



Università degli Studi di Padova

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA
PRESIDENTE: *Ch.mo Prof. Raffaele De Caro*

TESI DI LAUREA

**Analisi della attività muscolare anticipatoria
nel movimento di raggiungimento dell'arto superiore:
effetto della diversa attivazione iniziale del tronco
e della velocità di spostamento dell'arto**

RELATORE: *Prof., Ft. Caia Marco*

LAUREANDO: *Usai Alessandro*

ANNO ACCADEMICO 2015-2016

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

SCHEDA DI PRESENTAZIONE

CANDIDATO	Usai Alessandro
RELATORE	Prof. Caia Marco
SEDE DELLO STUDIO	Ospedale Civile di Vittorio Veneto
SEDE DI LAUREA	Venezia
SESSIONE	Novembre 2016
TITOLO	Analisi della attività muscolare anticipatoria nel movimento di raggiungimento dell'arto superiore: effetto della diversa attivazione iniziale del tronco e della velocità di spostamento dell'arto

VENEZIA, 09/09/2016

Firma Relatore _____

Firma Candidato _____

INDICE

PRIME PAGINE

Riassunto

Abstract

INTRODUZIONE 5

CAPITOLO 1: ANATOMIA FUNZIONALE DELLA POSTURA 7

**CAPITOLO 2: L'ATTIVAZIONE MUSCOLARE
ANTICIPATORIA** 12

CAPITOLO 3: STUDIO OSSERVAZIONALE 16

3.1. Introduzione allo studio 16

3.2. Materiali e Metodi 17

3.2.1. Muscoli 17

3.2.2. Modalità 18

3.2.3. Protocollo 19

3.2.4. Analisi Elettromiografica 20

3.2.5. Variabili 22

3.2.6. Analisi statistica 23

3.3. Risultati 25

3.3.1. Comparazione intramodalità, SEDUTA SPONTANEA 25

3.3.2. Comparazione intramodalità, SEDUTA ATTIVA 26

3.3.3. Comparazione intramodalità, PROVA VELOCE	28
3.3.4. Attivazione anticipatoria	29
3.3.5. Comparazione intermodalità, SS-SA	30
3.3.6. Comparazione intermodalità, seduta SS-PV	32
CAPITOLO 4: DISCUSSIONE	35
CAPITOLO 5: CONCLUSIONI	40
BIBLIOGRAFIA	42

RIASSUNTO

Il controllo posturale si realizza mediante l'adozione di due differenti strategie compensatorie, gli adattamenti posturali compensatori (meccanismo di controllo a feedback) e gli aggiustamenti posturali anticipatori (meccanismo di controllo a feedforward). Gli aggiustamenti posturali anticipatori o APA sono una strategia che il sistema nervoso utilizza per minimizzare la destabilizzazione del corpo dovuta al movimento volontario o ad una perturbazione attesa, prevedendo grazie all'esperienza e a meccanismi di controllo innati gli esiti di una determinata azione. È stato condotto uno studio osservazionale nel periodo di Maggio-Giugno 2016 su 18 soggetti adulti sani. Si è voluto analizzare l'attività muscolare anticipatoria dei muscoli del tronco in relazione alla sua diversa attivazione iniziale e alla differente velocità di spostamento dell'arto superiore in un movimento di raggiungimento in posizione seduta. Per la rilevazione dell'attività muscolare è stato utilizzato un elettromiografo di superficie ed è stata analizzata l'attività muscolare di quattro muscoli: Deltoide Anteriore (agonista), Trapezio Inferiore (stabilizzatore locale), Gran Dorsale e Obliquo Esterno Controlaterale (stabilizzatori globali). Le ipotesi di partenza erano che un'attivazione iniziale del tronco che prevedesse una posizione maggiormente allineata riducesse il carico di lavoro dei muscoli posturali; rispetto alla velocità, si è utilizzata una ipotesi aperta ovvero si è voluto ricercare in che modo la velocità modificasse l'attivazione anticipatoria dei muscoli del tronco nel movimento analizzato. Dalle analisi elettromiografiche sono state ricavate due variabili primarie, la variabile Timing rappresentante il tempo di attivazione dei muscoli del tronco rispetto al muscolo agonista del movimento e la variabile Durata rappresentante invece la durata dell'attivazione di ogni muscolo nella prima fase del movimento. I risultati dello studio mostrano come un allineamento posturale consenta di diminuire il lavoro di stabilizzazione dei muscoli del tronco in un movimento di raggiungimento con l'arto superiore e come una maggiore velocità di spostamento produca un maggiore coinvolgimento dei muscoli stabilizzatori.

ABSTRACT

Postural control is achieved through the adoption of two different compensatory strategies, compensating postural adjustments (feedback control mechanism) and anticipatory postural adjustments (feedforward control mechanism). The anticipatory postural adjustments or APA represent one of the strategies used by the nervous system in order to minimize the destabilization due to the voluntary movement of the body or to an expected postural disturbance, on the base of previous experience and inherent control mechanisms for a specific task. An observational study on 18 healthy subjects has been developed from May to June 2016. The authors wanted to analyze the anticipatory muscle activity of the trunk muscles in relation to the different initial activation of the trunk itself and to upper limb movement speed during a reaching activity in sitting. For muscular activity detection, a surface electromyography has been used and the muscle activity of four muscles has been analyzed: Anterior Deltoid (agonist), Lower Trapezius (local stabilizer), Latissimus Dorsi and Contralateral Obliquus Externus Abdominis (global stabilizers). The initial hypothesis was that an early activation of the trunk providing for a more aligned position in sitting could reduce the load for postural muscles. For what concerned limb movement speed the authors built up an open hypothesis considering the possibility that higher upper limb movement speed could change anticipatory activation of the trunk muscles in the analyzed movement. Electromyographic analysis by two primary variables were obtained, the Timing variable representing the time of trunk muscles activation in relation to the agonist muscle movement, the variable Duration representing the length of each muscle activation in the first phase of the movement. The study results show that a postural alignment can decrease the stabilization activity of the trunk muscles during the upper limb reaching movement and that increased speed of upper limb movement produces a greater involvement of stabilizer muscles.

INTRODUZIONE

Shumway-Cook e Woollacott definiscono il controllo posturale come il controllo della posizione del corpo nello spazio con il duplice obiettivo di stabilità e orientamento. L'*orientamento* corrisponde all'abilità di mantenere una appropriata relazione tra i segmenti del corpo e tra il corpo e le componenti dell'ambiente in cui si realizza il compito, mentre la *stabilità posturale* viene descritta come la capacità di controllare il centro di massa in relazione alla base di appoggio (Shumway-Cook e Woollacott 2016). Tutte le attività della vita quotidiana richiedono un certo grado di controllo posturale con componenti diverse di stabilità e orientamento, specifiche per l'attività svolta. Ad esempio, leggere un libro seduti su una panchina avrà una componente di orientamento importante per mantenere lo sguardo focalizzato sulle righe del foglio mentre la componente di stabilità sarà ridotta, data la posizione seduta con la schiena appoggiata alla panchina e i piedi appoggiati al terreno (base di appoggio ampia); se invece lo stesso libro viene letto in stazione eretta la componente di orientamento sarà invariata mentre verrà aumentata la componente di stabilità per la riduzione della base di appoggio. Kandel et al. suggeriscono che la condizione di equilibrio posturale si ottiene quando tutte le forze che agiscono sul corpo sono bilanciate ed il corpo rimane nella posizione che si intende assumere. Per Kandel, il sistema posturale, al fine di mantenere l'equilibrio, deve affrontare essenzialmente tre problemi: deve mantenere una posizione eretta stabile nonostante la forza di gravità, deve generare risposte che anticipano i movimenti volontari finalizzati e deve adattarsi alle condizioni ambientali (Kandel et al. 2003).

L'attività muscolare anticipatoria è correlata quindi al movimento volontario. Il movimento volontario genera una destabilizzazione nel corpo ma questa perturbazione può essere in una certa misura predetta e prevenuta dal sistema posturale sulla base di elementi di controllo innati e sulla base dell'esperienza del soggetto in quel determinato movimento (Kandel et al. 2003). L'attività

muscolare anticipatoria si occupa quindi di preparare il corpo alla destabilizzazione attesa fornendo una stabilità preventiva al movimento. Gli aggiustamenti posturali che vengono adottati prendono il nome di “*aggiustamenti posturali anticipatori (APA)*” mentre il meccanismo nervoso che li controlla viene definito “*meccanismo di controllo a feedforward*”. Un altro meccanismo nervoso, chiamato “meccanismo di controllo a feedback”, completa il sistema posturale reagendo a stimoli ambientali inattesi e producendo adattamenti posturali durante il movimento volontario.

L’approccio nel corso degli studi universitari con questi concetti è risultato subito interessante. In particolare, il concetto che il movimento inizi in sedi e tempi diversi rispetto ai muscoli agonisti del movimento insieme all’abilità del sistema nervoso di prevedere in qualche modo le conseguenze delle azioni future sono stati lo stimolo per lo sviluppo di questa tesi di laurea.

Lo studio presentato in queste pagine ha l’obiettivo di indagare l’attività muscolare anticipatoria come parte integrante del controllo posturale. Nel corso della tesi sarà discusso un capitolo relativo alle strutture anatomiche coinvolte nel controllo della postura. Su questo argomento la letteratura scientifica esprime una conoscenza ancora parziale e non fornisce una spiegazione definitiva sui singoli sistemi coinvolti ma soprattutto sulle molteplici integrazioni che questi sistemi sviluppano nel controllo della postura. Nel secondo capitolo verrà invece trattata l’attivazione muscolare anticipatoria dal punto di vista funzionale analizzando gli studi scientifici presenti in letteratura sul soggetto sano e sul paziente neurologico. Infine si troverà il nucleo principale della tesi rappresentato dallo studio sperimentale osservazionale condotto su soggetti adulti sani nel quale l’attività muscolare anticipatoria verrà messa in relazione all’attivazione iniziale del tronco e alla velocità di spostamento dell’arto superiore in un movimento di raggiungimento in posizione seduta.

CAPITOLO 1

ANATOMIA FUNZIONALE DELLA POSTURA

Il mantenimento dell'equilibrio posturale è un processo che coinvolge molte strutture del sistema nervoso localizzate in sedi anche distanti tra loro. Il coinvolgimento delle diverse strutture non avviene in maniera standardizzata, sempre uguale, ma è, invece, fortemente dipendente dalle caratteristiche del compito e dell'ambiente in cui il soggetto si muove. Una fase importante nei processi di controllo posturale riguarda appunto l'elaborazione e l'integrazione delle informazioni provenienti dal mondo interno e dal mondo esterno. Le tipologie di informazioni che vengono elaborate ai fini del controllo posturale sono di tre tipi: informazioni somatosensoriali, informazioni visive e informazioni vestibolari. Le informazioni somatosensoriali riguardano la biomeccanica del corpo, fornendo indicazioni ad esempio sull'allungamento e la forza muscolare o sulla direzione di pressione sulla pianta del piede. Le fibre somatosensoriali del gruppo I provenienti dai fusi neuromuscolari, dagli organi tendinei del Golgi e dai meccanocettori cutanei sembrano essere essenziali alla normale latenza della risposta. Le fibre di tipo II provenienti dai fusi neuromuscolari e dagli organi tendinei del Golgi, sebbene possano avere un ruolo nelle risposte posturali automatiche, sono troppo lente per generare le prime parti della risposta. Le fibre tipo I quindi forniranno informazioni circa l'accelerazione del centro di massa mentre le fibre di tipo II forniranno informazioni sulla posizione e sulla velocità dello stesso (Kandel et al. 2012). Altre informazioni possono giungere dai recettori articolari e da recettori di pressione presenti nei reni, sensibili alla gravità e plausibilmente impiegati dal sistema nervoso per identificare la verticalità del corpo. Tutti questi segnali che arrivano al sistema somatosensoriale vengono elaborati attraverso un meccanismo a feedback per adattare l'attività dei muscoli posturali. Essi contribuiscono alla mappa neurale della posizione dei segmenti corporei in relazione tra loro e in relazione alla

superficie di appoggio e possono contribuire all'elaborazione neurale del movimento (Kandel et al. 2012).

