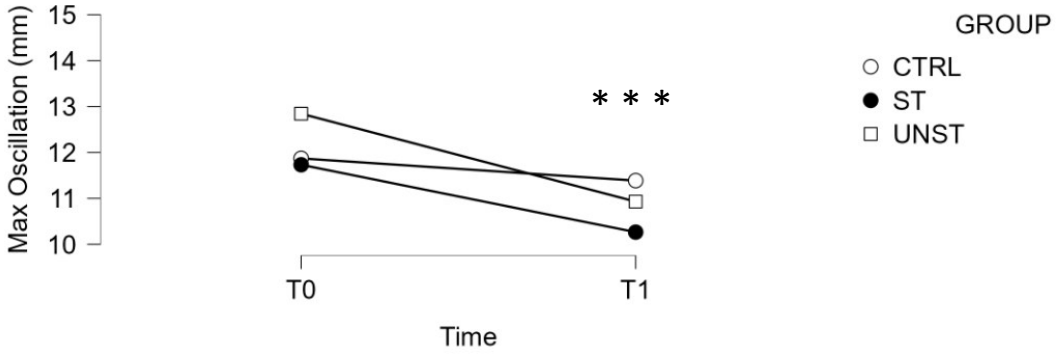


*Figura 4.33 Analisi statistica Massima Oscillazione: grafico Time-Max Oscillazione (mm). *** statisticamente differente da T0 (p<0.001).*

Analizzando i dati Post Hoc è emerso un miglioramento significativo del gruppo UNSTABLE ($p_{bonf}$=0.011). Nel gruppo di CONTROLLO e STABLE non sono emerse differenze statisticamente significative ($p_{bonf}$=0.145) (Figure 4.34 e 4.35).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 11.871 | 2.565 | 9 |
| | ST | 11.732 | 2.191 | 11 |
| | UNST | 12.844 | 2.156 | 12 |
| T1 | CTRL | 11.387 | 2.441 | 9 |
| | ST | 10.265 | 1.795 | 11 |
| | UNST | 10.930 | 2.527 | 12 |

*Figura 4.34 Dati Massima Oscillazione: media, deviazione standard e numerosità.*

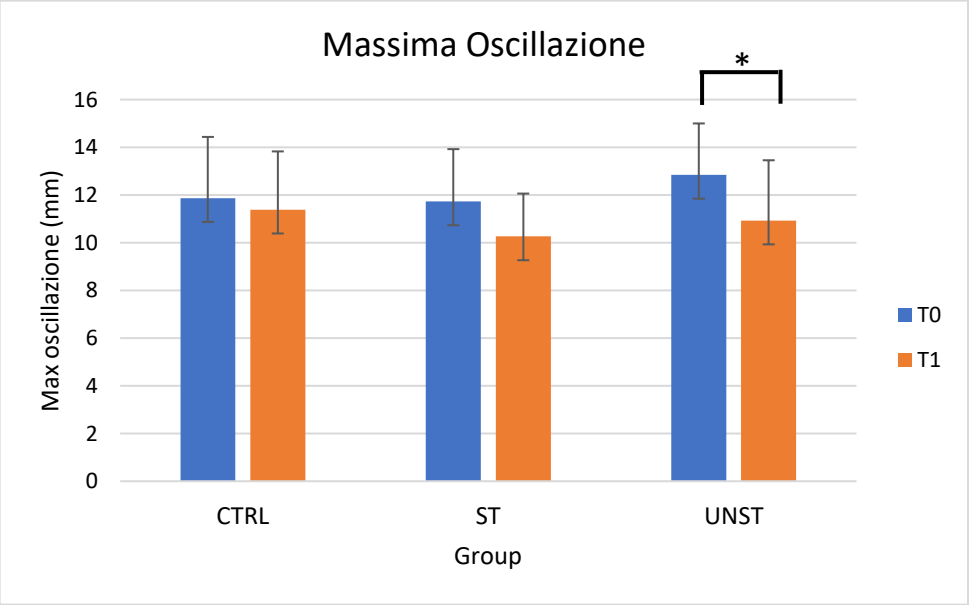


*Figura 4.35 Analisi statistica massima oscillazione: istogramma. * T1 statisticamente differente da T0 (p<0.05).*

### *4.6.3 Risultati Post-perturbation Variability (PPV)*

Dall'analisi statistica risulta un unico effetto altamente significativo della variabile tempo ($p<0.001$), mentre nessuna significatività né dell'interazione Time x Group ($p=0.307$), né della variabile Group ($p=0.297$) (Figure 4.36 e 4.37).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 3.337 | 1 | 3.337 | 18.811 | < .001 | 0.113 | 0.393 |
| TIME ✻ GROUP | 0.436 | 2 | 0.218 | 1.230 | 0.307 | 0.015 | 0.078 |
| Residuals | 5.144 | 29 | 0.177 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 1.660 | 2 | 0.830 | 1.268 | 0.297 | 0.056 | 0.080 |
| Residuals | 18.992 | 29 | 0.655 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.36 Analisi statistica PPV: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

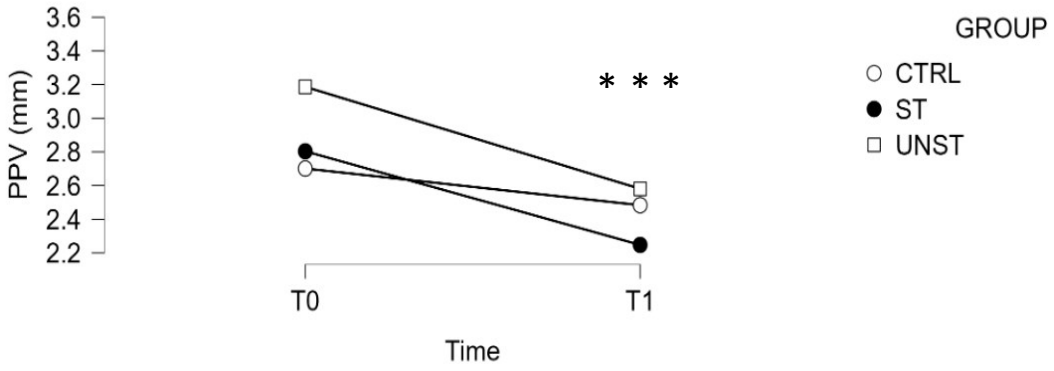


*Figura 4.37 Analisi statistica PPV: grafico Time-PPV (mm). *** statisticamente differente da T0 ($p<0.001$).*

Il Post Hoc test ha messo in evidenza un significativo miglioramento del gruppo UNSTABLE da T0 a T1 ($p_{bonf}=0.021$), ma nessun miglioramento significativo del gruppo STABLE ($p_{bonf}=0.065$). Dal grafico si evince che anche il gruppo di CONTROLLO e il gruppo STABLE hanno ridotto la propria variabilità alla seconda rilevazione rispetto alla prima, anche se in maniera non significativa (Figure 4.38 e 4.39).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 2.701 | 0.663 | 9 |
| | ST | 2.804 | 0.495 | 11 |
| | UNST | 3.187 | 0.719 | 12 |
| T1 | CTRL | 2.483 | 0.563 | 9 |
| | ST | 2.247 | 0.363 | 11 |
| | UNST | 2.581 | 0.885 | 12 |

