



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

---

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**Analisi della risposta mioelettrica durante**

**Action Observation e Motor Imagery**

**Analysis of the myoelectric response during**

**Action Observation and Motor Imagery**

Relatore:

Prof. Alessandro Mengarelli

Correlatori:

Prof.ssa Federica Verdini

Prof. Andrea Tigrini

Tesi di Laurea di:

Eugenia Giannessi

## **INDICE:**

<b>CAPITOLO 1.....</b>	<b>3</b>
<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>3</b>
<i>1.1 MOTOR IMAGERY E INTERAZIONE CON L'ATTIVITÀ NEURONALE .....</i>	<i>7</i>
<i>1.2. ACTION OBSERVATION E DINAMICHE NEURONALI ASSOCIATE.....</i>	<i>11</i>
<b>CAPITOLO 2.....</b>	<b>15</b>
<b>REVISIONE DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA .....</b>	<b>15</b>
<i>2.2 DISCUSSIONE DEI PROTOCOLLI ESAMINATI .....</i>	<i>44</i>
<b>CAPITOLO 3.....</b>	<b>48</b>
<b>MATERIALI E METODI.....</b>	<b>48</b>
<i>3.1 PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE .....</i>	<i>48</i>
<i>3.3. ESTRAZIONE DELLE FEATURES .....</i>	<i>55</i>
<i>3.4. DIAGRAMMI A DISPERSIONE.....</i>	<i>62</i>
<b>CAPITOLO 4.....</b>	<b>64</b>
<b>RISULTATI E DISCUSSIONI.....</b>	<b>64</b>
<i>4.1 ANALISI VISUALE DEI RISULTATI TRAMITE DIAGRAMMI A DISPERSIONE. 64</i>	
<b>CAPITOLO 5.....</b>	<b>79</b>
<b>RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI.....</b>	<b>79</b>

# Capitolo 1

## INTRODUZIONE

Negli anni più recenti, l' utilizzo di tecniche mentali per il potenziamento delle prestazioni sportive è stato ampiamente studiato e l' immaginazione motoria rappresenta una di queste. Questo processo, che consiste nella capacità di creare e riprodurre mentalmente movimenti e gesti motori senza eseguirli fisicamente, ha suscitato grande interesse nella comunità scientifica, soprattutto nel contesto sportivo e riabilitativo.

La Motor Imagery (MI) è una combinazione di due componenti: una cinestesica e una visiva, che solitamente lavorano insieme nella vita quotidiana per ottimizzare l'efficacia della suddetta pratica. Inoltre, è possibile sperimentare l'immagine mentale motoria da due prospettive: in terza persona, ossia vedendosi compiere un'azione come spettatori, oppure in prima persona, coinvolgendosi direttamente nell'atto motorio.

Attualmente, la MI viene impiegata sia dai pazienti per recuperare abilità motorie perse o compromesse a causa di disturbi neurologici, sia dagli atleti come complemento all'allenamento fisico per migliorare le proprie performance.

Nonostante il campo dell'immaginazione mentale sia ancora poco esplorato nella ricerca, presenta un potenziale interesse anche in relazione ai disturbi clinici, come la fobia sociale, la depressione e lo stress. (Bulzoni F., 2018/2019) (Lisciotto G., 2022/2023)

Un'altra pratica mentale in via di sviluppo è l'Action Observation Treatment (AOT) che rappresenta un approccio riabilitativo fondato sulle basi neurofisiologiche del Mirror Neuron System. Questo metodo si concentra sull'attivazione dei neuroni specchio e sul loro ruolo cruciale nell'apprendimento per imitazione, fondamentale per il recupero motorio.

Numerosi studi hanno ampiamente documentato come l'osservazione di azioni eseguite da altri attivi nei percettori le stesse strutture neuronali coinvolte nell'esecuzione effettiva di tali azioni. In pratica, quando una persona osserva un'altra compiere azioni quotidiane, le medesime aree cerebrali coinvolte nell'effettiva esecuzione di quelle azioni vengono attivate nel cervello dell'osservatore, simulando virtualmente l'esperienza di compiere l'azione osservata.

L'Action Observation Treatment tipicamente coinvolge sia l'osservazione dell'azione che la sua esecuzione, al fine di ripristinare le normali strutture neuronali coinvolte nell'attuazione delle azioni. Durante la fase di osservazione, ai pazienti viene richiesto di concentrarsi attentamente

sull'osservazione di azioni quotidiane, con l'intento di stimolare i circuiti neurali associati all'esecuzione di tali azioni, come se i pazienti stessi le stessero svolgendo attivamente. Le azioni osservate rientrano nel repertorio motorio degli osservatori.