Le informazioni provenienti dal sistema vestibolare sono un'altra componente fondamentale per il sistema posturale. Gli organi otolitici dell'apparato vestibolare forniscono informazioni sulla direzione della gravità, mentre i canali semicircolari misurano la velocità di rotazione della testa. L'apparato vestibolare informa quindi, il sistema nervoso, di come è inclinato il corpo rispetto alla forza di gravità. Durante il movimento lineare la forza gravitazionale e la verticale della superficie sono parallele ed il sistema somatosensoriale è sufficiente per analizzare la corretta risposta posturale. Al contrario, su una superficie inclinata o instabile le informazioni somatosensoriali non sono sufficienti a mantenere l'equilibrio ed in mancanza di un input vestibolare il soggetto cade (Kandel et al. 2012). Nel ganglio vestibolare del meato acustico interno sono presenti i corpi cellulari dei neuroni vestibolari che attraverso la componente vestibolare dell'VIII nervo cranico si connettono ai nuclei vestibolari del tronco dell'encefalo. Dai nuclei vestibolari del bulbo, le informazioni vengono a loro volta convogliate ai centri superiori (Waxman 2009).

La maggior parte delle fibre afferenti scarica sia tonicamente che fasicamente, essendo in tal modo in grado di fornire informazioni sia sugli stimoli di lunga durata, come l'azione della forza di gravità, sia sulle brusche variazioni di accelerazione del corpo. La rete centrale di connessioni attraverso le quali vengono elaborate le informazioni vestibolari è responsabile di diversi riflessi, che servono al corpo per compensare i movimenti del capo e per la percezione del movimento nello spazio. I riflessi di origine vestibolare sono costituiti dai riflessi vestibolo-oculari, che mantengono fissi gli occhi quando il capo si muove e dai riflessi vestibolospinali, che permettono al sistema scheletro-motorio di compensare i movimenti del capo.

Alcune connessioni vestibolari si portano ai nuclei superiore e vestibolare del cervelletto, terminando nella corteccia cerebellare all'interno del lobo flocculonodulare. Dai nuclei vestibolari del tronco encefalico dipartono due tratti: il tratto

vestibolospinale laterale, che va ai nuclei dei muscoli dell'occhio e ai nuclei motori dei nervi spinali superiori e il tratto vestibolospinale mediale, che connette il corno anteriore del midollo spinale cervicale e toracico alto. Quest'ultimo tratto è coinvolto nei riflessi di correzione labirintici che aggiustano la posizione del capo in risposta al segnale vestibolare originale.

I processi visivi, sebbene troppo lenti per fornire risposte posturali automatiche, forniscono al sistema posturale informazioni sull'orientamento e sul movimento sia da vicino che da lontano. I processi visivi svolgono un ruolo importante negli aggiustamenti posturali anticipatori durante i movimenti volontari come la pianificazione di dove mettere i piedi quando si cammina sopra degli ostacoli (Kandel et al. 2012).

Le informazioni visive, vestibolari e somatosensoriali recepite dal soggetto devono quindi essere integrate ed elaborate per sviluppare una risposta posturale adeguata al contesto.

Il Tronco Encefalico ed il Cervelletto sono due strutture fondamentali per la realizzazione di questa integrazione. Entrambi sviluppano una rete di connessioni input-output che permette loro di ricevere, elaborare e ritrasmettere le informazioni. Essi operano insieme per modulare i comandi motori discendenti dai centri corticali agli arti e al tronco e possono essere considerati la base operativa del controllo posturale.

Nel *Tronco Encefalico* vengono organizzate le sinergie muscolari per le risposte posturali automatiche anche se l'adattamento delle sinergie posturali ai cambiamenti dell'ambiente e alle richieste del compito possono richiedere l'influenza cerebellare. La regione centrale del tegmento del tronco encefalico viene denominata formazione reticolare. Questa regione, omologa alla sostanza grigia della parte intermedia del midollo spinale, inizialmente era stata descritta come una formazione scarsamente organizzata in quanto i suoi aggregati cellulari non presentano confini ben distinti e vengono attraversati da fasci di fibre lunghe, ascendenti e discendenti, che le conferiscono il caratteristico aspetto reticolare. Attualmente, tuttavia, è divenuto chiaro che la formazione reticolare presenta un

elevato grado di organizzazione e differenziazione, in quanto costituita da popolazioni distinte di neuroni che svolgono funzioni specifiche (Kandel et al. 2003). Due vie discendenti lunghe provenienti dalla formazione reticolare sono implicate nella modulazione del tono muscolare, della postura e del cammino: i tratti reticolospinali mediale e laterale. Il tratto reticolospinale mediale origina da neuroni di grandi dimensioni della parte rostrale della formazione reticolare pontina e facilita i motoneuroni spinali che innervano i muscoli assiali e le risposte estensorie delle gambe in modo da fornire un supporto per il mantenimento della postura. Il tratto reticolospinale laterale origina da neuroni della formazione reticolare bulbare mediale ed inibisce l'attività dei motoneuroni spinali e di quelli dei nuclei dei nervi cranici, provocando diminuzione di tono muscolare (Kandel et al. 2003).

Nel *Cervelletto* sono due le regioni che influenzano l'orientamento e l'equilibrio posturale: il vestibolocerebello e lo spinocerebello. Il vestibolocerebello o lobo flocculo-nodulare è una piccola porzione della corteccia cerebellare i cui neuroni proiettano direttamente ai nuclei vestibolari laterale e mediale del tronco dell'encefalo oltre a ricevere proiezioni dirette da fibre vestibolari primarie. Nei vertebrati superiori esso controlla esclusivamente l'equilibrio ed i movimenti oculari. Lo spinocerebello agisce insieme ai gangli della base nell'adattamento della risposta posturale in condizioni ambientali variabili. In particolare, lo Spinocerebello, regola la grandezza della risposta posturale in base all'esperienza pregressa mentre i gangli della base forniscono cambiamenti repentini del set posturale in risposta ad un cambiamento nell'ambiente. Uno studio, condotto su cavie animali, è riuscito a dimostrare l'influenza dello spinocerebello sul controllo posturale ed in particolare sulla modulazione degli APA. Il disegno dello studio prevedeva la presenza di tre gruppi sperimentali: un gruppo con cavie affette da danno spinocerebellare, un gruppo con cavie sane ed un ulteriore gruppo con cavie affette da atrofia degli arti inferiori indotta dalla immobilizzazione. Lo studio ha riscontrato un ritardo nelle risposte anticipatorie nel gruppo con danno spinocerebellare dimostrando la sua influenza nella

modulazione degli APA dal momento che lo stesso ritardo della risposta non era presente nel gruppo atrofia (Yamaura 2013).

I gangli della base sono altresì importanti nella regolazione del tono muscolare e della forza negli aggiustamenti posturali volontari.

Nonostante il controllo posturale avvenga principalmente a livello inconscio, alcuni centri della corteccia cerebrale svolgono una funzione di modulazione del controllo posturale. La corteccia, con questa azione, sembra ottimizzare il controllo posturale come parte del programma motorio. In particolare, l'azione di modulazione dell'area motoria supplementare (SMA) è stata dimostrata da un recente studio in cui la stimolazione diretta transcraniale con corrente continua della SMA produceva delle variazioni nell'attivazione anticipatoria dei muscoli del braccio in relazione ad un rapido movimento di flessione-estensione dell'articolazione metacarpo-falangea del dito indice (Bolzoni 2015). In relazione alla produzione di APA anche la Corteccia Premotoria (PMC) sembra svolgere un ruolo importante. In uno studio del 2010 gli autori hanno confrontato due gruppi di pazienti affetti da ictus corticale oltre ad un gruppo di soggetti sani; il primo gruppo di pazienti presentava una lesione a carico della PMC, mentre nell'altro gruppo di pazienti la PMC era stata risparmiata. Lo studio ha evidenziato come il gruppo di pazienti con lesione della PMC presentava tempi di latenza maggiori nelle risposte posturali anticipatorie degli arti inferiori precedenti all'esecuzione di un passo rispetto ai controlli ma soprattutto rispetto ai pazienti con PMC conservata. Altre aree corticali implicate nel controllo posturale sono la corteccia sensomotrice, che riceve ed elabora input sensoriali, e la corteccia temporoparietale che integra informazioni sensoriali e può contenere modelli interni per la percezione della verticalità corporea. I centri della corteccia cerebrale influenzano l'orientamento posturale e l'equilibrio, attraverso risposte anticipatorie e automatiche ma in definitiva dimostrano un'azione maggiore sul controllo degli aggiustamenti posturali anticipatori rispetto a quello delle risposte automatiche.

CAPITOLO 2

L'ATTIVAZIONE MUSCOLARE ANTICIPATORIA

Gli APA vengono messi in atto preventivamente a perturbazioni posturali attese come quelle derivanti dal movimento volontario. Il sistema posturale, pertanto, deve poter essere in grado di formulare una previsione sulla possibile destabilizzazione generata da un movimento. L'importanza di questo aspetto è stata dimostrata da uno studio condotto su pazienti con Sclerosi Multipla che ha confermato come gli APA risultino assenti in caso di una perturbazione non prevedibile (Aruin 2015).

L'attivazione muscolare anticipatoria consente di diminuire l'effetto della perturbazione conferendo al soggetto una stabilità maggiore. Considerando il movimento degli arti, assume una rilevanza particolare il comportamento della muscolatura assiale che deve fornire una stabilità centrale adeguata al compito e al contesto, su cui il movimento dell'arto possa esprimersi senza produrre una destabilizzazione tale da portare il centro di massa corporea al di fuori della base di appoggio.

Studi con indagini elettromiografiche hanno dimostrato come vi sia una attivazione anticipatoria della muscolatura del tronco preventivamente a movimenti degli arti. In particolare, per il movimento dell'arto superiore, è stata dimostrata l'attivazione anticipatoria del Trasverso dell'Addome preventivamente ai muscoli agonisti del movimento in relazione ad una elevazione unilaterale del braccio (Hodges e Richardson 1997). Altri studi hanno dimostrato come i muscoli Erettori Spinali Lombari e il Retto Addominale svolgano un'azione di stabilizzazione anticipatoria rispetto ad un compito di rilascio di un carico con gli arti superiori in stazione eretta (Slijper 2002, Krishan 2012).

Nello studio osservazionale che verrà presentato di seguito si indagherà l'attivazione muscolare anticipatoria di Trapezio Inferiore, Gran Dorsale e Obliquo Esterno Controlaterale in relazione ad un movimento di raggiungimento con l'arto superiore in posizione seduta. Uno studio su pazienti emiplegici ha dimostrato la presenza di attivazione anticipatoria del Trapezio Inferiore e del Gran Dorsale in risposta ad un movimento di raggiungimento con l'arto superiore (Pereira 2014). In un altro studio è stata confermata l'attivazione dell'Obliquo Esterno in precedenza ad un movimento di raggiungimento con l'arto superiore (Moore 1992).