*Figura 4.38 Dati PPV: media, deviazione standard e numerosità.*

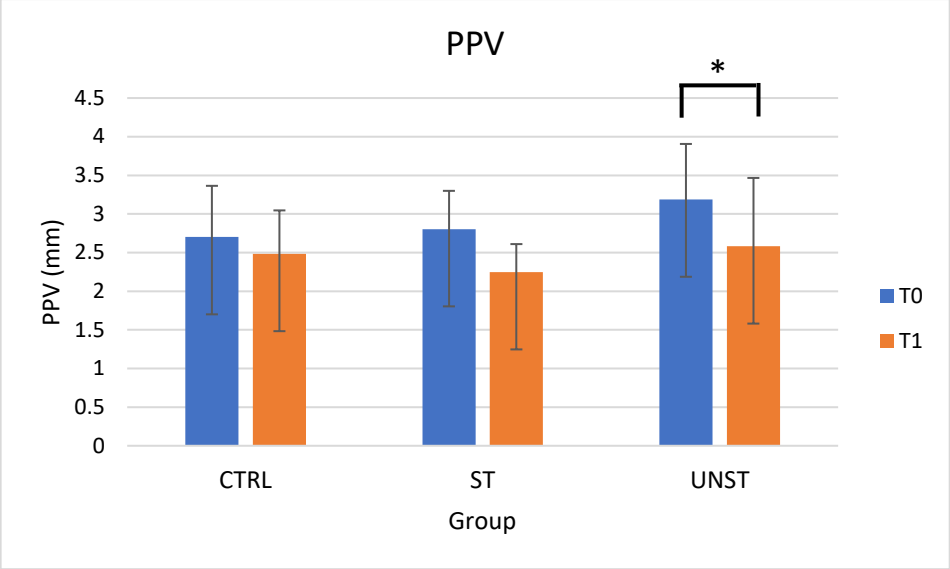


*Figura 4.39 Analisi statistica PPV: istogramma. * T1 statisticamente differente da T0 (p<0.05).*

## *4.6.4 Risultati Time to Restore (TTR)*

L'analisi statistica della variabile TTR non ha evidenziato alcun effetto significativo del tempo (p=0.107), dell'appartenenza al gruppo (p=0.406) e dell'interazione tempo-gruppo (p=0.863) (Figure 4.40 e 4.41).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 20.557 | 1 | 20.557 | 2.759 | 0.107 | 0.034 | 0.087 |
| TIME ✻ GROUP | 2.200 | 2 | 1.100 | 0.148 | 0.863 | 0.004 | 0.010 |
| Residuals | 216.073 | 29 | 7.451 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 22.457 | 2 | 11.229 | 0.929 | 0.406 | 0.037 | 0.060 |
| Residuals | 350.435 | 29 | 12.084 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.40 Analisi statistica TTR: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

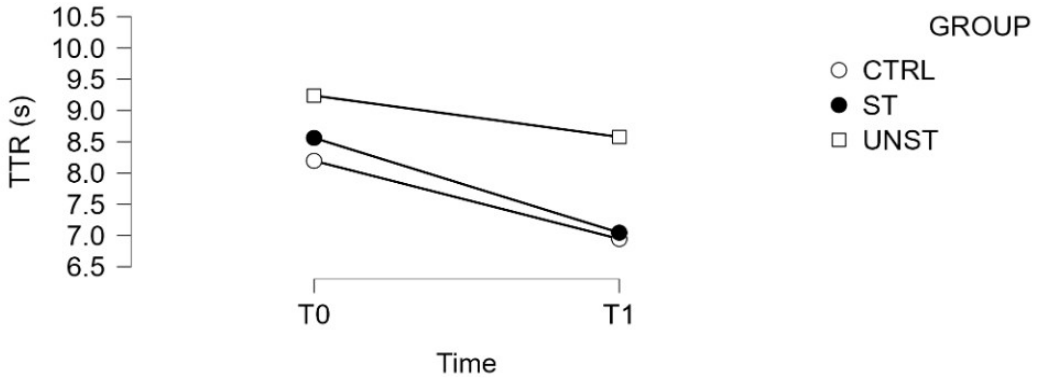


*Figura 4.41 Analisi statistica TTR: grafico Time-TTR (s).*

L'istogramma mostra una lieve tendenza al miglioramento per tutti e 3 i gruppi, con maggiore rilevanza dei gruppi STABLE e UNSTABLE, ma non sufficiente da risultare significativa (Figure 4.42 e 4.43).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 8.194 | 3.595 | 9 |
| | ST | 8.561 | 2.418 | 11 |
| | UNST | 9.238 | 3.785 | 12 |
| T1 | CTRL | 6.946 | 1.897 | 9 |
| | ST | 7.045 | 2.370 | 11 |
| | UNST | 8.577 | 3.838 | 12 |

*Figura 4.42 Dati TTR: media, deviazione standard e numerosità.*

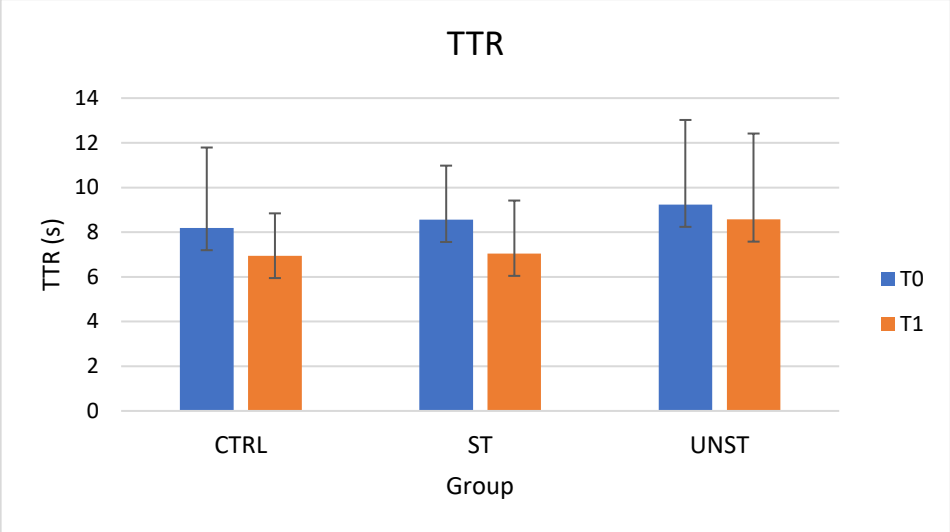


*Figura 4.43 Analisi statistica TTR: istogramma.*

### *4.6.5 Risultati Area 95 Sine Wave*

I risultati non hanno mostrato nessun effetto gruppo (p=0.850) e nessuna interazione Time x Group (p=0.965). È emerso invece un effetto tempo altamente significativo (p<0.001) (Figure 4.44 e 4.45).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 1948.950 | 1 | 1948.950 | 17.226 | < .001 | 0.136 | 0.373 |
| TIME ✻ GROUP | 36.933 | 2 | 18.467 | 0.163 | 0.850 | 0.003 | 0.011 |
| Residuals | 3281.093 | 29 | 113.141 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 22.476 | 2 | 11.238 | 0.036 | 0.965 | 0.002 | 0.002 |
| Residuals | 9080.285 | 29 | 313.113 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.44 Analisi statistica Area 95: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