Finora, l'AOT è stato impiegato con successo nella riabilitazione di pazienti colpiti da ictus ischemico cronico, persone affette da Parkinson, bambini con paralisi cerebrale, e pazienti non neurologici, come quelli sottoposti a interventi ortopedici all'anca o al ginocchio. Recentemente, l'AOT è stato anche esplorato come strumento di riabilitazione vocale, evidenziando la sua versatilità e il suo potenziale nel migliorare diverse condizioni mediche. (Attili, 2018/2019).

La presente tesi si propone di esplorare approfonditamente le dinamiche connesse alle pratiche di Action Observation e Motor Imagery. L'obiettivo principale è valutare gli effetti dell'immaginazione motoria e dell'osservazione di un'azione mediante un test di flessione dell'avambraccio.

Il nucleo dell'indagine consiste nell'identificare una correlazione tra i segnali elettromiografici (EMG) generati durante un'attività fisica effettivamente eseguita e quelli derivanti da un'attività immaginata o osservata. In

particolare lo scopo è verificare l'insorgenza di attività muscolare durante le fasi di Motor Imagery e Action Observation, teoria non ancora confermata in ambito scientifico.

La seguente ricerca si propone dunque di contribuire alla comprensione delle dinamiche sottostanti a queste pratiche, delineando possibili connessioni tra le rappresentazioni cognitive e gli impulsi neuro-muscolari. Attraverso un'analisi rigorosa dei segnali elettromiografici, si mira a fornire una prospettiva approfondita sui meccanismi fisiologici coinvolti nelle fasi di immaginazione motoria e osservazione di azioni fisiche.

In primo luogo, si esporrà la già evidente presenza di attivazione neuronale motoria nelle due pratiche sopra citate, per poi concentrarsi sull'indagine di un'evidenza di attivazione elettromiografica, mirando a consolidare la comprensione di tali dinamiche.

## ***1.1 Motor Imagery e interazione con l'attività neuronale***

L'immaginazione mentale è descritta come "l'uso di tutti i sensi per ricreare o creare un'esperienza nella mente" (Cumming e Williams, 2014). Secondo Cumming e Williams (2014), le immagini mentali possono essere evocate in diverse modalità sensoriali, come uditive, olfattive, tattili, gustative, cinestesiche e visive. In aggiunta, l'atto di immaginare mentalmente può essere affrontato da una delle due prospettive principali: interna o esterna, come illustrato dagli stessi autori. Nella prospettiva interna, si verifica un processo di immaginazione che si sviluppa dall'interno del corpo, consentendo al soggetto di concepire mentalmente l'atto motorio senza che si manifesti un movimento fisico. In altre parole, il soggetto sperimenta in modo dettagliato l'atto motorio, la contrazione dei muscoli e percepisce sensazioni cinestesiche (Jeannerod, 1994). In contrasto, la prospettiva esterna coinvolge l'immaginazione dell'azione come se avvenisse esternamente al corpo, generando il compito motorio nella mente dei soggetti. (Slimani et al., 2016). La Motor Imagery, inizialmente concepita per ottimizzare le prestazioni degli atleti, emerge ora nella letteratura sportiva come elemento chiave insieme all'allenamento funzionale per visibili miglioramenti rispetto alle due attività prese singolarmente. Nel contesto sportivo, la Motor Imagery si applica per perfezionare le abilità motorie, agevolare l'apprendimento, ottimizzare

l'esecuzione di abilità già acquisite e per scopi motivazionali al fine di mitigare l'ansia. Questo approccio trova spazio anche come pratica indipendente, senza l'accompagnamento di esercizio fisico. Ad esempio, prima di una competizione, viene impiegato per rievocare la memoria cinestesica di gesti sportivi complessi, soprattutto in discipline come la ginnastica artistica, o segmenti ripetitivi che richiedono un considerevole sforzo fisico. In aggiunta, assume un ruolo chiave nella preparazione complessiva della performance, contribuendo al potenziamento della motivazione e dell'attivazione fisica. È interessante notare che gli atleti sembrano sfruttare questa pratica con maggior frequenza in relazione alle competizioni, suggerendo la sua rilevante funzione motivazionale.

L'ottimizzazione delle prestazioni motorie, potrebbe derivare da effetti neuromuscolari specifici, che rappresentano la base per la facilitazione successiva delle abilità cinestetiche tramite l'attivazione di vie neuronali discendenti. (Guillot et al., 2005) Esistono attualmente, infatti, prove convincenti che l'immaginazione motoria (MI) e il movimento reale condividano un substrato neurale comune.

Vi sono quattro fasi principali durante il flusso del segnale in un sistema di controllo motorio:

1. Nella corteccia motoria viene generato un segnale

2. Il comando motorio viene trasportato attraverso il midollo spinale
3. Il comando innesca l'attivazione di specifici muscoli
4. Dopo la contrazione muscolare i feedback sensoriali sono trasmessi al cervello

Il comando motorio è, quindi, composto da una fase di organizzazione e preparazione dove le informazioni riguardanti il potenziale movimento sono acquisite, ma non sono ammesse esplicitamente specifiche dei parametri motori. La Motor Imagery è funzionalmente equivalente alle fasi di progettazione e preparazione del controllo motorio non includendo la fase di esecuzione. L'esecuzione e l'immaginazione motoria perciò coinvolgono simili strutture cerebrali e vengono generate dai medesimi processi interni.