Come già accennato, diverse ricerche sugli APA hanno studiato la loro relazione con diverse patologie neurologiche. Alcuni studi dove venivano comparati pazienti con patologia neurologica e soggetti sani hanno permesso di approfondire la conoscenza delle strutture anatomiche implicate in questi processi. Dal punto di vista funzionale, il primo aspetto che sembra emergere dalla letteratura è che, in un contesto di patologia neurologica, le risposte posturali anticipatorie risultano alterate. Uno studio, condotto su cavie animali, grazie alla presenza di tre gruppi sperimentali, uno con cavie con danno spinocerebellare, uno con cavie sane ed uno con cavie con atrofia degli arti inferiori indotta dall'immobilizzazione, è stato in grado di dimostrare che il ritardo delle risposte anticipatorie dipendeva esclusivamente dal danno spinocerebellare e non dall'atrofia degli arti inferiori in quanto non rilevato nel gruppo atrofia (Yamaura 2013). In ogni caso, sono stati dimostrati deficit nella produzione e organizzazione degli APA, anche in pazienti umani con danno cerebellare (Bruttini 2014). APA ritardati non sono stati riscontrati solo in pazienti atassici ma sono presenti evidenze anche relativamente ad altre patologie neurologiche. In pazienti emiplegici adulti è stato dimostrato un ritardo nell'attivazione del Soleo prima dell'inizio del cammino (Sousa 2015), un ritardo nell'attivazione del Gran Dorsale del Trapezio Inferiore prima di un movimento di raggiungimento con l'arto superiore (Pereira 2014). In pazienti emiplegici è stato riscontrato inoltre una modificazione nel timing di attivazione dei muscoli del tronco anche quando questi muscoli sono agonisti e non stabilizzatori del

movimento (Dickstein 2004). In pazienti con Sclerosi Multipla sono stati dimostrati APA ritardati agli arti inferiori e al tronco in risposta a perturbazioni esterne (Aruin 2015) e durante un compito di rilascio di un carico con gli arti superiori (Krishnan 2012). Uno studio, condotto su pazienti affetti da Morbo di Parkinson, sviluppato senza indagini EMG, ma dove veniva misurato lo spostamento del centro di massa tramite una piattaforma di forza, ha evidenziato come anche in questi pazienti ci sia una ridotta produzione di APA in risposta ad un movimento con l'arto superiore (Bleuse 2008). Un altro esperimento, con la stessa metodica e sempre su pazienti affetti da Morbo di Parkinson ha rilevato una riduzione degli APA in risposta all'esecuzione di due passi (Mancini 2009).

Come descritto nel capitolo precedente il controllo posturale in generale e gli aggiustamenti posturali anticipatori in particolare, si realizzano mediante la partecipazione di molteplici strutture nervose e attraverso l'integrazione della loro attività. In questo contesto, nonostante le patologie descritte producano deficit in diverse aree del sistema nervoso, ne risulta sempre un controllo posturale inefficace.

Un altro aspetto interessante che emerge da alcuni studi su pazienti emiplegici in seguito a ictus corticale è che il ritardo negli APA in questi pazienti risulta presente bilateralmente (Pereira 2014, Sousa 2015, Chang 2010). Sarebbe normale aspettarsi un ritardo nella latenza della risposta nel lato del corpo controlaterale alla lesione corticale, al contrario i risultati di questi studi dimostrano che in questi pazienti il deficit degli APA è presente da entrambi i lati. Pereira et al., in accordo con Chang et al., riferiscono che il riscontro di questo deficit bilaterale potrebbe essere dovuto ad una riduzione degli input afferenti alle strutture del Tronco Encefalico. Il tratto reticolospinale si distribuisce bilateralmente e sebbene in linea teorica un ictus corticale non dovrebbe produrre lesioni a carico della formazione reticolare, la riduzione delle afferenze corticali, trasmesse dai tratti corticoreticolari, a quest'area sarebbe responsabile del deficit bilaterale degli APA (Pereira 2014, Chang 2010). Pereira et al. aggiungono che, tuttavia, è da tenere in considerazione la velocità di spostamento degli arti; i pazienti producono un movimento a velocità inferiore

rispetto ai controlli sani e la ridotta velocità potrebbe influenzare la produzione di APA bilateralmente.

CAPITOLO 3

STUDIO OSSERVAZIONALE

3.1. Introduzione allo studio

Lo studio osservazionale che andremo a presentare nasce dall'idea iniziale di svolgere un'analisi elettromiografica dell'attività muscolare anticipatoria. Il passaggio successivo nella costruzione di questo progetto di studio è stata la scelta del setting e del compito da svolgere con la decisione finale di indagare il comportamento del sistema posturale anticipatorio all'interno dell'esecuzione di un compito di raggiungimento con l'arto superiore in posizione seduta. La scelta è ricaduta su questa situazione sperimentale per diverse motivazioni: in primo luogo, nel paziente neurologico, l'attività di raggiungimento dell'arto superiore in posizione seduta risponde a molteplici bisogni della vita quotidiana costituendosi come attività fondamentale per il mantenimento delle autonomie che può tuttavia risultare di difficile realizzazione per la presenza di componenti patologiche derivanti dalla malattia. Per questo motivo, anche nel contesto riabilitativo, l'acquisizione di un movimento di raggiungimento fluido e funzionale rappresenta un aspetto importante del processo di recupero. Secondariamente, perché il sistema nervoso strutturi degli adattamenti posturali anticipatori è necessario che il soggetto sia in grado di prevedere gli esiti del movimento volontario (Aruin 2015). Il raggiungimento di una bottiglia posta sopra un tavolo rappresenta una situazione ben nota a qualsiasi persona per la quale ogni soggetto è in grado di costruirsi un'immagine mentale del gesto da svolgere e creare un'aspettativa sulla destabilizzazione provocata dal movimento. Infine, sono state definite due ipotesi di ricerca, nucleo centrale dello studio. La prima ipotesi dello studio indaga la relazione tra attività anticipatoria e allineamento posturale e corrisponde al quesito: l'allineamento posturale del tronco è in grado di ridurre il carico di lavoro muscolare in un movimento di raggiungimento con l'arto superiore? Per rispondere al quesito sono state

impostate due condizioni diverse di attivazione posturale del tronco che il soggetto doveva assumere prima di iniziare il movimento di raggiungimento. La seconda ipotesi di ricerca è una ipotesi “aperta” indagante l’eventuale variazione dell’attivazione muscolare anticipatoria in relazione alla variazione della velocità di spostamento dell’arto superiore. Con questa ipotesi si è inteso compiere una osservazione delle modificazioni prodotte da un aumento della velocità di spostamento dell’arto. Per rispondere a questo quesito, è stata impostata una prova con un raggiungimento eseguito a velocità più elevata.

3.2 Materiali e Metodi

La ricerca si caratterizza come studio osservazionale. Le rilevazioni sono state eseguite su 18 soggetti sani (13 Femmine, 5 Maschi) con età media di 34,9 anni +/- 10,2 reclutati presso l’Ospedale Civile di Vittorio Veneto, sede dello studio. I soggetti erano Fisioterapisti dell’Ospedale o studenti in Fisioterapia che stavano svolgendo il tirocinio presso la struttura. I criteri di esclusione per i soggetti sono stati:

1. presenza di patologie neurologiche;
2. presenza di patologie ortopediche al cingolo scapolare o agli arti superiori.

Le rilevazioni sono state svolte all’Ospedale civile di Vittorio Veneto nel periodo di Maggio-Giugno 2016.

3.2.1. Muscoli

Sono stati scelti 4 muscoli per l’indagine elettromiografica: il DELTOIDE ANTERIORE (AD), come agonista del movimento di raggiungimento dell’arto superiore; nel corso dello studio i valori di attivazione del Deltoide saranno utilizzati come riferimento per la valutazione dell’attività degli altri muscoli. Il TRAPEZIO INFERIORE (LT), selezionato come stabilizzatore locale per la sua azione di controllo del movimento scapolare durante il raggiungimento dell’arto

superiore. Il GRAN DORSALE (LD), selezionato come stabilizzatore globale, fornisce stabilità al cingolo scapolare dandogli connessione con il cingolo pelvico oltre a svolgere un ruolo importante nel raddrizzamento del tronco. L'OBLIQUO ESTERNO CONTROLATERALE (EOC), selezionato come stabilizzatore globale, fornisce stabilità al bacino alla perturbazione laterale provocata dal sollevamento dell'arto superiore. In particolare, ai fini dello studio, sarà rilevante la valutazione dell'azione degli stabilizzatori globali.

3.2.2. Modalità

Il movimento di raggiungimento è stato eseguito dai soggetti in 3 differenti modalità: nella prima modalità, chiamata SEDUTA SPONTANEA (SS), non venivano fornite indicazioni particolari sulla posizione seduta, a parte il suggerimento di mantenere una posizione naturale e conforme alla vita quotidiana (Figura 1). Nella seconda modalità, chiamata SEDUTA ATTIVA (SA), veniva richiesto al soggetto di assumere una posizione seduta attiva con un raddrizzamento del tronco e carico spostato sulle tuberosità ischiatiche (Figura 2). Questa posizione, nell'idea degli autori, consente di ottenere, da un lato un allineamento ottimale del tronco e dall'altro un setting posturale preparatorio al movimento di raggiungimento dell'arto superiore fornendo inoltre una stabilità aumentata al sistema di controllo posturale. La preparazione ottimale al movimento dovrebbe diminuire le richieste posturali del compito e ottimizzare l'azione dei muscoli responsabili del movimento. Nella terza modalità, chiamata PROVA VELOCE (PV), non venivano fornite indicazioni particolari sulla posizione seduta ma veniva richiesto di eseguire il movimento di raggiungimento alla massima velocità compatibile all'esecuzione del movimento stesso. Con questa modalità si voleva indagare come una variazione della velocità di esecuzione andasse a modificare la risposta posturale del soggetto.

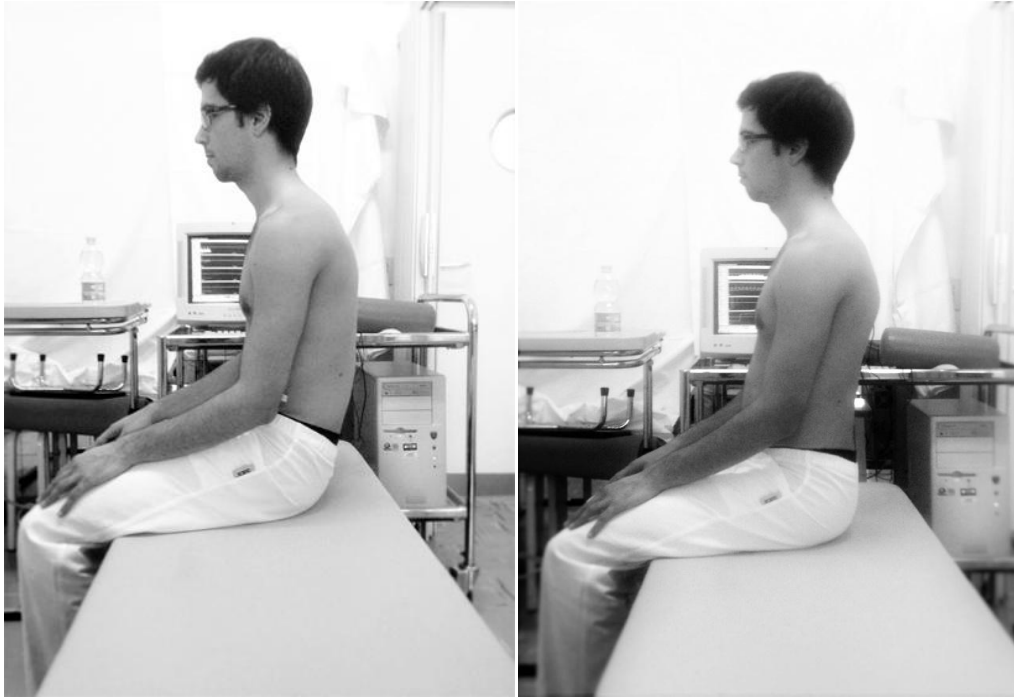


Figura 1 e 2. Foto delle due modalità sperimentali. A sinistra la modalità “seduta spontanea”, a destra la modalità “seduta attiva”.