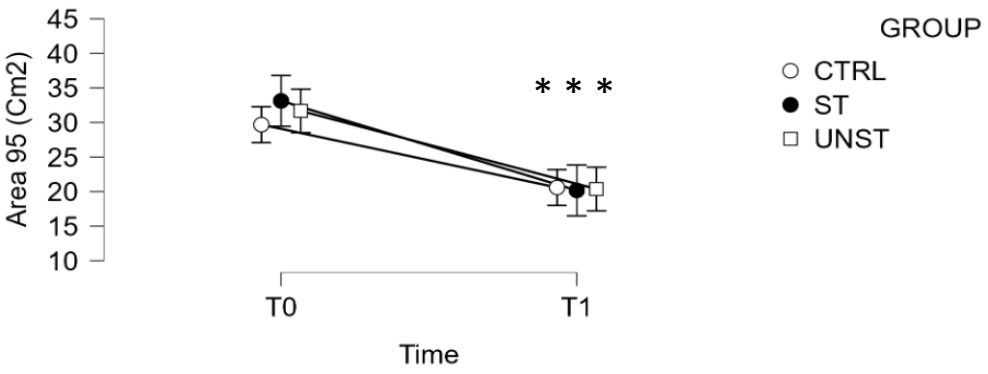


*Figura 4.45 Analisi statistica Area 95 Sine Wave: grafico Time-Area 95 ($Cm^2$). *** statisticamente differente da T0 (p<0.001).*

Il Post Hoc test non ha rilevato nulla di significativo (Figure 4.46 e 4.47), nonostante tutti i gruppi abbiano evidenziato un miglioramento nel tempo.

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 29.688 | 10.009 | 9 |
| | ST | 33.124 | 21.819 | 11 |
| | UNST | 31.678 | 20.668 | 12 |
| T1 | CTRL | 20.596 | 6.669 | 9 |
| | ST | 20.170 | 9.516 | 11 |
| | UNST | 20.373 | 8.734 | 12 |

*Figura 4.46 Analisi dati Area 95 Sine Wave: media, deviazione standard e numerosità.*

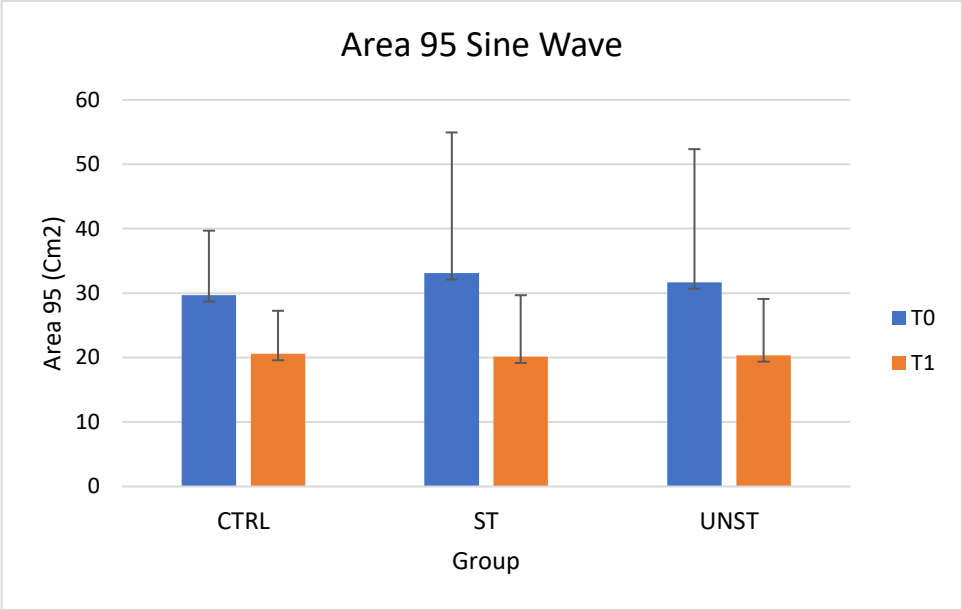


*Figura 4.47 Analisi statistica Area 95 Sine Wave: istogramma.*

### *4.6.6 Risultati Area 95 0-10s Sine Wave*

L'analisi statistica ha rilevato un effetto del tempo ($p<0.001$), ma nessun effetto del gruppo di appartenenza ($p=0.863$) e dell'interazione Time x Group (0.912) (Figure 4.48 e 4.49).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 2562.943 | 1 | 2562.943 | 15.994 | < .001 | 0.137 | 0.355 |
| TIME ∗ GROUP | 47.615 | 2 | 23.807 | 0.149 | 0.863 | 0.003 | 0.010 |
| Residuals | 4647.087 | 29 | 160.244 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 72.978 | 2 | 36.489 | 0.093 | 0.912 | 0.004 | 0.006 |
| Residuals | 11396.991 | 29 | 393.000 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.48 Analisi statistica Area 95 0-10: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

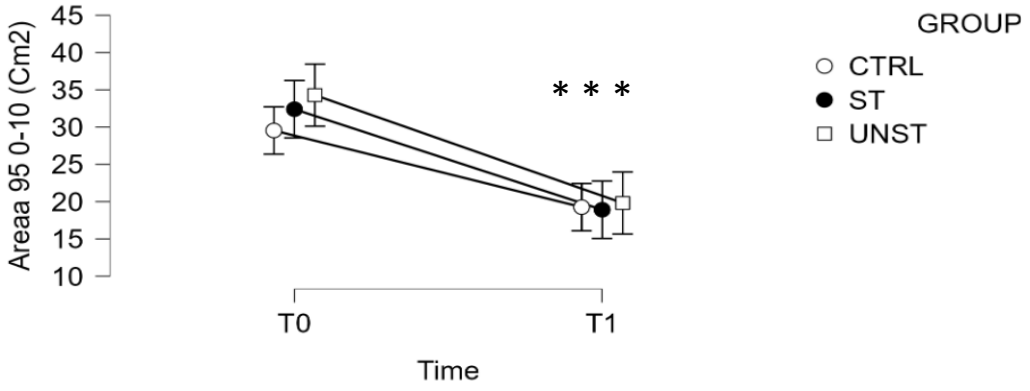


*Figura 4.49 Analisi statistica Area 95 0-10: grafico Time-Area 95 ($Cm^2$). *** statisticamente differente da T0 ($p<0.001$).*

Dalle figure sottostanti possiamo notare come tutti e 3 i gruppi siano migliorati rispetto alla condizione di partenza T0, nonostante non sia emersa nessuna significatività (Figura 4.50 e 4.51).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 29.544 | 11.713 | 9 |
| | ST | 32.399 | 21.366 | 11 |
| | UNST | 34.288 | 27.361 | 12 |
| T1 | CTRL | 19.263 | 6.556 | 9 |
| | ST | 18.911 | 9.480 | 11 |
| | UNST | 19.812 | 9.066 | 12 |