Le aree neuronali coinvolte nel processo di Motor Imagery sono:

- La Corteccia Premotoria: ubicata nel lobo frontale, riveste un ruolo cruciale nella pianificazione, preparazione e esecuzione di atti motori. I movimenti immaginati ed eseguiti spesso richiedono una simile durata di tempo prima di concludersi. Questo sembrerebbe indicare, come già detto, che vi siano step computazionali analoghi nel cervello da dover realizzare.

- Area motoria supplementare: sempre situata nel lobo frontale, risulta avere un ruolo chiave durante le sequenze di movimenti. Da alcuni studi si ritiene, inoltre, sia coinvolta nell'inibizione dell'area motoria primaria così da evitare l'esecuzione del movimento.
- Cervelletto: a differenza delle altre aree cerebrali è stato dimostrato abbia un effetto inibitorio sulla Motor Imagery, impedendo la trasmissione di impulsi efferenti generati dalla rappresentazione mentale al midollo spinale e al sistema muscolo-scheletrico. (Gherdovich T.,2017/2018)

Oltre all'attivazione delle suddette aree è stato dimostrato che l'immaginazione e l'osservazione di un'attività motoria producono cambiamenti nel Sistema cardiovascolare, soprattutto con alterazioni della pressione sanguigna, della frequenza cardiaca e della respirazione. (Slimani et al., 2016)

## ***1.2. Action observation e dinamiche neuronali associate***

*"Ogni volta che un individuo vede un'azione compiuta da un altro individuo, nella corteccia premotoria dell'osservatore si attivano i neuroni che rappresentano quell'azione. Questa rappresentazione motoria dell'azione osservata, indotta automaticamente, corrisponde a quella che si genera spontaneamente durante l'azione attiva e il cui risultato è noto all'individuo che agisce. In questo modo, il sistema specchio trasforma l'informazione visiva in conoscenza" (Rizzolatti e Craighero, 2004,). (Naish et al., 2017).*

L'essenza dell'Action Observation risiede nell'idea che, mentre osserviamo un'azione, il nostro cervello elabora l'informazione in modo simile a quando questa viene effettivamente eseguita. Questo fenomeno, spesso indicato come "specchio neuronale," suggerisce che l'osservazione attiva delle azioni altrui può stimolare regioni del cervello coinvolte nell'esecuzione di tali azioni.

Diversi studi hanno effettivamente confermato che osservare le azioni di altre persone attiva nei percettori le medesime strutture neuronali responsabili dell'esecuzione concreta. Di conseguenza, durante l'osservazione di individui che compiono gesti quotidiani, la configurazione neuronale coinvolta nell'esecuzione viene attivata nel cervello dell'osservatore, creando l'illusione

sensoriale che si stia personalmente svolgendo l'azione osservata (Ciulla R., 2016/2017).

La pratica dell' Action Observation è strettamente legata all'innescò del Sistema dei neuroni specchio, una rete neurale che si attiva, sia quando svolgiamo attività fisiche, sia quando le osserviamo. La loro scoperta risale agli anni '90 per merito di un'equipe di neuroscienziati dell' Università di Parma sotto la guida del Professor Giacomo Rizzolatti, il cui intento iniziale era analizzare l'area premotoria F5 dei macachi per comprendere i meccanismi neurofisiologici alla base dei movimenti della mano così da indagare il possibile recupero in pazienti con lesioni neurologiche. Per comprendere la funzione di questi neuroni bisogna specificare cosa codifica la loro scarica. Infatti, tramite le registrazioni extracellulari dei singoli neuroni si hanno informazioni sulla risposta neuronale: essendo quest' ultima la stessa sia per l'esecuzione che per l'osservazione ne consegue che il neurone codifica lo stesso atto motorio per entrambe le pratiche. I neuroni specchio sono *sensorimotori*, diversi, perciò, dai neuroni "motori" o "sensoriali" che si attivano in relazione all'esecuzione di un'azione o all'osservazione, ma non contemporaneamente per entrambi. Il sistema dei neuroni specchio è stato successivamente identificato anche nelle regioni cerebrali umane tramite un esperimento di tomografia ad emissione di positroni, che ambiva a

identificare le aree cerebrali attive durante l'osservazione di un'azione: l'area di Broca, del giro frontale inferiore sinistro, del giro temporale medio e del solco temporale superiore. Vista l'analogia tra l'area di Broca e l'F5 nella scimmia, questo studio ha posto le basi per le prime prove anatomiche dell'esistenza di un Sistema di neuroni specchio anche nell'essere umano. Molti studi, in seguito, sono stati conseguiti per comprendere il ruolo funzionale dei suddetti neuroni. La varietà delle funzioni è molteplice: a seconda della codifica del compito osservato, del circuito incluso e della connettività con altri sistemi, i neuroni specchio sono destinati alla comprensione dell'azione e all'intuizione della sua intenzione, inoltre, vi sono studi che ritengono il Sistema specchio responsabile del meccanismo dell'imitazione. (Attili, 2018/2019).