3.2.3. Protocollo

La posizione seduta standard per lo studio è stata definita nel seguente modo: angoli di 90° ad anca, ginocchio e caviglia, pianta dei piedi completamente appoggiata al suolo e 75% della lunghezza del femore in appoggio sul lettino. Per ottenere la posizione standard l'altezza della seduta veniva regolata sull'altezza del soggetto mentre la lunghezza del femore veniva misurata per ogni soggetto in stazione eretta prendendo come punti di reperi il grande trocantere del femore e la rima intraarticolare laterale del ginocchio. Il compito di raggiungimento consisteva nel raggiungere e afferrare una bottiglietta di 0,5 L di acqua posta sopra un tavolo dove anche la posizione della bottiglia era standardizzata. L'altezza del tavolo veniva regolata in modo tale che al termine del movimento l'angolo di flessione della spalla fosse di 90° . La posizione della bottiglia sul tavolo era definita in base alla lunghezza del braccio misurata dall'acromion all'articolazione interfalangea prossimale e da una angolazione di 30° anteriore rispetto al piano frontale che permetteva di svolgere il raggiungimento sul piano

scapolare. L'arto superiore, nella posizione iniziale, era tenuto rilassato lungo il busto con la mano in appoggio sul lettino. Dopo il posizionamento degli elettrodi veniva illustrato il procedimento del test al soggetto e raccomandato di seguire le indicazioni verbali dell'esaminatore durante la prova. L'esaminatore forniva al soggetto una guida vocale all'esecuzione del test senza tuttavia generare segnali di partenza ma lasciando l'iniziativa del movimento al soggetto. Sono stati utilizzati comandi vocali aperti come "da questo momento puoi andare a prendere la bottiglia". Il test iniziava dalla modalità SEDUTA SPONTANEA, si registravano i primi 30 secondi in assenza di movimento utili a fornire una informazione all'esaminatore sull'attivazione di base dei muscoli analizzati; in seguito venivano eseguite 3 prove consecutive del movimento di raggiungimento; le 3 prove erano separate da un intervallo minimo di 10 secondi. Al termine delle 3 prove, l'elettromiografo veniva azzerato, si fornivano istruzioni sulla modalità SEDUTA ATTIVA ed il procedimento veniva ripetuto anche per questa modalità. Come in precedenza, l'elettromiografo veniva nuovamente azzerato, venivano fornite istruzioni sulla modalità PROVA VELOCE ed il procedimento veniva ripetuto anche per questa modalità. A differenza delle prove precedenti, in questa modalità non erano presenti i 30" iniziali di rilevazione a riposo ma il primo raggiungimento veniva eseguito dopo soli 10". Questo perché non è stato ritenuto necessario ripetere la misurazione dell'attività muscolare di base plausibilmente sovrapponibile a quella della modalità SEDUTA SPONTANEA.

3.2.4. Analisi Elettromiografica

È stata effettuata un'analisi elettromiografica di superficie dei muscoli descritti. Per l'analisi è stato utilizzato un elettromiografo ProComp+ della Thought Technology Ltd. Sono stati utilizzati dei sensori triodi Myoscan-Pro con gli elettrodi positivo, negativo e di terra integrati nello stesso sensore (Figura 5). Il range di rilevazione del sensore è 20-500 Hz con rilevazioni fino a 1600 uV/RMS. Il range di errore strumentale definito dalla casa di produzione è 3-5

uV. Per la decodifica informatica dei dati è stato utilizzato il software Biograph 2.1.



Figure 3 e 4. Foto della situazione sperimentale. A sinistra la posizione di partenza, a destra la posizione finale.

Prima di procedere alle rilevazioni è stata effettuata la pulizia della pelle secondo le raccomandazioni SENIAM* che prevedeva la pulizia della pelle con soluzione alcolica e successiva asciugatura (Hermens 2000).

Per il posizionamento dei sensori sui muscoli definiti sono state seguite le raccomandazioni SENIAM per il Deltoide Anteriore ed il Trapezio Inferiore. Per AD il sensore è stato posto 1 dito di distanza distalmente e anteriormente all'acromion con orientamento nella direzione tra acromion e 1° dito. Per LT il sensore è stato posto a 2/3 dalla linea ideale che congiunge l'angolo mediale della scapola e l'8^a vertebra toracica con orientamento nella direzione tra T8 e acromion (Hermens 2000). Per il Gran Dorsale e l'Obliquo Esterno non erano

presenti raccomandazioni SENIAM sul posizionamento e l'orientamento dei sensori si sono quindi utilizzate le indicazioni di altri autori. Per il LD il sensore è stato posto sul ventre del muscolo, sul punto di intersezione tra la curva muscolare a livello di T12 e la linea ideale che connette il punto più posteriore della piega ascellare posteriore ed il processo spinoso di S2 (Swinnen 2012). Per l'EOC il sensore è stato posto appena sotto alla gabbia toracica, in particolare sotto l'angolo inferiore costale su una linea ideale che va all'opposto tubercolo pubico con gli elettrodi disposti parallelamente all'orientamento delle fibre muscolari, ovvero in posizione obliqua con direzione caudale-anteriore (Swinnen 2012).

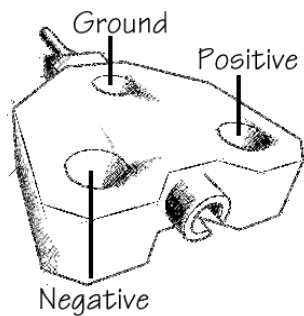


Figura 5. Sensore Myoscan-Pro utilizzato per le rilevazioni elettromiografiche.

** SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Rappresenta la condivisione delle metodiche per l'analisi elettromiografica a livello europeo, all'interno del programma di ricerca e salute biomedico BIOMED II dell'Unione Europea.*

3.2.5. Variabili

Le variabili primarie analizzate nello studio sono la variabile TIMING e la variabile DURATA. La prima esprime la differenza in termini temporali tra l'attivazione di LT, LD, EOC (muscoli stabilizzatori) e l'attivazione del muscolo AD (agonista), che viene utilizzato come riferimento. La variabile TIMING viene espressa in millisecondi (ms). La variabile DURATA esprime sempre in termini temporali quanto rimane attivato il muscolo nella prima fase del movimento di raggiungimento. L'intervallo temporale a cui si riferisce

DURATA corrisponde a 320 ms dalla prima registrazione (indipendentemente dal muscolo) alla decima registrazione. In altre parole, mentre la variabile TIMING risponde alla domanda “*quando inizia a lavorare il muscolo?*”, la variabile DURATA risponde alla domanda “*quanto tempo rimane attivo il muscolo?*”.

In aggiunta, è stata inserita una terza variabile denominata SEQUENZA che restituisce l'ordine di attivazione dei 4 muscoli analizzati.

Per tutte le variabili era di fondamentale importanza capire quando realmente iniziasse il movimento di raggiungimento. Per rispondere a questa potenziale problematica sono stati individuati dei valori limite. Il valore limite esprimeva un valore di attivazione al di sopra del quale la risposta muscolare non poteva essere dovuta a variazioni nel tono muscolare di base ma doveva essere dovuta al movimento messo in atto dal soggetto. I valori limite sono stati individuati per ogni muscolo, per ogni soggetto e per ogni modalità della prova (prima e seconda). Per calcolare i valori limite è stata effettuata una media aritmetica dei valori di attivazione dei primi 30 secondi di registrazione effettuata in assenza di movimento da parte del soggetto così da avere un'informazione relativa al tono muscolare di base; alla media aritmetica sono state poi aggiunte due deviazioni standard relative sempre ai primi 30 secondi di registrazione. Nella modalità PV sono stati utilizzati i valori limite della modalità SS.

$$\text{Valore LIMITE} = \text{media VALORI (30'')} + 2 \text{ DS (30'')}$$

3.2.6. *Analisi statistica*

Per l'analisi delle tre variabili dello studio sono state utilizzati metodi diversi di statistica descrittiva e di inferenza statistica.

Variabile TIMING: per questa variabile come misura di posizione centrale è stata utilizzata la mediana e come valore di dispersione la differenza interquartile, determinata dai valori del 1° e del 3° quartile. La scelta è ricaduta sulla mediana

per due ordini di motivi: in primis la presenza di non-valori, ovvero dati mancanti non dovuti a problematiche occorse durante la prova o causate dallo strumento di rilevazione; il calcolo della media risultava quindi fortemente condizionato dal dover rapportare un valore ad un non valore; per la mediana i non valori sono stati disposti in coda alla distribuzione ordinata dopo il valore più alto registrato. Secondariamente, la forte variabilità tra i soggetti con presenza di valori estremi molto alti condiziona il calcolo della media aritmetica restituendo un valore poco rappresentativo del campione. È stata preferita quindi la mediana ricavata dall'insieme di tutte le prove non riassunte per soggetto.

Variabile DURATA: per questa variabile, espressa come percentuale del totale, si è scelto di presentare come valore di posizione centrale la media aritmetica e come valore di dispersione la deviazione standard. In questo caso la variabilità è limitata dalla modalità di presentazione per la quale il valore può assumere come valore minimo 0 e come valore massimo 100. Nello stesso modo, i dati mancanti vengono annullati dall'assegnazione del valore 0, questa variabile pertanto non presenta le problematiche della variabile precedente. Il calcolo della media e della deviazione standard in questo caso è stato effettuato sui dati riassunti per soggetto.

Variabile SEQUENZA: per questa variabile si è deciso di assegnare, in base all'ordine di attivazione, un valore da 1 a 4 ad ogni muscolo. Quindi il valore 1 corrisponde al 1° muscolo che si attiva, 2 al 2° muscolo e così via. In caso di attivazione simultanea veniva assegnato lo stesso valore.

Per la comparazione dei risultati tra le diverse modalità dello studio è stato utilizzato il test di Wilcoxon per dati appaiati in modo da determinare il livello di significatività statistica dei risultati. Il test è specifico per le caratteristiche dei campioni che sono di avere una distribuzione dei dati non normale e di essere dipendenti, trattandosi di misure ripetute sugli stessi soggetti. La comparazione è stata effettuata a due a due, ovvero confrontando la modalità seduta spontanea con la modalità seduta attiva, e la modalità seduta spontanea con la modalità prova veloce. Non sono state paragonate la prova veloce e la seduta spontanea.

3.3. Risultati

3.3.1. Comparazione intramodalità, SEDUTA SPONTANEA

Nella variabile TIMING, rispetto al muscolo AD usato come riferimento, LT si è attivato mediamente dopo 30 ms con differenza interquartile di 145 ms (-22/122,5 ms), il LD dopo 205 ms con IQR 387 ms (60/447 ms), EOC con 160 ms di ritardo con IQR 302,5 ms (7,5/310 ms). Nella variabile DURATA l'attivazione nei primi 320 ms espressa in percentuale è stata del 88,9% per AD, del 59,2% per LT, del 11,9% per il LD e del 23,9% per EOC. La SEQUENZA di attivazione con frequenza maggiore è stata: Deltoide – Trapezio Inferiore – Obliquo Esterno – Gran Dorsale (in ordine di attivazione). Nel grafico a linee della figura 6 viene rappresentata graficamente la variabile TIMING per ogni soggetto. Il valore "0" dell'asse delle ordinate rappresenta l'attivazione di AD (agonista). Nell'istogramma in figura 7 è invece rappresentata la variabile DURATA, espressa in percentuale, nella prima fase del movimento di raggiungimento (320 ms), sempre soggetto per soggetto. Osservando le figure 6 e 7 è possibile notare come, in questa modalità, LT sia il muscolo con i valori più bassi in termini di precocità di attivazione e più alti in termini di durata dell'attivazione. LD, EOC si presentano graficamente simili con un'attivazione appena maggiore di EOC.