*Figura 4.50 Dati Area 95 0-10: media, deviazione standard e numerosità.*

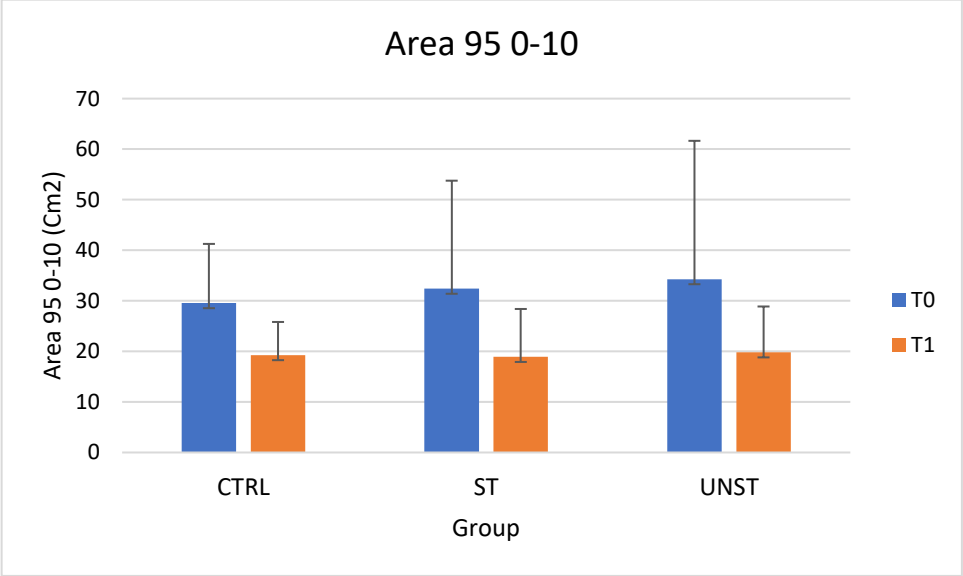


*Figura 4.51 Analisi statistica Area 95 0-10: istogramma.*

### *4.6.7 Risultati Area 95 10-20s Sine Wave*

Dall'analisi dei dati è emerso che l'unico effetto significativo è quello del tempo (p=0.002), mentre l'effetto del gruppo di appartenenza (p=0.554) e l'interazione tra le due variabili non sono risultati significativi (p=0.817) (Figure 4.52 e 4.53).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 876.856 | 1 | 876.856 | 11.942 | 0.002 | 0.085 | 0.292 |
| TIME ✻ GROUP | 88.643 | 2 | 44.321 | 0.604 | 0.554 | 0.009 | 0.040 |
| Residuals | 2129.300 | 29 | 73.424 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 100.045 | 2 | 50.022 | 0.203 | 0.817 | 0.010 | 0.014 |
| Residuals | 7146.896 | 29 | 246.445 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.52 Analisi statistica Area 95 10-20: effetto tempo, effetto gruppo, interazione Time x Group.*

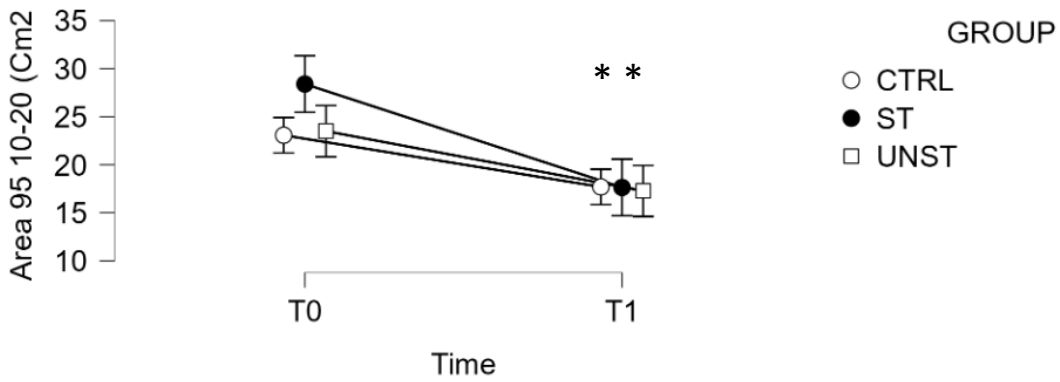


*Figura 4.53 Analisi statistica Area 95 10-20: grafico Time-Area 95 ($Cm^2$). ** statisticamente differente da aT0 (p<0.01).*

Il Post Hoc test, anche in questo caso, non ha evidenziato nulla di significativo nonostante si sia verificato un miglioramento in tutti e 3 i gruppi (Figura 4.54 e 4.55).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 23.067 | 11.383 | 9 |
| | ST | 28.398 | 19.100 | 11 |
| | UNST | 23.499 | 14.750 | 12 |
| T1 | CTRL | 17.688 | 6.228 | 9 |
| | ST | 17.632 | 10.063 | 11 |
| | UNST | 17.274 | 8.920 | 12 |

*Figura 4.54 Dati Area 95 10-20: media, deviazione standard e numerosità.*

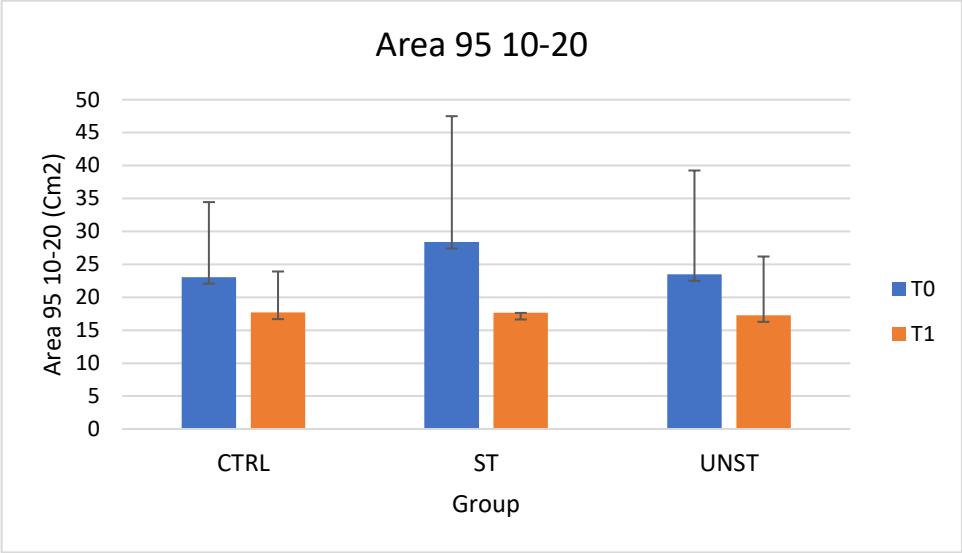


*Figura 4.55 Analisi statistica Area 95 10-20: istogramma.*

### *4.6.8 Risultati Unit Path Sine Wave*

L'analisi statistica dello Unit Path ha riscontrato un effetto statisticamente significativo del tempo ($p<0.001$), mentre nessun effetto né del gruppo ($p=0.649$), né dell'interazione Time x Group ($p=0.995$) (Figure 4.56 e 4.57).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 185.035 | 1 | 185.035 | 28.986 | < .001 | 0.111 | 0.500 |
| TIME ∗ GROUP | 5.594 | 2 | 2.797 | 0.438 | 0.649 | 0.003 | 0.029 |
| Residuals | 185.125 | 29 | 6.384 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta_p^2$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 0.459 | 2 | 0.229 | 0.005 | 0.995 | 2.743e−4 | 3.537e−4 |
| Residuals | 1297.217 | 29 | 44.732 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.56 Analisi statistica Unit Path Sine Wave: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