Abbiamo esaminato come l'osservazione delle azioni e la simulazione mentale di movimenti attivino le stesse regioni cerebrali coinvolte nell'esecuzione fisica di tali azioni, evidenziando l'interazione tra la percezione sensoriale, il sistema motorio e le rappresentazioni mentali.

Tuttavia, una questione fondamentale resta aperta: esiste un'attivazione muscolare concomitante?

La risposta a tale domanda non solo amplierebbe la comprensione dei meccanismi sottostanti alla Motor Imagery e all'Action Observation, ma

potrebbe anche aprire nuove strade per l'ottimizzazione dell'allenamento sportivo e il recupero funzionale in ambito riabilitativo.

La tesi in itinere si propone quindi di valutare la possibile manifestazione di un'attivazione muscolare durante Motor Imagery e Action Observation. Sarà impiegata la tecnica dell'elettromiografia al fine di esplorare e quantificare eventuali risposte muscolari associate a tali pratiche.

## Capitolo 2

# REVISIONE DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA

Il seguente capitolo sposterà l'attenzione sul tema centrale della seguente tesi: l'attività muscolare durante Action Observation e Motor Imagery. Al fine di ottenere un punto di partenza con cui organizzare l'approccio di studio successivo, sono stati analizzati protocolli sperimentali già esistenti nella letteratura scientifica, così da identificare i vantaggi e i limiti delle diverse strategie adottate e i risultati a cui hanno portato.

## ***2.1 Analisi critica della letteratura scientifica***

Innanzitutto è importante specificare che contrariamente a quanto visto per il funzionamento neuronale, l'esistenza di un'attività muscolare durante Motor Imagery e Action Observation non è stata comprovata e molti studi hanno esiti discordanti al riguardo. Viene riportato di seguito il lavoro di raccolta di Guillot et al. (2012) nell' articolo dal titolo *'Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to Motor Inhibition'*, in cui nella Tabella 1 sono stati raccolti una grande quantità di dati in merito ai processi fisiologici durante la MI. Nel dettaglio, si è esaminata l'attività muscolare periferica che può emergere durante la rappresentazione mentale di un'azione (Guillot et al., 2010). Dai pionieristici studi di Jacobson (1930, 1932), che fornirono le prime evidenze scientifiche di contrazioni muscolari subliminali durante MI della flessione del braccio, è sorta la questione se la MI comporti o meno contrazioni muscolari involontarie.

**Table 1 | Studies investigating the EMG activity during motor imagery.**

Study	Number of participants	Motor task	Main findings
<b>LACK OF MUSCLE ACTIVITY DURING MOTOR IMAGERY</b>			
Decety et al. (1993)	<i>n</i> = 6	Leg contraction to press and release a loaded footplate	No change in phosphocreatine concentration or in pH during motor imagery
Demougeot and Papaxanthis (2011)	<i>n</i> = 17	Vertical arm movements	No arm muscle activation during motor imagery
Gentili et al. (2006)	<i>n</i> = 40	Pointing arm movement	No EMG activity during motor imagery
Gerardin et al. (2000)	<i>n</i> = 8	Auditory-cued hand movements	Surface EMG did not detect any muscle activity during motor imagery
Gueugneau et al. (2008)	<i>n</i> = 9	Pointing arm movement	No EMG activity during motor imagery
Hanakawa et al. (2008)	<i>n</i> = 13	Finger tapping sequence	Surface EMG was monitored during fMRI recordings to confirm the absence of muscle activity during motor imagery
Jackson et al. (2003)	<i>n</i> = 9	Foot sequence task	No significant difference in the EMG signal between imagery and baseline conditions, showing that the patterns of cerebral activation during fMRI recordings are not due to movements
Kieber et al. (2007)	<i>n</i> = 16	Singing of an Italian aria	No difference between baseline and imagined singing
Lafleur et al. (2002)	<i>n</i> = 9	Foot sequence task	EMG recordings showed no change in muscle activity during scans compared to baseline levels
Lim et al. (2006)	<i>n</i> = 13	Arm movement	No EMG activity during motor imagery
Lotze et al. (1998b)	<i>n</i> = 10	Making a fist	Low EMG activity, which did not differ from the baseline, was a precondition before fMRI recordings
Lotze et al. (2003)	<i>n</i> = 16	Performance of Mozart's violin concerto in G major	No observable differences between motor imagery and rest
Mulder et al. (2004)	<i>n</i> = 37	Abduction of the big toe	No EMG activity during motor imagery
Mulder et al. (2005)	<i>n</i> = 31	Squat movements with additional weights	EMG activity recorded during motor imagery did not differ from baseline
Naito et al. (2002)	<i>n</i> = 10	Palmar flexion and dorsiflexion of the wrist	No EMG activity in the motor imagery condition
Personnier et al. (2008)	<i>n</i> = 28	Arm movements in the sagittal plane	Muscle activation patterns are very similar between motor imagery and rest conditions
Ranganathan et al. (2004)	<i>n</i> = 30	Isometric little finger abduction and elbow flexion	Muscle activity during motor imagery was near zero
Roozink and Zijdevind (2010)	<i>n</i> = 20	Finger tapping sequence	No EMG activity during motor imagery
Shick (1970)	<i>n</i> = 10	Volleyball serve skill	No EMG activity during motor imagery
Yahagi et al. (1996)	<i>n</i> = 7	Wrist flexion	No EMG activity during motor imagery
Yue and Cole (1992)	<i>n</i> = 30	Isometric little finger abduction	No EMG activity during motor imagery