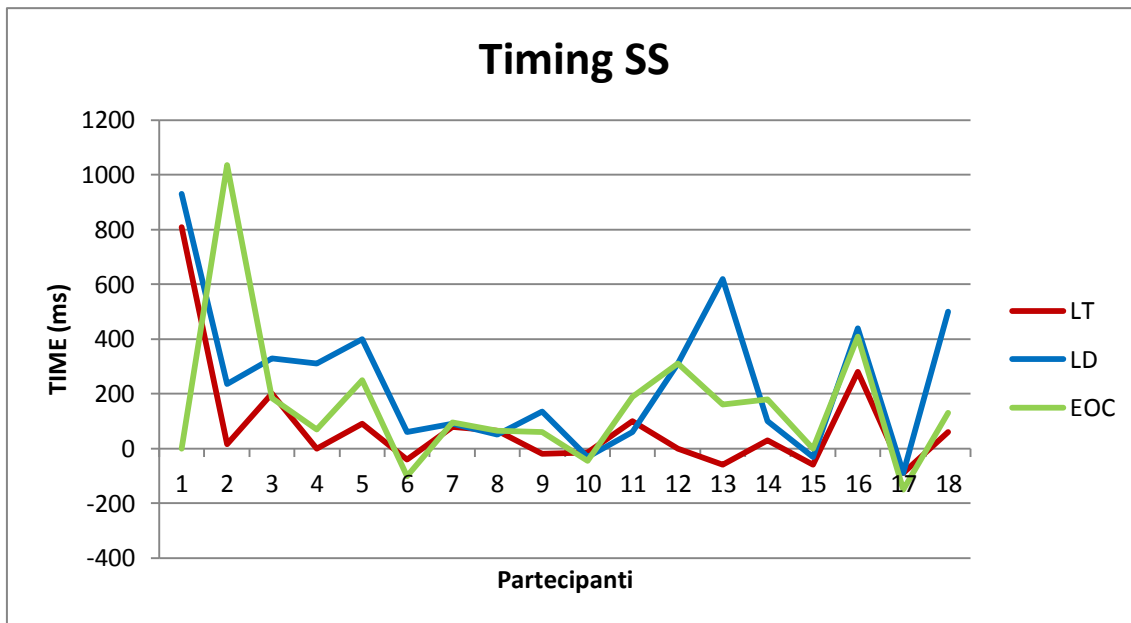


Figura 6. Timing di attivazione per ogni soggetto nella modalità seduta spontanea.

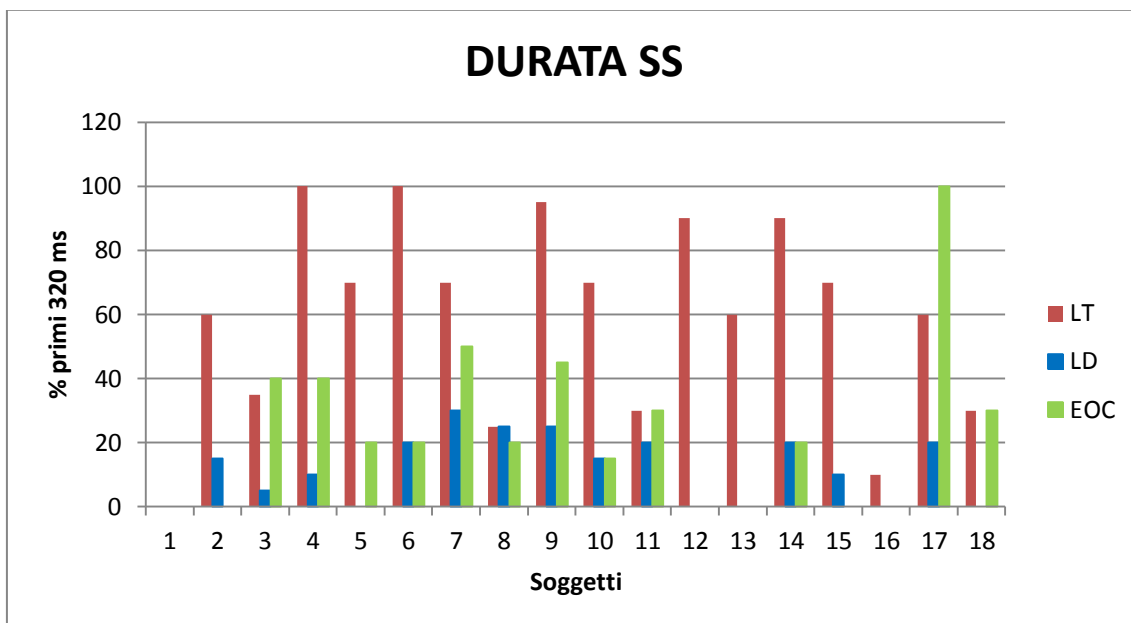


Figura 7. Durata di attivazione per ogni soggetto nella modalità seduta spontanea.

3.3.2. Comparazione intramodalità, SEDUTA ATTIVA

Nella variabile TIMING, il LT si è attivato mediamente dopo 30 ms con una differenza interquartile di 190 ms (0/190 ms), LD dopo 220 ms con IQR 427,5 ms (32,5/460 ms), EOC con 220 ms di ritardo con IQR 440 ms (15/455 ms).

Nella variabile DURATA, l'attivazione media nei primi 320 ms, è stata del 95,6% per il AD, del 53,2% per il LT, del 14,1% per il LD e del 19,7% per l'EOC. La SEQUENZA di attivazione con frequenza maggiore è stata: Deltoide – Trapezio Inferiore – Gran Dorsale - Obliquo Esterno (in ordine di attivazione). Nel grafico a linee della figura 8 e nell'istogramma della figura 9 vengono rappresentate graficamente le variabili TIMING e DURATA. È possibile notare come anche in questa modalità LT si dimostri il muscolo maggiormente attivo mentre i muscoli LD e EOC mostrano delle differenze interindividuali più marcate rispetto alla prova precedente sia in termini di timing che di durata dell'attivazione.

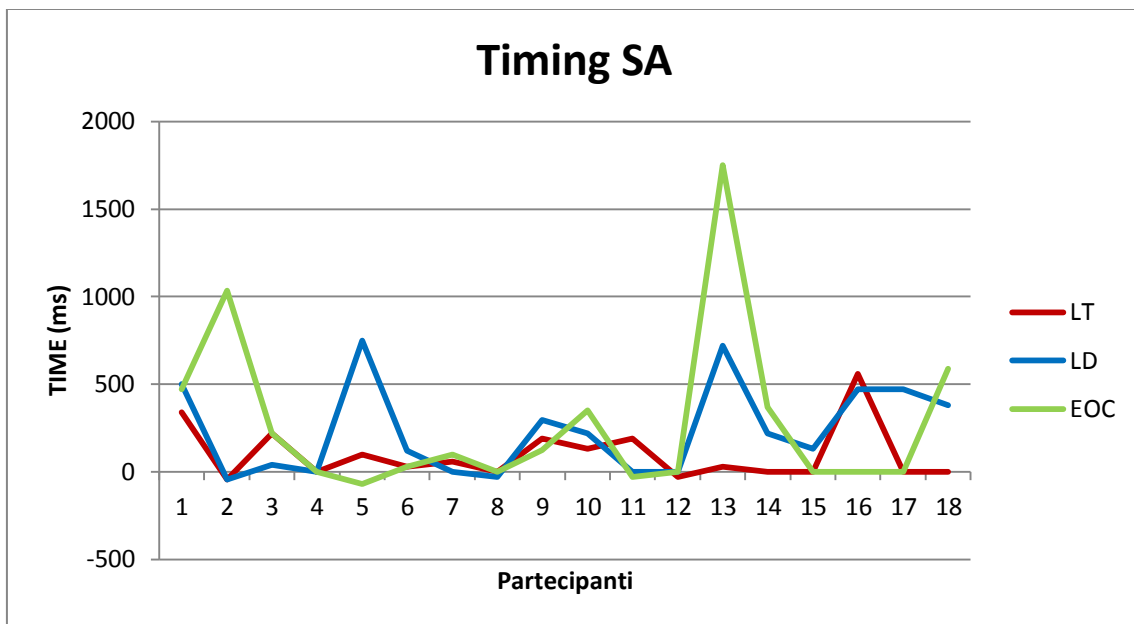


Figura 8. Timing di attivazione per ogni soggetto nella modalità seduta attiva.

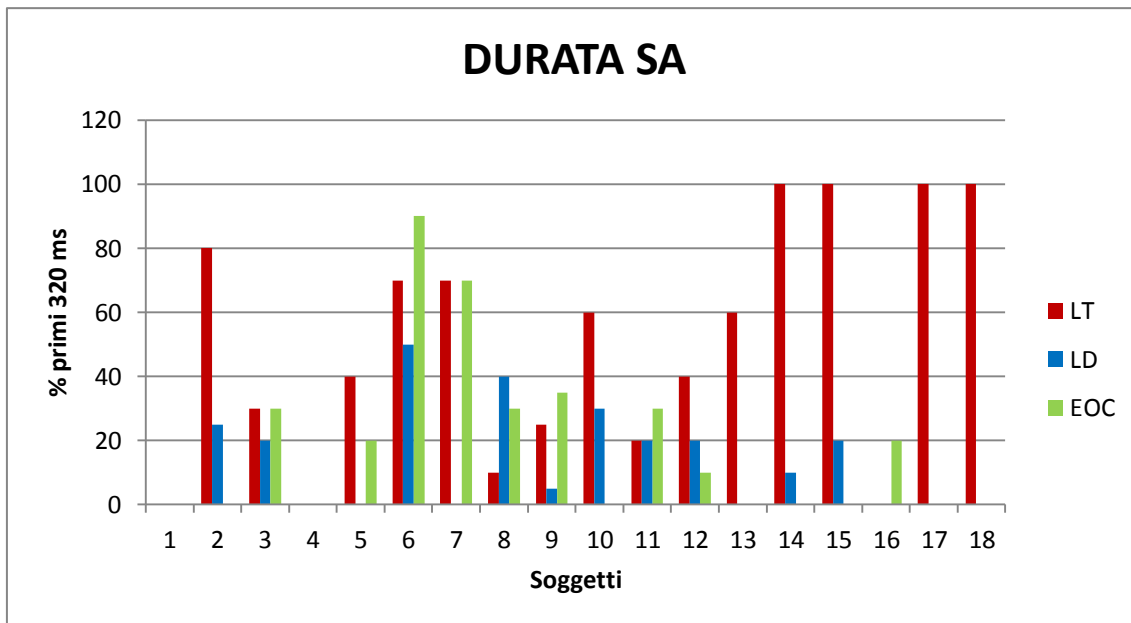


Figura 9. Durata di attivazione per ogni soggetto nella modalità seduta attiva.