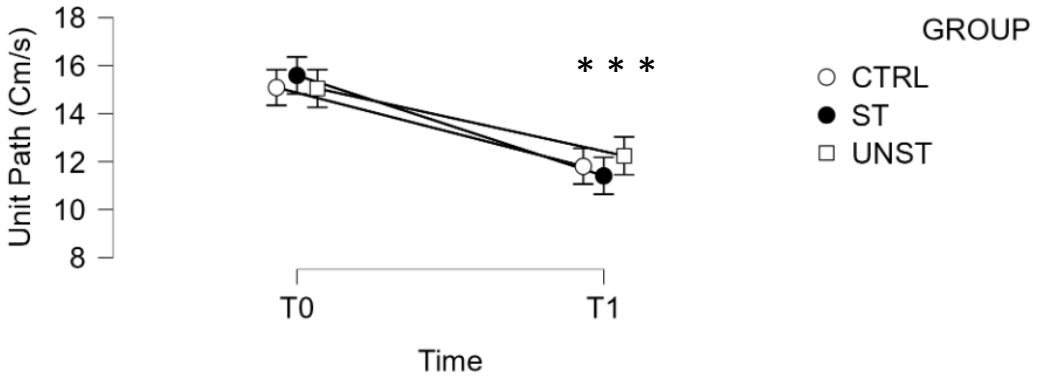


*Figura 4.57 Analisi statistica Unit Path Sine Wave: grafico Time-Unit Path (Cm/s). *** statisticamente differente da T0 (p<0.001).*

Il Post Hoc test ha mostrato una diminuzione significativa dello Unit Path ($p_{bonf}$=0.008) tra la rilevazione a T0 e la rilevazione a T1 del gruppo STABLE. Anche il gruppo UNSTABLE e il gruppo di CONTROLLO presentano dei miglioramenti ma non tali da risultare statisticamente significativi (Figure 4.58 e 4.59).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 15.086 | 3.555 | 9 |
| | ST | 15.591 | 6.624 | 11 |
| | UNST | 15.046 | 6.170 | 12 |
| T1 | CTRL | 11.803 | 3.403 | 9 |
| | ST | 11.403 | 4.763 | 11 |
| | UNST | 12.240 | 4.309 | 12 |

*Figura 4.58 Dati Unit Path Sine Wave: media, deviazione standard e numerosità.*

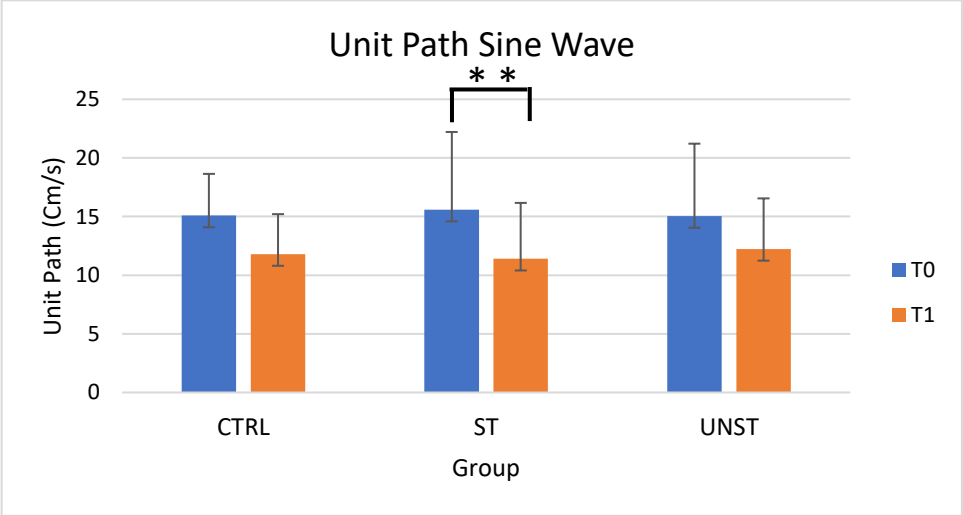


*Figura 4.59 Analisi statistica Unit Path Sine Wave: istogramma. ** T1 statisticamente differente da T0 (p<0.01).*

### *4.6.9 Risultati Unit Path 0-10s Sine Wave*

L'analisi statistica del parametro Unit Path 10-20 ha evidenziato un effetto altamente significativo della variabile tempo ($p<0.001$), ma nessun effetto statisticamente significativo dell'interazione Time x Group ($p=0.829$) e del gruppo di appartenenza ($p=0.981$) (Figure 4.60 e 4.61).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 272.059 | 1 | 272.059 | 41.687 | < .001 | 0.146 | 0.590 |
| TIME ✻ GROUP | 2.457 | 2 | 1.229 | 0.188 | 0.829 | 0.001 | 0.013 |
| Residuals | 189.263 | 29 | 6.526 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 1.807 | 2 | 0.903 | 0.019 | 0.981 | 9.681e−4 | 0.001 |
| Residuals | 1400.622 | 29 | 48.297 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.60 Analisi statistica Unit Path 0-10: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

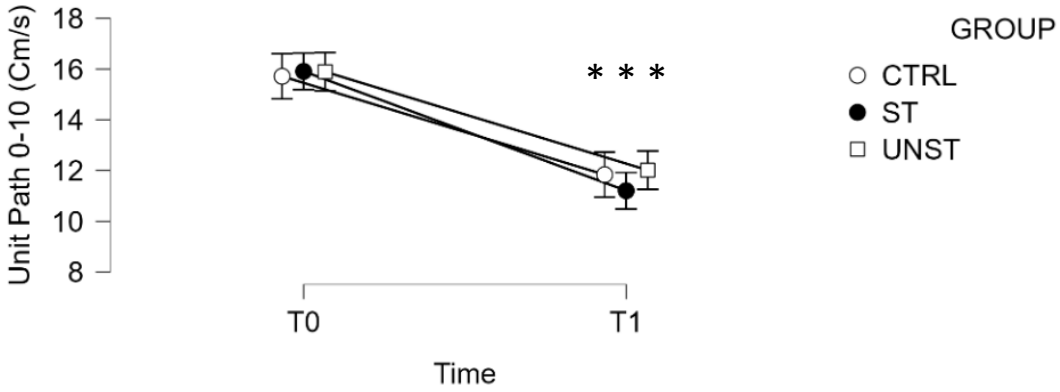


*Figura 4.61 Analisi statistica Unit Path 0-10: grafico time-Unit Path (Cm/s). *** statisticamente differente da T0 ($p<0.001$).*

I risultati del Post Hoc Test hanno individuato una diminuzione statisticamente significativa della velocità di spostamento del CoP in ognuno dei 3 gruppi da T0 a T1. Il gruppo STABLE presenta una significatività più elevata ($p_{bonf}=0.003$) rispetto al gruppo UNSTABLE ($p_{bonf}=0.013$) e al gruppo di CONTROLLO ($p_{bonf}=0.047$) (Figure 4.62 e 4.63).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 15.713 | 3.373 | 9 |
| | ST | 15.908 | 6.581 | 11 |
| | UNST | 15.893 | 6.697 | 12 |
| T1 | CTRL | 11.836 | 3.505 | 9 |
| | ST | 11.205 | 4.802 | 11 |
| | UNST | 12.013 | 4.707 | 12 |