**Table 1 | Continued**

<b>Study</b>	<b>Number of participants</b>	<b>Motor task</b>	<b>Main findings</b>
Zijdewind et al. (2003)	<i>n</i> = 29	Ankle plantar-flexion	No EMG activity during motor imagery in the majority of the participants. When little EMG activity was recorded, participants were asked to concentrate until being able imagining the movement without muscle activation
<b>MUSCLE ACTIVITY DURING MOTOR IMAGERY</b>			
Bird (1984)	<i>n</i> = 5	Motor imagery of a past athletic event (including riding, rowing, swimming, water skiing, and basketball)	The EMG configuration during motor imagery mirrored that observed during actual practice
Bonnet et al. (1997)	<i>n</i> = 26	Foot pressure on a pedal	EMG activity weakly increased during motor imagery
Boschlar (2001) Bakker et al. (1996)	<i>n</i> = 39	Arm lifting movements (biceps curls)	Significant EMG activity is recorded in the muscles contributing to the contraction. Greater muscle activity in the active than in the passive arm, and greater biceps activity when imagining lifting a heavy compared to a light weight
Dickstein et al. (2005)	<i>n</i> = 15	Rising on tiptoes	EMG activity was recorded in six participants in at least one of the target muscles
Gandevia et al. (1997)	<i>n</i> = 12	Range of simple and complex movements (e.g., flexions/extension, handwriting, walking, threading a needle...)	Imagery increased background EMG in the involved muscles. In some occasions, spindle discharge also increased
Guillot et al. (2007)	<i>n</i> = 30	Biceps dumbbell curls	The magnitude of EMG activity is correlated to the mental effort required to imagine the movement. EMG patterns during imagery of concentric, isometric, and eccentric contractions mirror those observed during actual movements. EMG activity is recorded in agonist, antagonist, synergist, and fixator muscles
Hale (1982)	<i>n</i> = 48	Biceps dumbbell curls	Internal imagery perspective produced greater biceps activity than the external imagery perspective
Harris and Robinson (1986)	<i>n</i> = 36	Arm lifting	Significant EMG activity is recorded in the muscles contributing to the contraction. Greater EMG activity during the first-person than during the third-person perspective
Hashimoto and Rothwell (1999)	<i>n</i> = 9	Wrist flexion and extension	Larger EMG responses in flexor and extensor muscles during imagined flexions and extensions, respectively
Jacobson (1930, 1932)	The number of participants varied among tasks	Biceps dumbbell curls, bending the forearm, sweeping, climbing a rope	EMG activity was recorded in the specific muscle involved with the imagined activity
Jowdy and Harris (1990)	<i>n</i> = 38	Juggling task	Increased muscle activity during motor imagery. No effect of the imagery ability on the magnitude of muscle activity
Lebon et al. (2008)	<i>n</i> = 30	Biceps dumbbell curls	The median frequency of EMG power spectrum in agonist and antagonist muscles was significantly higher during motor imagery than during baseline
Li et al. (2004a)	<i>n</i> = 9	Flexion and extension movements of the fingers	EMG activity was recorded in the finger flexors in four participants
Livesay and Samaras (1988)	<i>n</i> = 30	Tightly squeezing a hand-size rubber ball	Increased EMG activity in the dominant forearm

**Table 1 | Continued**

<b>Study</b>	<b>Number of participants</b>	<b>Motor task</b>	<b>Main findings</b>
Lutz and Linder (2001)	<i>n</i> = 160	Dart throwing	Greater biceps EMG activity was recorded when imagery instructions included assertions about behavior, such as motor actions and visceral responses
Shaw (1938)	The number of participants varied among tasks	Range of complex movements (e.g., flexions/extension, handwriting, walking, threading a needle...)	Increased EMG activity during motor imagery was distributed across different muscle groups including those not directly related to the corresponding movement
Slade et al. (2002)	<i>n</i> = 60	Biceps dumbbell and manipulandum curls	EMG activity was significantly greater for both curls in the active arm during motor imagery when compared to baseline
Suinn (1980)	<i>n</i> = 1	Skating a downhill race	Recorded muscle patterns were strikingly similar to those observed during actual practice
Wehner et al. (1984)	<i>n</i> = 27	Contour tracking arm task	Similar frequency distribution in the power spectrum during actual practice and motor imagery