3.3.3 Comparazione intramodalità, PROVA VELOCE

Nella variabile TIMING, LT si è attivato simultaneamente a AD con una differenza interquartile di 30 ms (0/30 ms), il LD dopo 30 ms con IQR 145 ms (-30/145 ms), EOC con 30 ms di ritardo con IQR 150 ms (-30/120 ms). Per la variabile DURATA l'attivazione media nella prima fase del movimento è stata del 87,8% per AD, del 81,7% per LT, del 45,3% per LD e del 46,4% per EOC. La SEQUENZA di attivazione con frequenza maggiore in ordine di attivazione è stata: Deltoide – Trapezio Inferiore – Obliquo Esterno (in ordine di attivazione). LD in questa modalità si attiva con una distribuzione bimodale con punte di frequenza al 1° e al 4° posto. Nei grafici delle figure 10 e 11 sono rappresentate graficamente le variabili TIMING e DURATA. Dai grafici è subito evidente come in questa modalità vi sia un più rapido reclutamento di tutti i muscoli stabilizzatori e che l'attivazione degli stessi abbia una durata maggiore rispetto alle prove precedenti. È possibile tuttavia notare come, mentre LD si mantiene sempre molto vicino all'attivazione di AD, gli stabilizzatori globali presentano una forte variabilità interindividuale con attivazioni anticipatorie (soggetti 4,8,11) e tempi di attivazione più lenti (soggetti 7,13). Altro aspetto che si

osserva dal grafico in figura 10 è come vi sia un'attivazione anticipatoria in molti più soggetti rispetto alle altre prove.

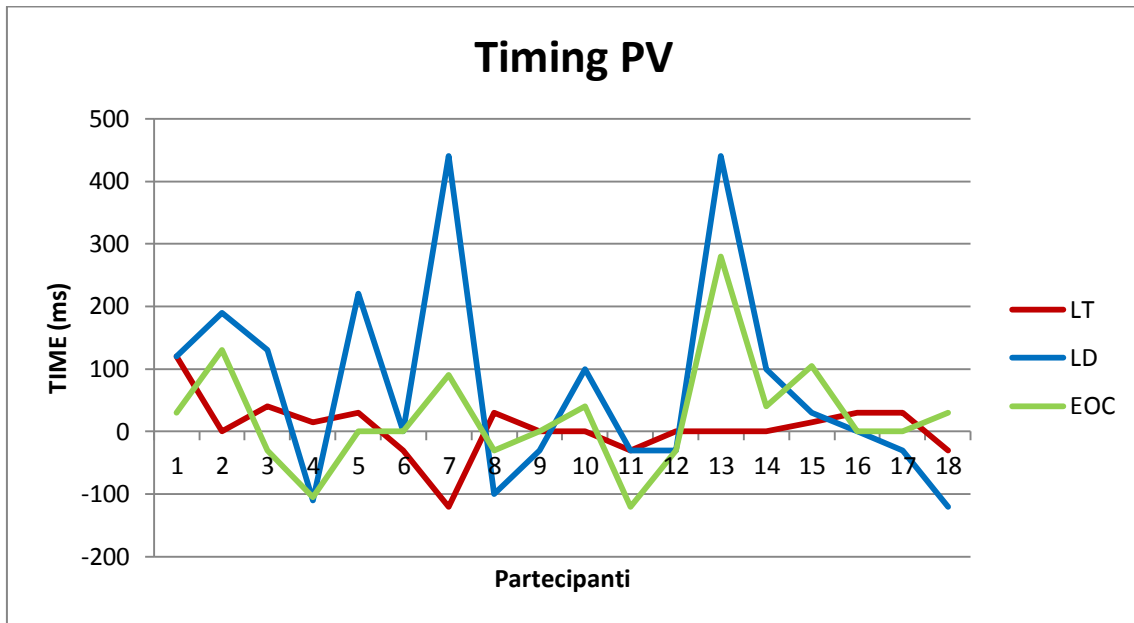


Figura 10. Timing di attivazione per ogni soggetto nella modalità prova veloce.

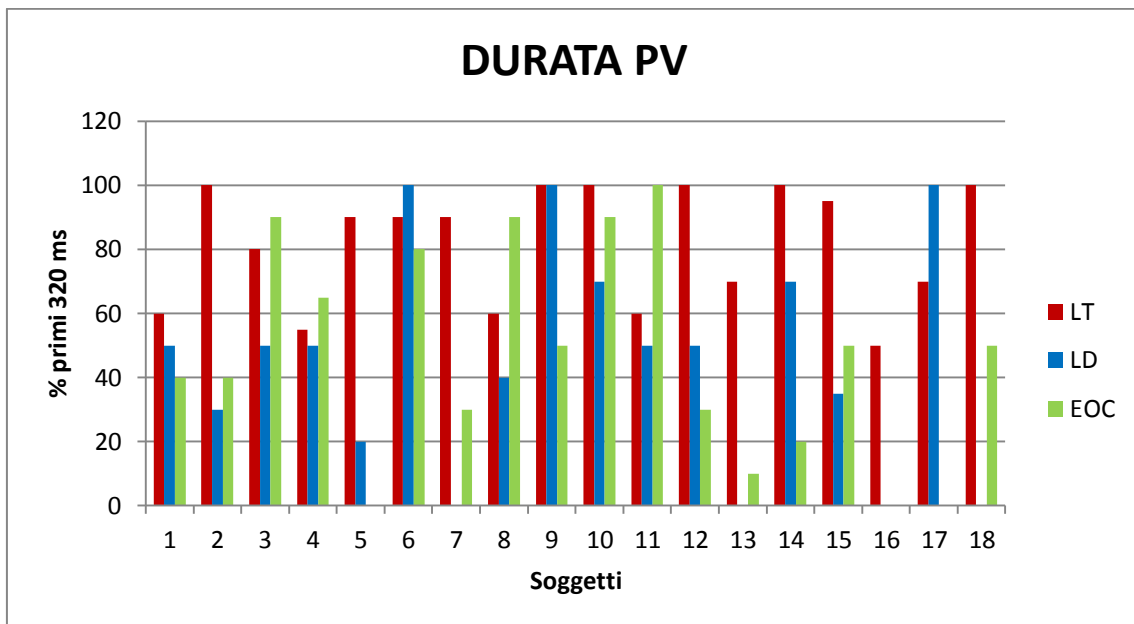


Figura 11. Durata di attivazione per ogni soggetto nella modalità prova veloce.

3.3.4. Attivazione anticipatoria

Nella prima modalità per i 18 soggetti testati si è osservata un'attivazione anticipatoria del LT in 6 soggetti su 18, in 3 su 18 per LD e EOC (figura 6). Nella seconda modalità si è osservata una attivazione anticipatoria in 2 soggetti

su 17 per LT, LD e EOC (figura 8). Nella prova veloce si è osservata una attivazione anticipatoria nel muscolo LT in 4 soggetti su 18, nel muscolo LD in 7 su 18 e nel EOC in 5 su 18 (figura 10). Nella tabella della pagina successiva (tabella 1) si troveranno riassunti tutti i valori ricavati dallo studio.

3.3.5. Comparazione intermodalità, SS-SA

Nella comparazione delle due modalità per la variabile TIMING si è osservato un tempo di attivazione maggiore nella modalità seduta attiva per tutti i muscoli testati. La differenza maggiore si è osservata in EOC con un ritardo medio di 60 ms nella prova con seduta attiva. Tutte le differenze non sono comunque statisticamente significative. Nella variabile DURATA si è osservata una riduzione statisticamente significativa ($p < 0,02$) dell'attivazione media per LT; un aumento non statisticamente significativo dell'attivazione media per il LD; una diminuzione statisticamente non significativa dell'attivazione media per il muscolo EOC.

		LT			LD			EOC		
		SS	SA	PV	SS	SA	PV	SS	SA	PV
TIMING	mediana	30	30	0	205	220	30	160	220	30
	1Q	-22,5	0	0	60	32,5	-30	7,5	15	-30
	3Q	122,5	190	30	447,5	460	145	310	455	120
	IQR	145	190	30	387,5	427,5	175	302,5	440	150
DURATA	media	59,2	53,2	81,7	11,9	14,1	45,3	23,9	19,7	46,4
	DS	31	35,7	18,5	10,5	15,7	33,9	25,5	26,5	33,6
SEQUENZA	valore	2	1-2	2	4	3-4	1-4	3	4	3
	freq. (n/18)	9	6	7	8	6	6	8	7	6
APA	frequenza	6	2	4	3	2	7	3	2	5

Tabella 1. Tabella Riassuntiva dei risultati dello studio.

Nella SEQUENZA di attivazione si osserva una variazione nei muscoli LD e EOC che si invertono nella sequenza passando rispettivamente da 4° e 3° a 3° e 4°. Nei Box-Plot delle figure 7-8-9 viene rappresentato graficamente il confronto tra le due modalità nei tempi di attivazione medi e le relative dispersioni divisi muscolo per muscolo. Il valore “0” dell’asse delle ordinate rappresenta l’attivazione del muscolo AD. Dall’osservazione dei grafici è possibile notare come vi sia un generale rallentamento dei tempi di attivazione dei muscoli stabilizzatori. La comparazione tra i valori medi di durata tra le diverse modalità è rappresentato nell’istogramma a figura 10.

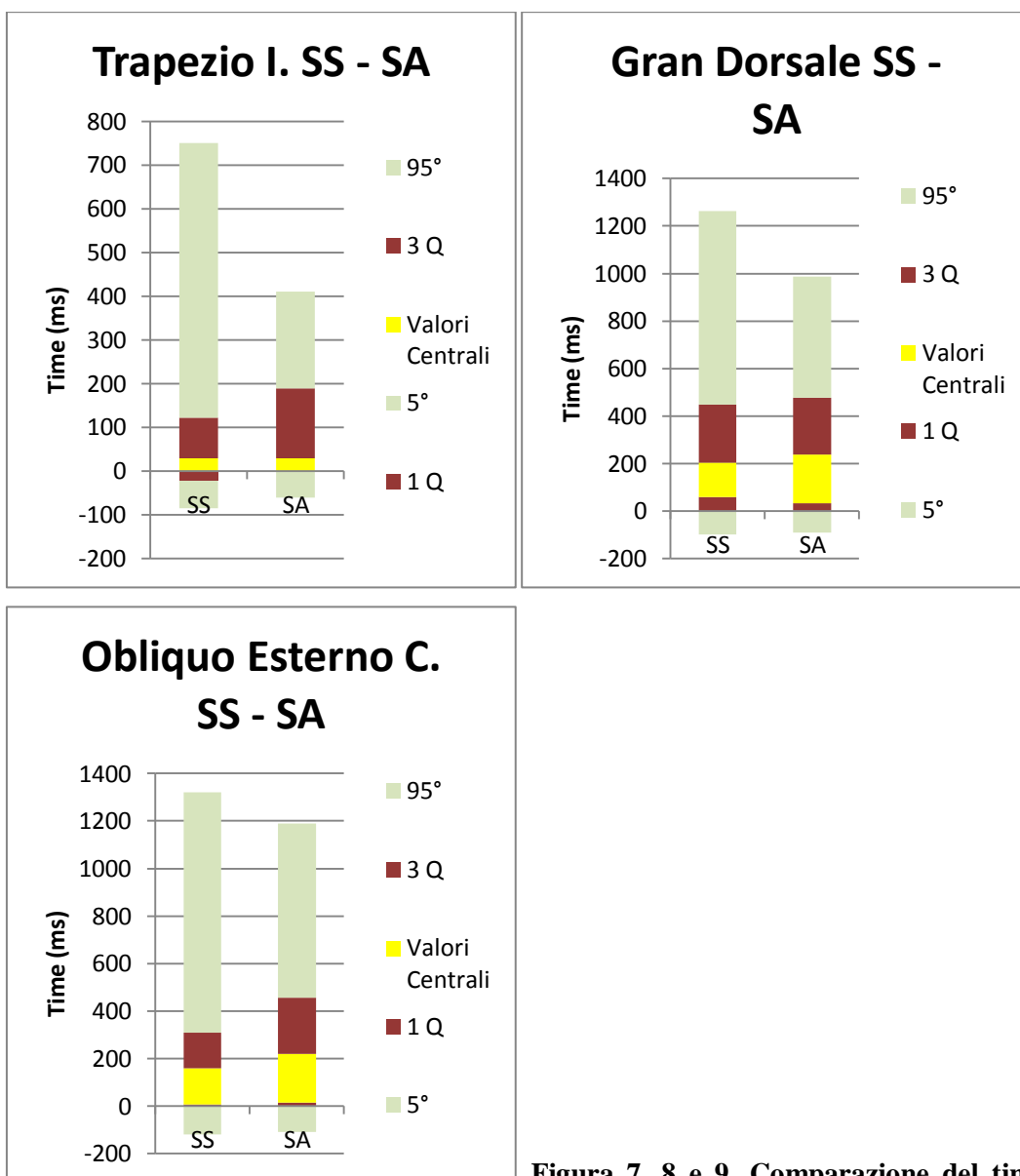


Figura 7, 8 e 9. Comparazione del timing di attivazione medio tra le modalità seduta spontanea e seduta attiva per ogni muscolo.