*Figura 4.62 Dati Unit Path 0-10: media, deviazione standard e numerosità.*

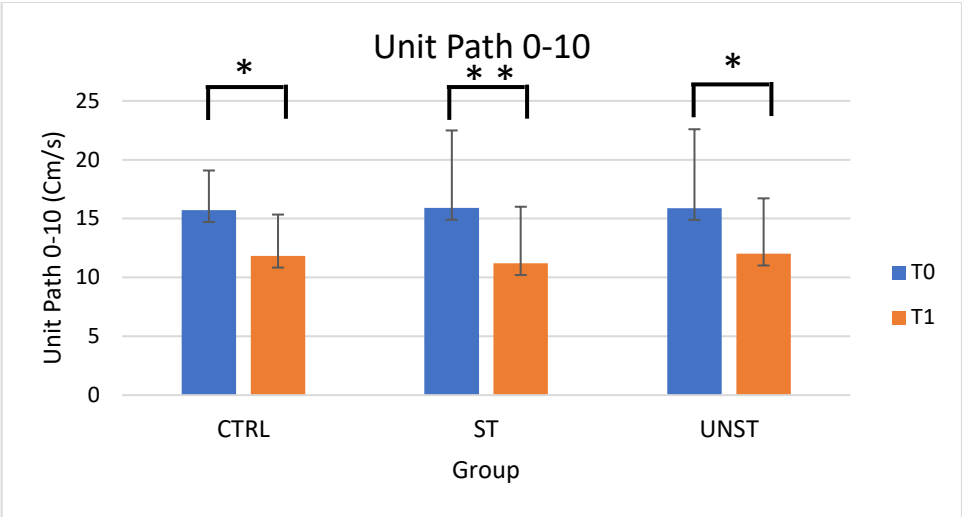


*Figura 4.63 Analisi statistica Unit Path 0-10: istogramma. ** T1 statisticamente differente da T0 (p<0.01). * T1 statisticamente differente da T0 (p<0.05).*

## *4.6.10 Risultati Unit Path 10-20s Sine Wave*

L'analisi statistica ha evidenziato il solo effetto del tempo (p<0.001), mentre non c'è nessun effetto del gruppo (p=0.502) e dell'interazione Time x Group (p=0.988) (Figure 4.64 e 4.65).

Within Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIME | 114.456 | 1 | 114.456 | 14.968 | < .001 | 0.070 | 0.340 |
| TIME ✻ GROUP | 10.782 | 2 | 5.391 | 0.705 | 0.502 | 0.007 | 0.046 |
| Residuals | 221.750 | 29 | 7.647 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

Between Subjects Effects

| Cases | Sum of Squares | df | Mean Square | F | p | $\eta^2$ | $\eta^2_p$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| GROUP | 1.042 | 2 | 0.521 | 0.012 | 0.988 | 6.411e−4 | 8.150e−4 |
| Residuals | 1277.759 | 29 | 44.061 | | | | |

*Note.* Type III Sum of Squares

*Figura 4.64 Analisi statistica Unit Path 10-20: effetto tempo, effetto gruppo e interazione Time x Group.*

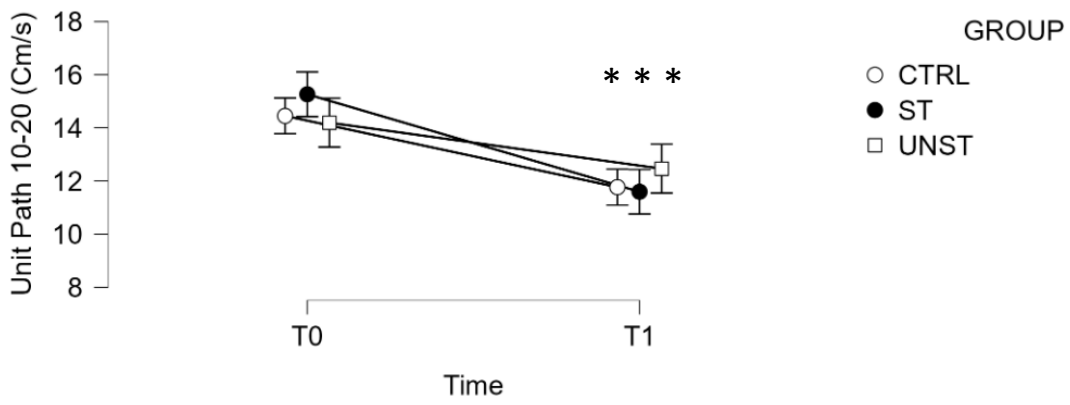


*Figura 4.65 Analisi statistica Unit Path 10-20: grafico Time-Unit Path (Cm/s). *** statisticamente differente da T0 (p<0.001).*

Il Post Hoc test non ha messo in evidenza nessuna differenza significativa del tempo all'interno del gruppo. Si può notare però che il miglioramento del gruppo STABLE risulta al limite della significatività ($p_{bonf}$=0.062) (Figure 4.66 e 4.67).

| TIME | GROUP | Mean | SD | N |
|---|---|---|---|---|
| T0 | CTRL | 14.451 | 4.029 | 9 |
| | ST | 15.265 | 6.820 | 11 |
| | UNST | 14.195 | 5.905 | 12 |
| T1 | CTRL | 11.769 | 3.395 | 9 |
| | ST | 11.595 | 4.840 | 11 |
| | UNST | 12.464 | 4.206 | 12 |