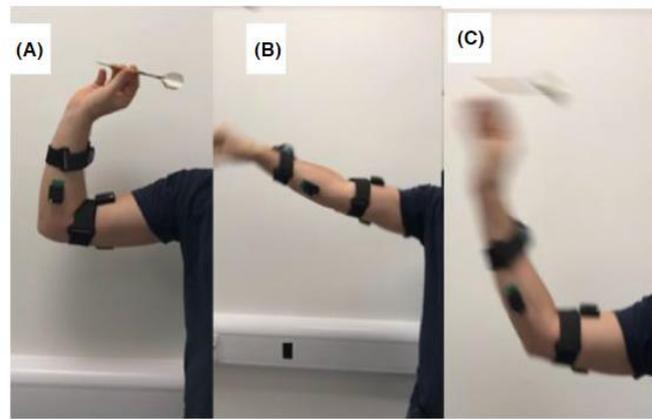
*Tabella 1: Dati sperimentali riguardanti l'attività muscolare durante Motor Imagery (MI) (adattato da 'Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to Motor Inhibition' di Guillot et al. (2012))*

La revisione si è concentrata su cinque protocolli sperimentali che avevano in comune tre caratteristiche: l'analisi di movimenti degli arti superiori (come la tesi in itinere) , le features EMG analizzate: Root Mean Square (RMS) e frequenza mediana (MF), l'elaborazione dei risultati tramite analisi statistica.

In particolare il primo studio esaminato è stato *“The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing”* di Romano Smith S. et al. (2019). In questo primo studio i soggetti coinvolti erano cinquanta studenti universitari. Il set up sperimentale richiedeva ai partecipanti di eseguire trenta lanci di freccette suddivisi in sei blocchi da cinque lanci e la prestazione veniva misurata con un punteggio totale. I soggetti erano divisi in cinque gruppi:

- Gruppo osservazione dell'azione (AO): Ai partecipanti è stato fornito un video preregistrato in cui venivano eseguiti trenta lanci da osservare.
- Gruppo immaginazione motoria (MI): I partecipanti hanno immaginato se stessi durante il lancio delle freccette.
- Gruppo di immaginazione alternata a osservazione dell'azione (A-AOMI): Ai partecipanti è stato chiesto di osservare un blocco di cinque lanci di freccette, alternati con una sessione di test MI, fino al completamento dei trenta lanci.
- Gruppo di immaginazione simultanea a osservazione dell'azione (S-AOMI): Ai partecipanti è stato chiesto di osservare i lanci delle freccette mostrati nel video e allo stesso tempo di immaginare le sensazioni fisiologiche che avrebbero sperimentato durante l'esecuzione del lancio delle freccette
- Gruppo di controllo: I soggetti hanno osservato una video intervista con un giocatore professionista di freccette senza fare nulla.

I muscoli analizzati in questo caso erano: il Flessore Radiale del carpo (FCR), l' Estensore radiale del carpo (ECR), il Bicipite Brachiale, il Tricipite Brachiale e il Deltoide Anteriore.



Throwing phase	Anterior deltoid	Bicep brachii	Triceps brachii	Flexor capri radialis	Extensor carpi radialis
A	Concentric	Concentric	Eccentric	Eccentric	Concentric
B	Eccentric	Eccentric	Concentric	Concentric	Eccentric
C	Eccentric	Eccentric	Concentric	Concentric	Eccentric

*Figura 1: Protocollo del lancio e fasi del movimento visualizzati tramite videocamera (riferito a da The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing di Romano Smith S. et al. (2019))*

I segnali grezzi sono stati acquisiti tramite il software Noraxon MR3.10 a una frequenza di campionamento di 1500 Hz. Sono stati poi filtrati passa-banda (con banda passante tra 20-350 Hz), ed è stato calcolato l' RMS con una dimensione della finestra di 100 ms e normalizzati. Successivamente, è stata eseguita un'analisi della varianza (ANOVA) con disegno misto cinque (gruppo)  $\times$  due (tempo) sulle condizioni pre e post test per osservare eventuali cambiamenti nelle prestazioni durante il trattamento. Laddove l'ANOVA ha rivelato effetti significativi, sono stati utilizzati test post-hoc Tukey per