3.3.6. *Comparazione intermodalità, SS-PV*

Nella comparazione delle due modalità per la modalità TIMING si è osservato un tempo di attivazione minore nella modalità prova veloce per tutti i muscoli testati rispetto alla modalità seduta spontanea. Per il LT si è osservata una riduzione statisticamente poco significativa ($p < 0,1$) del tempo di attivazione medio: 30 ms con IQR diminuito di 115 ms. Per il LD si è osservata una riduzione statisticamente significativa ($p < 0,05$) del tempo di attivazione medio: -175 ms con IQR diminuito di 212 ms. Per EOC si è osservata una riduzione statisticamente molto significativa ($p < 0,01$) del tempo di attivazione medio: -130 ms con IQR diminuito di 152 ms. Nella variabile DURATA si è osservato un aumento statisticamente molto significativo ($p < 0,01$) dell'attivazione media per LT e per LD; un aumento statisticamente significativo dell'attivazione media per EOC ($p < 0,05$). Nella SEQUENZA di attivazione non si osservano variazioni importanti. È possibile notare, tuttavia, come la frequenza della moda di AD scenda da 12 a 8 tra seduta spontanea e prova veloce mentre nel LD, come già descritto, si osserva una distribuzione bimodale tra posizione 1 e posizione 4 nella prova veloce, a differenza della seduta spontanea con distribuzione unimodale alla posizione 4. Analogamente al paragrafo precedente nei Box-Plot a figura 11,12,13 viene rappresentato graficamente il confronto nei tempi di attivazione medi muscolo per muscolo. La rappresentazione grafica della DURATA nel confronto intermodalità in figura 10 mostra come tra le prime due modalità vi sia un'attivazione simile in termini di quantità dei muscoli stabilizzatori con una leggera prevalenza della modalità seduta spontanea. Nella modalità prova veloce invece risulta evidente come vi sia una partecipazione massiva dei muscoli stabilizzatori.

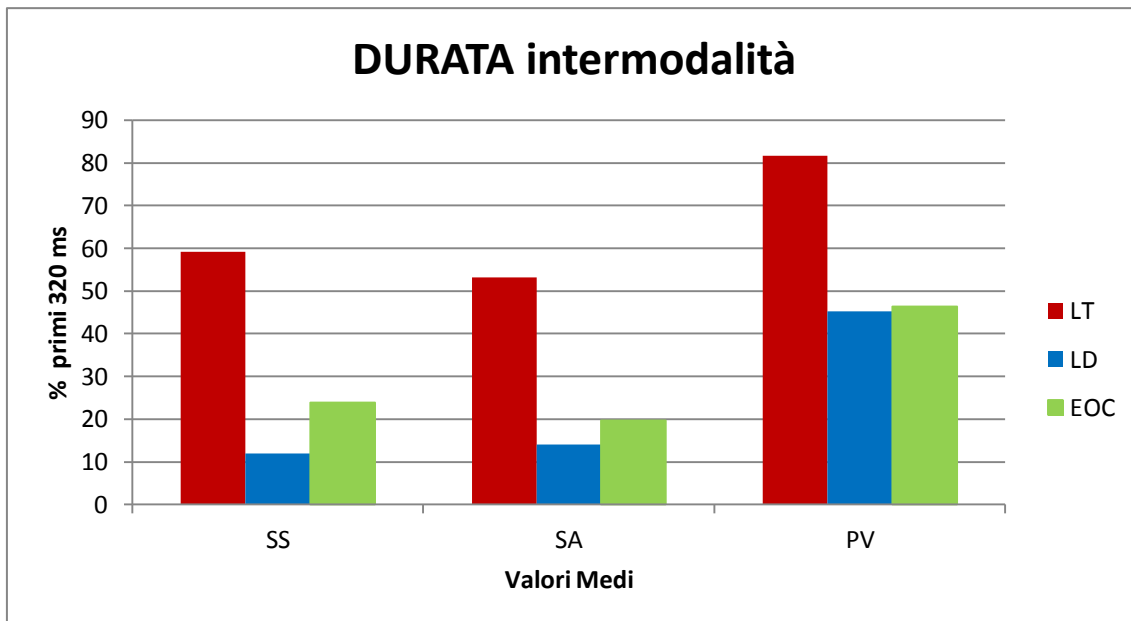


Figura 10. Comparazione tra la durata media di attivazione nella prima fase di movimento tra le tre diverse modalità.

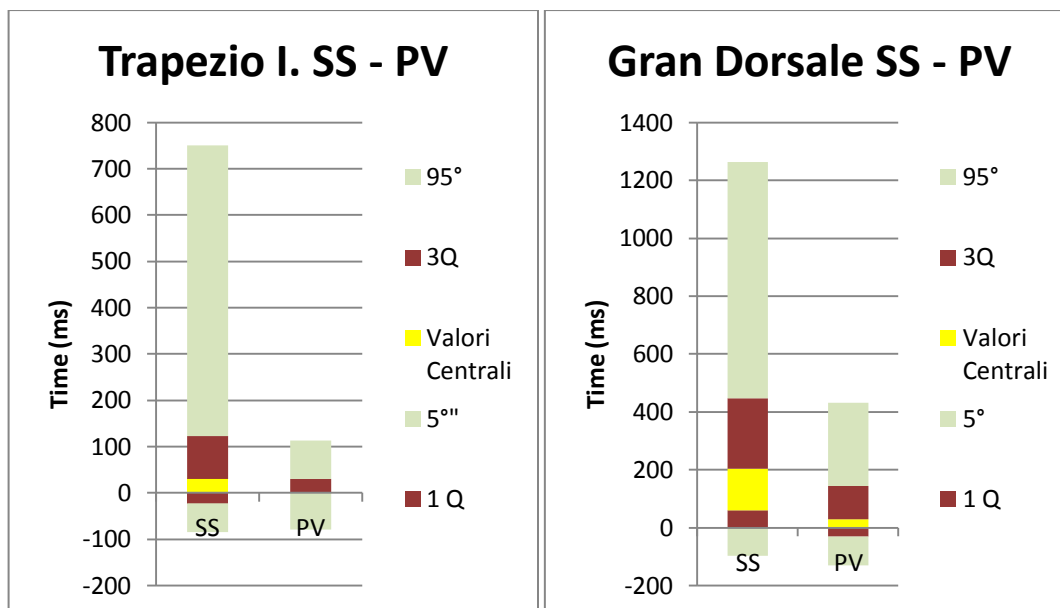


Figure 11 e 12. Comparazione del timing di attivazione medio tra le modalità seduta spontanea e prova veloce per ogni muscolo.

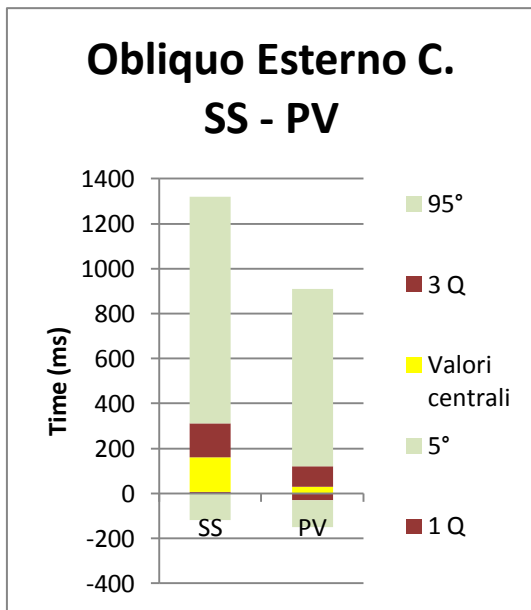


Figure 13. Comparazione del timing di attivazione medio tra le modalità seduta spontanea e prova veloce per ogni muscolo.

CAPITOLO 4

DISCUSSIONE

La prima necessaria considerazione è che è stata osservata una forte variabilità nei risultati tra soggetto e soggetto. Questo è particolarmente vero se andiamo ad osservare quando e quanto si attivano i muscoli stabilizzatori globali analizzati nello studio. LD ad esempio, nel soggetto 1 si attiva dopo circa 1000 ms rispetto a AD mentre nel soggetto 17 presenta un'attivazione anticipatoria di 90 ms. Un esempio analogo può essere fatto anche per il muscolo EOC. La perturbazione derivata da un movimento volontario dipende dalle caratteristiche del compito svolto, dalle caratteristiche della base di supporto e dalla stabilità intrinseca del soggetto che svolge il compito (Shumway-Cook e Woollacott 2016). In questo contesto, nel nostro studio, il movimento e la base di supporto erano standardizzate e pertanto la variabilità emersa nelle prove potrebbe essere indicativa della variabilità nella stabilità intrinseca di ogni soggetto. Questo aspetto delle rilevazioni ha condizionato anche l'analisi statistica effettuata. In ogni caso, una scelta accurata dei metodi statistici ha permesso di ricavare delle indicazioni di interesse funzionale e riabilitativo dallo studio svolto.

Nel complesso delle prove svolte è stato possibile osservare una partecipazione dei muscoli stabilizzatori al movimento di raggiungimento. LT, per la sua funzione di stabilizzatore locale, si conferma come il muscolo con un'attivazione maggiore sia in termini di quantità sia per la precocità del suo intervento. LD e EOC intervengono in misura minore ma si dimostrano comunque importanti nel fornire stabilità al soggetto durante il movimento di raggiungimento con l'arto superiore. È importante ricordare che lo studio è stato svolto su soggetti adulti sani e che il movimento di raggiungimento veniva eseguito in posizione seduta; di conseguenza la destabilizzazione provocata dal gesto non era tale da giustificare un'attivazione massiva dei muscoli posturali.

Anche la rilevazione dell'attività anticipatoria dei muscoli stabilizzatori è stata determinata dalle caratteristiche del compito e soggetta alla variabilità riscontrata. I muscoli stabilizzatori locale e globali si sono attivati precocemente a AD in una quota limitata di soggetti mentre nella maggior parte dei casi l'azione dei muscoli stabilizzatori iniziava secondariamente all'azione del AD, ovvero dopo l'inizio del movimento. Nel confronto tra le diverse modalità, PV è quella che presenta le frequenze maggiori di comparsa di attivazione anticipatoria dei muscoli posturali. Questo risultato può essere spiegato per l'aumentata velocità di spostamento dell'arto che provoca plausibilmente una maggiore perturbazione corporea. Si rende necessario quindi in questa prova un'attivazione maggiore e più precoce dei muscoli stabilizzatori. Questo risultato fornisce una prima risposta alla seconda ipotesi di ricerca: con un rapido movimento del braccio si favoriscono maggiormente attivazioni anticipatorie dei muscoli posturali. Per quanto riguarda questo aspetto, tra le modalità SS e SA, al contrario, non si sono registrate differenze significative.