*Figura 4.66 Dati Unit Path 10-20: media, deviazione standard e numerosità.*

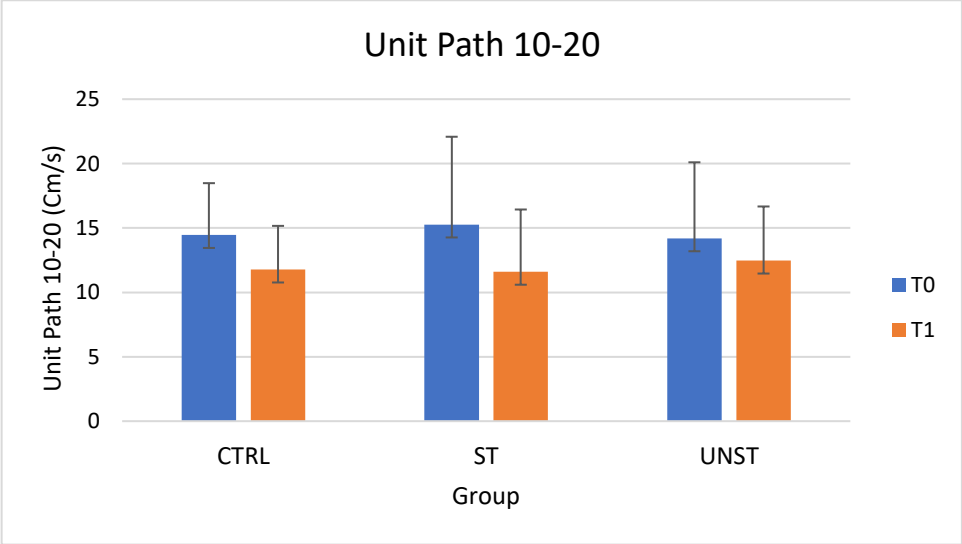


*Figura 4.67 Analisi statistica Unit Path 10-20: istogramma.*

*Capitolo 5*

# DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi aveva come obiettivo quello di indagare l'efficacia di un programma di attività motoria di 6 settimane con dispositivi destabilizzanti sulla forza e l'equilibrio, in un gruppo di anziani di età superiore ai 65 anni. L'ipotesi era che l'utilizzo di dispositivi destabilizzanti contribuisse maggiormente a migliorare l'equilibrio, rispetto all'allenamento senza i suddetti dispositivi che agiva principalmente sulla componente di forza.
Dai risultati descritti nel capitolo precedente possiamo concludere che non ci sono stati effetti dell'allenamento in nessuno dei gruppi sperimentali, né nella forza di prensione della mano, né nei test da campo (Timed up and go e 10-meter walk test), e nemmeno nei parametri di equilibrio statico (Area 95 e Unit Path). Per quanto riguarda la forza isometrica dei muscoli estensori del ginocchio invece, si è dimostrato molto efficace l'allenamento a cui si è sottoposto il gruppo ST. I parametri dei test di equilibrio dinamico hanno evidenziato complessivamente una maggior efficacia dell'allenamento a cui si è sottoposto il gruppo UNST.

In particolare, i dati di forza isometrica dell'arto inferiore, hanno evidenziato un miglioramento in entrambi i gruppi (ST 35%; UNST 11%), ma significativamente solo nei soggetti appartenenti al gruppo ST. L'incremento evidenziato è in linea con quanto emerso da auna meta-analisi (Cadore et al., 2013) che ha evidenziato miglioramenti della forza compresi tra il 6% e il 60% a seguito un protocollo di allenamento di sola forza o multicomponente. Gli studi individuati dalla meta-analisi però, riguardano soggetti considerati fragili oppure residenti in case di riposo per anziani, quindi, è evidente che siano molto meno attivi, che abbiano un livello di attività fisica giornaliera più basso, e di conseguenza siano molto più decondizionati. Il maggior decondizionamento favorisce un precoce e più alto miglioramento delle prestazioni di forza a seguito dell'allenamento somministrato. La differenza tra i due gruppi emersa nel presente lavoro di tesi può essere spiegata dal fatto che l'utilizzo di superfici destabilizzanti durante gli esercizi di forza non ha permesso l'impiego nel gruppo UNST degli stessi carichi utilizzati per il gruppo

ST. Questa spiegazione è supportata da alcuni studi presenti in letteratura (Behm D & Colado JC, n.d.), i quali sostengono che l'induzione di instabilità causa una diminuzione della produzione di forza, di potenza e di velocità date dalla maggiore necessità di stimoli adattativi, i quali difficilmente possono essere raggiunti attraverso esercizi su superfici instabili.

Invece, i risultati di forza di prensione della mano nell'Handgrip Test non hanno evidenziato alcun miglioramento nei 2 gruppi sperimentali e tantomeno nel gruppo di controllo. I soggetti coinvolti nello studio non hanno riportato miglioramenti probabilmente per due ragioni: 1) si trovavano già ad un discreto livello di fitness, confermato dai risultati del questionario GPAQ; 2) l'allenamento a cui sono stati sottoposti non prevedeva alcun esercizio per il rinforzo della presa, o più in generale per il rinforzo degli arti superiori.

Nel test da campo Timed up and go non ci sono stati miglioramenti nel tempo per nessuno dei 3 gruppi. Tuttavia, il gruppo UNST ha mostrato una tendenza al miglioramento. Considerando che il Timed up and go richiede un controllo posturale dinamico, possiamo ipotizzare che l'allenamento su superfici destabilizzanti sia stato più efficace per l'equilibrio proprio perché ha dato maggiori stimoli allenanti. Resta da comprendere se l'esposizione a tali stimoli per più di 6 settimane, potrebbe contribuire ad un miglioramento più marcato dei risultati del test. Infatti, in studi simili dove la durata dell'allenamento era maggiore, si è visto un miglioramento significativo (Cadore et al., 2014; Lustosa LP et al., 2011). Va inoltre tenuto in considerazione che i valori di partenza dei soggetti da noi analizzati erano già molto al di sotto di 13.5 secondi, che è considerato il tempo soglia oltre il quale il rischio caduta aumenta considerevolmente (Anne Shumway-Cook, 1997).

Nel 10-Meter walk test, il gruppo UNST ha evidenziato un lieve miglioramento, anche se in modo non significativo. Di conseguenza, è possibile fare le stesse considerazioni espresse per il test Timed up and go. I risultati sono in contrasto con lo studio di Lustosa (Lustosa LP et al., 2011), nel quale si riscontra invece un significativo miglioramento nel gruppo sperimentale ($p=0.01$). Anche in questo caso la discrepanza nei risultati può essere data dal minor tempo impiegato

nell'attività motoria dei nostri gruppi sperimentali (2 ore alla settimana per 6 settimane), rispetto a quest'ultima ricerca (3 ore alla settimana per 10 settimane).

Per quanto riguarda i parametri dell'equilibrio statico esaminati, Area 95 e Unit Path, i risultati non rivelano nulla di significativo. Queste conclusioni non devono impensierire perché è noto che il test di controllo posturale statico non è molto selettivo in soggetti sani e presenta una elevata variabilità intra-soggetto. In contrasto con i nostri dati, una ricerca (Chulvi-Medrano et al., 2009) dimostra un miglioramento altamente significativo dell'equilibrio statico ($p<0.001$) in un gruppo di 18 donne anziane over 65. La ricerca prevedeva un protocollo di attività fisica di 8 settimane con frequenza bisettimanale di 30 minuti per sessione, nel quale venivano proposti esercizi di forza su una superficie destabilizzante (T-Bow). Il miglioramento mostrato potrebbe tuttavia dipendere dalle caratteristiche intrinseche del test che è stato impiegato. Il 1-Leg stance test, infatti, è un test con una elevata componente volontaria rispetto allo standing bipodalico, oltre che più difficile e quindi selettivo in quanto prevede un appoggio monopodalico.

I parametri relativi all'equilibrio dinamico sono quelli che hanno evidenziato le differenze maggiori tra i 2 gruppi. Nella destabilizzazione esterna inaspettata (protocollo Ramp), i gruppi ST e UNST sono migliorati in tutti i parametri rispetto al gruppo di controllo. I miglioramenti più marcati si sono visti nel gruppo UNST, ad eccezione del parametro First Peak. Il gruppo ST, nonostante nella massima oscillazione e nel PPV non abbia raggiunto la significatività, ha comunque migliorato i suoi risultati in seguito all'allenamento di 6 settimane. Quanto detto ci fa supporre che entrambi i tipi di allenamento siano stati potenzialmente efficaci per il controllo posturale dinamico in risposta ad una perturbazione inattesa. È chiaro che l'allenamento su superfici destabilizzanti crea degli stimoli maggiori della componente propriocettiva rispetto all'attività su superfici stabili, e siccome le informazioni somatosensitive date dai propriocettori costituiscono uno dei 3 fattori determinanti l'equilibrio, ciò potrebbe essere alla base della migliore prestazione del gruppo UNSTABLE.