stabilire se esistessero eventuali differenze significative. I risultati del test in questo caso non hanno rivelato alcuna interazione significativa tra tempo e gruppo. Tuttavia i test post hoc evidenziavano che l'attività media dell'EMG dal punto di flessione al punto di estensione (intero movimento) è diminuita significativamente dal pre-test al post-test nel gruppo S-AOMI ( $P = 0.00$ ) e A-AOMI ( $P = 0.008$ ), con dimensioni dell'effetto  $d$  di Cohen di 1.37 e 1.02 rispettivamente. Al contrario i gruppi MI e AO non hanno mostrato cambiamenti nell'attività media EMG durante la stessa fase. L'RMS del gruppo S-AOMI è diminuito significativamente in misura maggiore rispetto a quello di MI ( $P = 0.001$ ) e AO ( $P = 0.002$ ), ma non nel gruppo A-AOMI ( $P = 0.189$ ). Si può evincere perciò, dagli esiti riportati, che il primo protocollo sperimentale non evidenziava un'attività elettromiografica significativa nei due test di nostro interesse.

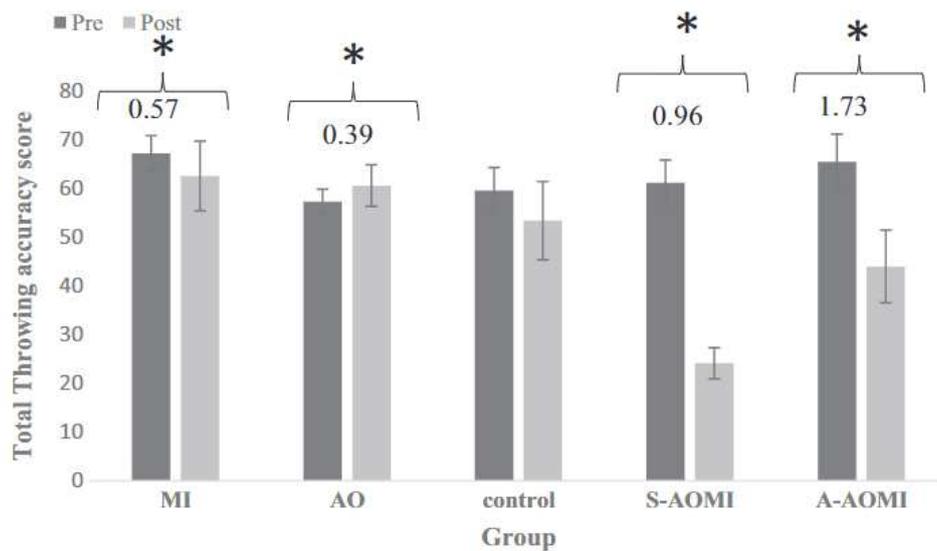


Figura 2: risultati RMS pre-post test per ogni gruppo (preso da da *The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing di Romano Smith S. et al. (2019)*)

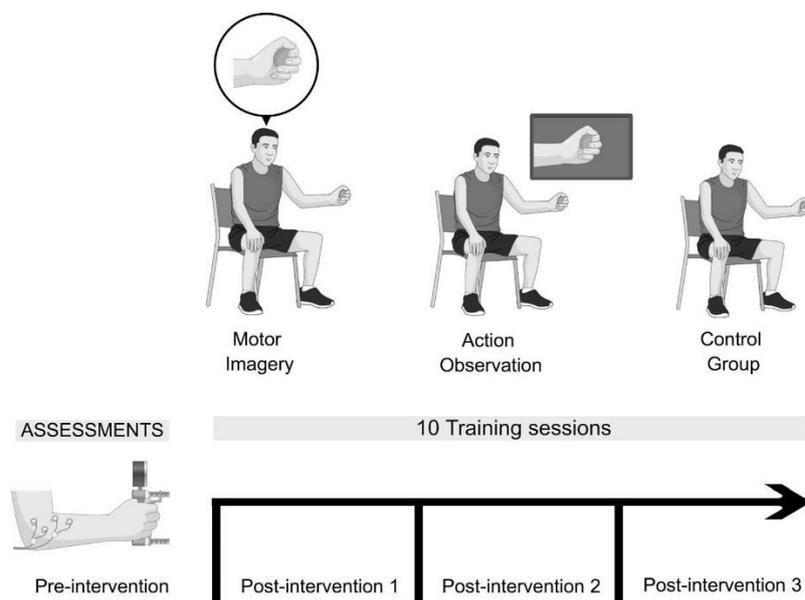
Dopo aver esaminato il primo protocollo sperimentale, verrà preso ora in considerazione lo studio di Losana-Ferrer A. et al. dal titolo “*Effects of motor imagery and action observation on hand grip strength, electromyographic activity and intramuscular oxygenation in the hand gripping gesture: A randomized controlled trial*” (2018). Anche in questo caso i soggetti venivano divisi per gruppi. Nello specifico, i sessanta pazienti sono stati divisi in tre gruppi: immaginazione motoria (n=20), osservazione dell’azione (n=20) e