Nella modalità SS, si osserva come LT, stabilizzatore locale, svolga un ruolo importante nel sostegno dell'attività agonista di AD, in quanto si attiva mediamente appena 30 ms dopo AD (IQR=145) e mantiene la sua attivazione mediamente per circa il 60% del tempo nella prima fase di movimento. Nel movimento di raggiungimento LT assume un ruolo di controllo del movimento scapolare che aumenta tanto più aumenta il sollevamento del braccio (De Morais-Faria 2008). Gli stabilizzatori globali entrano in gioco successivamente, EOC si attiva mediamente dopo 160 ms e fornisce il suo supporto per circa il 25% del tempo nei primi 320 ms di rilevazione. LD è quello che contribuisce meno al movimento in questa modalità, mostra infatti i tempi di attivazione maggiori ed una minore durata di attivazione nella prima fase di movimento.

Nella modalità SA, dove veniva richiesta un'estensione del tronco, è possibile osservare come vi sia un rallentamento nell'attivazione del LT (IQR) e dell'EOC rispetto alla modalità SS, accompagnato da una minore durata dell'attivazione. La posizione assunta dal soggetto in questa modalità conferisce un allineamento migliore al corpo, ed in particolare al tronco, garantendo un setting posturale

preparatorio al movimento di raggiungimento e fornendo una stabilità intrinseca aumentata al soggetto. La perturbazione indotta dal movimento potrebbe quindi risultare limitata in questa modalità spiegando la minore attivazione dei muscoli stabilizzatori. Contrariamente a quanto appena affermato l'attivazione di LD avviene più precocemente e con una durata maggiore in questa modalità rispetto alla SEDUTA SPONTANEA tanto da determinare la variazione della sequenza di attivazione che da Deltoide-Trapezio-Obliquo-Gran Dorsale in questa modalità diviene Deltoide-Trapezio-Gran Dorsale-Obliquo. Questa risposta in controtendenze rispetto agli altri muscoli stabilizzatori può essere dovuta al ruolo attivo che LD assume nell'estensione del tronco (Dickstein 2004, De Ridder 2013). È importante ricordare comunque che le differenze tra le due modalità non sono statisticamente significative.

Il confronto tra queste due modalità permette di affermare che l'assunzione da parte del soggetto di una posizione allineata del tronco permette di ridurre il coinvolgimento dei muscoli posturali in un compito di raggiungimento con l'arto superiore in posizione seduta. Questo riscontro trova accordo con le ipotesi di partenza dello studio e risulta particolarmente interessante in ambito riabilitativo.

Nel contesto della riabilitazione neurologica, senza entrare nello specifico delle diverse situazioni patologiche, ci si trova spesso ad affrontare il problema della debolezza muscolare dovuta alla patologia. L'esecuzione di azioni semplici ma basilari per la vita quotidiana, come può essere un movimento di raggiungimento in posizione seduta, risulta spesso difficoltosa a causa della debolezza presente. I risultati di questo studio, sebbene non forniscano certezze definitive, suggeriscono che uno strumento per la riabilitazione del paziente neurologico (ma non solo) possa essere l'adozione di una postura allineata in preparazione al movimento da svolgere. Il Fisioterapista potrà quindi favorire e sostenere l'assunzione di tali posture nel paziente, al fine di ridurre il carico di lavoro muscolare per la stabilizzazione del corpo e permettere la piena espressione delle componenti motorie conservate dalla patologia.

Nella modalità PV, dove veniva richiesto un veloce raggiungimento della bottiglia, si assiste ad una variazione notevole nei tempi di attivazione e nella durata media di attivazione rispetto alla modalità SEDUTA SPONTANEA con una diminuzione notevole nel tempo di attivazione dei muscoli stabilizzatori rispetto al AD ed un relativo aumento della durata media di attivazione. In particolare i muscoli LD e EOC vengono coinvolti in misura notevolmente maggiore. L'aumento di velocità produce certamente una perturbazione di più grande intensità nel soggetto che necessita di un'attività muscolare di stabilizzazione maggiore.

Questo risultato risponde definitivamente alla seconda ipotesi di ricerca: l'esecuzione di un movimento a velocità aumentata produce un maggiore lavoro muscolare dei muscoli stabilizzatori sia in termini di quantità sia in termini di precocità di attivazione. La soluzione di questa ipotesi fornisce una possibile indicazione dal punto di vista riabilitativo.

Dai risultati ottenuti possiamo affermare che è possibile utilizzare la velocità di spostamento di un arto come variabile per incrementare o diminuire il lavoro dei muscoli stabilizzatori o posturali. Un'indicazione analoga viene fornita da uno studio condotto su pazienti emiplegici post-ictus. Nello studio in questione venivano valutate, tramite analisi elettromiografica, le risposte posturali anticipatorie nei muscoli degli arti inferiori in risposta ad un'elevazione unilaterale dell'arto superiore (simile al nostro raggiungimento) o ad un compito di rilascio del carico. Gli autori trovarono che l'attivazione anticipatoria dei muscoli stabilizzatori degli arti inferiori, migliorava nei pazienti post-ictus in seguito all'esecuzione di un protocollo di esercizi per gli arti inferiori eseguiti a velocità elevata (Gray 2012).

La velocità di spostamento può essere quindi una variabile importante nel trattamento riabilitativo del paziente neurologico (ma non solo) in quanto permette di incrementare o ridurre l'attività dei muscoli stabilizzatori e posturali.

Immaginando una fase acuta della patologia, con una debolezza dei sistemi marcata, una velocità di spostamento elevata potrebbe generare un impegno

eccessivo del sistema posturale promuovendo di conseguenza l'adozione di compensi da parte del paziente. Al contrario in una fase tardiva del processo di riabilitazione, una velocità di spostamento sostenuta potrebbe essere “un'arma” per stimolare maggiormente l'attivazione dei muscoli posturali.

CAPITOLO 5

CONCLUSIONI

Un qualsiasi movimento, anche un movimento apparentemente semplice, come il prendere una bottiglia d'acqua da seduti, richiede un'integrazione del lavoro di sistemi diversi che cooperano per analizzare le informazioni rilevanti e produrre una risposta motoria adeguata al contesto. L'elaborazione delle informazioni propriocettive e ambientali e l'attivazione muscolare posturale sono due processi che nella normale quotidianità non vengono condotti coscientemente ma che risultano fondamentali nell'accompagnare la funzione del sistema piramidale responsabile dell'esecuzione del movimento.

La stabilità intrinseca di ogni soggetto sembra rilevante nella realizzazione del controllo posturale. In questo studio le differenze nella stabilità intrinseca tra individuo e individuo hanno determinato una forte variabilità nei risultati.

Per le caratteristiche dello studio, scelte dagli autori, non è stato possibile ricavare un modello di attivazione anticipatoria dei muscoli analizzati nel movimento di raggiungimento in posizione seduta. Dai risultati ottenuti, tuttavia, possiamo trarre due indicazioni conclusive: la prima suggerisce che l'allineamento posturale diminuisca il carico di lavoro muscolare per la stabilizzazione del corpo; la seconda afferma che la velocità di spostamento degli arti influenzi il reclutamento dei muscoli posturali.

Nel confronto con gli studi presenti in letteratura, relativi all'analisi elettromiografia dell'attività muscolare anticipatoria, emerge un limite importante nel nostro progetto di ricerca. L'assenza di una strumentazione per la rilevazione dell'esatto momento iniziale del movimento di raggiungimento ha certamente condizionato la precisione delle analisi elettromiografiche. Nel nostro studio, consci di questa mancanza, abbiamo utilizzato l'attivazione di AD come parametro di riferimento per l'attivazione dei muscoli stabilizzatori.

Il confronto con questi argomenti è stato faticoso e difficile ma soprattutto interessante e stimolante insieme alla ricerca di una valida produzione.

BIBLIOGRAFIA

1. Aruin AS, Kanekar N., Lee YJ, (2015), “Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations”, *Neuroscience Letters*, vol 591, pag. 182-186.
2. Bleuse S., Cassim F., Blatt JL et al., (2008), “Anticipatory postural adjustments associated with arm movement in Parkinson’s disease a biomechanical analysis”, *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 79, pag. 881-887.
3. Bolzoni F., Bruttini C., Esposti R. et al., (2015), “Transcranial direct current stimulation of SMA modulates anticipatory postural adjustments without affecting the primary movement”, *Behavioural Brain Research*, vol. 291, pag. 407-413.
4. Chang WH, Tang PF, Wang YH et al., (2010), “Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke”, *Gait & Posture*, vol. 32, pag. 487-493.
5. De Morais Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, De Paula Goulart FR, Gomes PF, (2008) “Comparison of electromyographic activity of scapular muscles between elevation and lowering of the arms”, *Physiotherapy Theory and Practice*, vol 24, pag 360-371.
6. De Ridder Eline MD, Van Oosterwijck JO, Vleeming A., Vanderstraeten G., Danneels L. (2013), “Posterior muscle chain activity during various extension exercises: an observational study “, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol 204, n°14.
7. Dickstein R., Shefi S., Marcovitz E., Villa Y., (2004) “Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects”, *Clinical Neurophysiology*, Vol 115, pag 790-796.

8. Gray VL, Juren LM, Ivanova TD, Garland SJ (2012), "Retraining Postural Responses with exercises emphasizing speed poststroke", *Physical Therapy (US)*, vol 92, n°7, pag 924-934.
9. Hermens HJ, Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G., "Development of recommendations for SEMG sensor and sensor placement procedures", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol 10, pag 361-374.
10. Hodges Paul W., Richardson Carolyn A., (1997), "Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles", *Ergonomics*, vol 40, n° 11, pag 1220-1230.
11. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, (2003), "Principi di Neuroscienze (Terza Edizione)", Casa Editrice Ambrosiana, Ferrara.
12. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, et al (2010), "Principles of Neural Science (Fifth Ed.)", McGraw-Hill companies, US.
13. Krishnan V., Kanekar N., Aruin AS, (2012), "Feedforward postural control in individuals with multiple sclerosis during load release", *Gait & Posture*, vol 36, pag. 225-230.
14. Mancini M., Zampieri C., Carlson-Kuhta P. et al., (2009), "Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer based approach", *European Journal of Neurology*, vol. 16, pag. 1028-1034.
15. Moore S., Brunt D., Nesbitt ML, Juarez T., (1992), "Investigation of evidence for anticipatory postural adjustments in seated subjects who performed a reaching task", *Physical Therapy (US)*, vol. 72, n°5, pag. 335-342.
16. Pereira S., Silva C., Ferreira S., et al. (2014), "Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol 24, pag 165-171.
17. Piccolo D., (2010), "Statistica per le decisioni", Il Mulino, Bologna.
18. Shumway-Cook A., Woollacott MH, (2016), "Motor Control (Fifth Ed.)", Wolters Kluwer, Eugene (Oregon).

19. Slijper H., Latash ML, Rao N., Aruin AS (2002), “Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individual with hemiparesis”, *Clinical Neurophysiology*, vol 113, pag 642-655.
20. Sousa Andreia SP, Silva A., Santos R., (2015), “Ankle anticipatory adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects”, *Clinical Biomechanics*, vol 30, pag. 960-965.
21. Swinnen Eva, Baeyens JP, Meeusen R., Kerckhofs E. (2012), “Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol 22, pag 1-12.
22. Yamaura H., Hirai H., Yanagihara D., (2013), “Postural dysfunction in a transgenic mouse model of spinocerebellar ataxia type 3”, *Neuroscience*, vol. 243, pag 126-135.
23. Waxman SG, (2009), “Clinical Neuroanatomy (26th Edition) “, McGraw-Hill companies, US.