Per quanto riguarda i risultati dell'equilibrio dinamico seguito della perturbazione esterna protratta per 20 secondi, ci attendevamo una riduzione sia dell'area

dell'ellisse di confidenza che della velocità di oscillazione del CoP. Tuttavia, i risultati hanno evidenziato un comportamento del CoP molto variabile da soggetto a soggetto. I risultati, inoltre, hanno dimostrato una diminuzione dei valori di entrambi i parametri a distanza di 6 settimane, non solo nei due gruppi sperimentali che hanno effettuato l'allenamento, ma anche nel gruppo di controllo. Ciò esclude che il miglioramento ottenuto possa essere attribuito esclusivamente all'attività fisica proposta. Si potrebbe ipotizzare un effetto apprendimento anche se la durata del test ed il tempo intercorso tra la prima e la seconda sessione (6 settimane) non ci spinge ad aderire a questa tesi e merita di essere approfondito con ulteriori studi. Un effetto apprendimento è invece plausibile considerando le tre prove eseguite in ciascuna delle 2 sessioni, con i valori della prima prova sempre peggiori rispetto a quelli delle ultime due. Per questo motivo, ulteriori analisi potrebbero prendere in considerazione l'ipotesi di analizzare solo l'ultima delle tre prove.

Il confronto dei risultati di equilibrio dinamico della Shaker Table con quelli presenti in letteratura risulta complesso poiché gli studi esaminati sull'efficacia di protocolli di allenamento sull'equilibrio dinamico, utilizzavano test quali o 8-foot-up-and-go test, Timed walking distance, Functional reach test, 6-m backward walking. I test citati, per di più, sono stati somministrati ad anziani fragili, e di conseguenza, i miglioramenti riscontrati potrebbero essere in gran parte dovuti al grande decondizionamento di partenza dei soggetti. Infine, anche se i risultati di una meta-analisi (Behm et al., 2015) hanno evidenziato che un programma di allenamento di forza per anziani su superfici instabili favorisce il miglioramento dell'equilibrio, non sono stati individuati studi dove il protocollo di allenamento isolava in maniera chiara la componente di forza e la componente destabilizzante.

Alla luce dei risultati del presente lavoro di tesi, avendo riscontrato miglioramenti dovuti a 6 settimane di attività fisica, è interessante capire quali potranno essere i risultati nella prosecuzione dello studio. Infatti, esso prevede di aumentare la numerosità dei 2 gruppi e di continuare il protocollo di allenamento per altre 6 settimane. In questo modo si potrà capire se, prolungando l'attività nel tempo, i miglioramenti evidenziati dopo 6 settimane diventeranno più marcati al termine di altre 6 settimane di allenamento. Sarebbe interessante poi, in una prospettiva di ricerche future, eseguire i test di equilibrio dinamico registrando l'attività

elettromiografica dei principali gruppi muscolari dell'arto inferiore per valutare se l'allenamento di forza e propriocettivo possono agire in maniera differente sul pattern di attivazione muscolare.

# BIBLIOGRAFIA

Agrawal, Y., Merfeld, D. M., Horak, F. B., Redfern, M. S., Manor, B., Westlake, K. P., Holstein, G. R., Smith, P. F., Bhatt, T., Bohnen, N. I., & Lipsitz, L. A. (2020). Aging, Vestibular Function, and Balance: Proceedings of a National Institute on Aging/National Institute on Deafness and Other Communication Disorders Workshop. In *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences* (Vol. 75, Issue 12, pp. 2471–2480). Oxford University Press. https://doi.org/10.1093/gerona/glaa097

Anne Shumway-Cook, Margaret Baldwin, Nayak L Polissar, W. G. (1997). *Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test*. https://academic.oup.com/ptj/article/80/9/896/2842520

Barnett, A., Smith, B., Lord, S. R., Williams, M., & Baumand, A. (2003). Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: A randomised controlled trial. *Age and Ageing*, *32*(4), 407–414. https://doi.org/10.1093/ageing/32.4.407

Behm D, & Colado JC. (n.d.). *the effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation*.

Behm, D. G., Anderson, K., & Curnew, R. S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *16*(3), 416–422. https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0416:MFAAUS>2.0.CO;2

Behm, D. G., Muehlbauer, T., Kibele, A., & Granacher, U. (2015). Effects of Strength Training Using Unstable Surfaces on Strength, Power and Balance Performance Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-analysis. In *Sports Medicine* (Vol. 45, Issue 12, pp. 1645–1669). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/s40279-015-0384-x

Cadore, E. L., Casas-Herrero, A., Zambom-Ferraresi, F., Idoate, F., Millor, N., Gómez, M., Rodriguez-Mañas, L., & Izquierdo, M. (2014). Multicomponent

exercises including muscle power training enhance muscle mass, power output, and functional outcomes in institutionalized frail nonagenarians. *Age*, *36*(2), 773–785. https://doi.org/10.1007/s11357-013-9586-z

Cadore, E. L., Rodríguez-Mañas, L., Sinclair, A., & Izquierdo, M. (2013). Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: A systematic review. In *Rejuvenation Research* (Vol. 16, Issue 2, pp. 105–114). https://doi.org/10.1089/rej.2012.1397

Chulvi-Medrano, I., Colado, J. C., Pablos, C., Naclerio, F., & García-Massó, X. (2009). A lower-limb training program to improve balance in healthy elderly women using the T-bow® device. *Physician and Sportsmedicine*, *37*(2), 127–135. https://doi.org/10.3810/psm.2009.06.1719

Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *REVIEW Control of Movement J Neurophysiol*, *122*, 525–538. https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019.-In

Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial. (2012). *BMJ*, *345*(aug15 2), e5528–e5528. https://doi.org/10.1136/bmj.e5528

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. In *BioMed Research International* (Vol. 2015). Hindawi Publishing Corporation. https://doi.org/10.1155/2015/891390

Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, *35*(SUPPL.2). https://doi.org/10.1093/ageing/afl084

Saftari, L. N., & Kwon, O. S. (2018). Ageing vision and falls: A review. In *Journal of Physiological Anthropology* (Vol. 37, Issue 1). BioMed Central Ltd. https://doi.org/10.1186/s40101-018-0170-1

Sherrington, C., Michaleff, Z. A., Fairhall, N., Paul, S. S., Tiedemann, A., Whitney, J., Cumming, R. G., Herbert, R. D., Close, J. C. T., & Lord, S. R. (2017).

Exercise to prevent falls in older adults: An updated systematic review and meta-analysis. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 51, Issue 24, pp. 1749–1757). BMJ Publishing Group. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096547

Tinetti, M. E., & Kumar, C. (n.d.). *The Patient Who Falls "It's Always a Trade-off."* www.jama.com.

Lustosa LP, Silva JP, Coelho FM, Pereira DS, Parentoni AN, & Pereira LS. (2011). *Revista Brasileira de Fisioterapia*. http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235019924006

## *Ringraziamenti*

Prima di tutto vorrei ringraziare il mio relatore, il Professore Giuseppe Marcolin per la sua disponibilità.

Ringrazio poi tutti coloro che hanno partecipato a questo studio, in particolare Alex, Luca e Matteo, compagno di viaggio.

Grazie a Ilaria e Chiara per le risate e per tutto ciò che abbiamo condiviso.

Infine, un sentito ringraziamento alla mia famiglia che mi ha sempre lasciato la libertà di decidere per me stessa.