gruppo di controllo (n=20). Il test si è svolto per 10 giorni e ogni sessione durava 30 minuti, i muscoli studiati erano: Estensore Radiale lungo del carpo e Estensore Radiale breve del carpo. Una valutazione neuromotoria dei partecipanti è stata eseguita in quattro occasioni: una prima dello studio (pre-intervento), una subito dopo il primo allenamento (post-intervento 1) e le ultime due lasciando un intervallo di 4-5 giorni tra le misurazioni (post-intervento 2 e post-intervento 3). Le misurazioni eseguite includevano: (a) forza della presa della mano; (b) elettromiografia (c) la differenza tra la percentuale iniziale di ossigenazione intramuscolare e il minimo raggiunto. In questo caso il set up sperimentale dei tre test era organizzato nel seguente modo:

- Immaginazione Motoria (MI): I partecipanti del gruppo MI hanno svolto un allenamento giornaliero che consisteva in due serie di attività. La serie principale comprendeva 10 prese della mano isometriche massimali per 3 secondi ciascuna con una pallina da tennis, con una pausa di 20 secondi tra le prese. Nella prima serie, i partecipanti immaginavano di eseguire queste prese, mentre nella seconda serie le eseguivano attivamente.
- Osservazione dell'Azione (AO): I partecipanti del gruppo AO hanno eseguito un allenamento quotidiano simile, con due serie di attività.

Nella prima serie, osservavano un video che mostrava un avambraccio che effettuava le stesse prese con una pallina da tennis, nella posizione standard. Nella seconda serie, attuavano le stesse prese mentre guardavano il video.

- Gruppo di controllo (CG): i partecipanti eseguivano una sola serie di ripetizioni.



*Figura 3: Protocollo sperimentale di “Effects of motor imagery and action observation on hand grip strength, electromyographic activity and intramuscular oxygenation in the hand gripping gesture: A randomized controlled trial” Losana-Ferrer A. et al. (2018)*

L'analisi dei dati in questo caso prevedeva le tre misure citate precedentemente:

- Forza della presa della mano: misurata con dinamometro con una variazione minima rilevabile posta a 6 kg e con una deviazione standard di 6.4 kg.
- Ossigenazione muscolare: misurata con Moxy Monitor System, costituito da un sistema a infrarossi.
- Elettromiografia (EMG): si sono posti due elettrodi sul ventre di ciascuno dei due muscoli coinvolti e un quinto per la messa a terra. Il sistema Physioplux è stato utilizzato per stimare l'attivazione muscolare durante la presa. Il segnale è stato filtrato con un filtro passa banda (non specificato nello studio), rettificato ed è stato calcolato l'RMS con una finestra fissa di 0.2 s.

Come nello studio precedente, le misure acquisite sono state analizzate tramite test statistici: le variabili continue sono state esaminate tramite test ANOVA e i fattori osservati sono stati: gruppo, tempo, tempo\*gruppo e presentati come media +/- deviazione standard. Le variabili categoriche, invece, sono state studiate con il Test Chi Quadro e presentate come frequenza assoluta e relativa. Sono state osservate differenze statisticamente significative tra la valutazione pre-intervento e la seconda e la terza

valutazione post-intervento nel gruppo di osservazione dell'azione ( $P = 0.002$ ,  $d = 0.40$  e  $P = 0.003$ ,  $d = 0.40$  rispettivamente) e la valutazione pre-intervento e la terza valutazione post-intervento nell'immaginazione motoria ( $P = 0.002$ ,  $d = 0.42$ ). Non sono state riscontrate differenze statisticamente significative nel gruppo di controllo ( $P = 1.00$ ). Inoltre erano presenti risultati statisticamente significativi tra la valutazione pre-intervento e la terza valutazione post-intervento nell'immaginazione motoria ( $p = 0.025$ ,  $d = 0.46$ ) e nell'osservazione dell'azione ( $P = 0.002$ ,  $d = 0.33$ ).

A differenza dello studio precedente, perciò, in questo caso i risultati erano visibili proprio nella caratteristica tempo\*gruppo che precedentemente non aveva fornito evidenze.

**Table 4**  
Descriptive data and multiple comparisons of EMG outcomes.

Measure	Group	Mean + SD				Mean difference (95%CI); Effect size (d)		
		Pre	Post1	Post 2	Post3	a) pre-post 1	b) pre-post 2	c) pre-post 3
EMG 1 Rad (mV)	MI	0.2608 ± 0.1285	0.3029 ± 0.1066	0.3103 ± 0.0988	0.3816 ± 0.1288	a) -0.04 (-0.11 to 0.02); d = -0.17 b) -0.05 (-0.13 to 0.03); d = -0.21 c) -0.12* (-0.21 to -0.03); d = -0.42	a) -0.01 (-0.08 to 0.06); d = -0.04 b) -0.08 (-0.16 to 0.001); d = -0.32 c) -0.07* (-0.12 to -0.02); d = -0.30	
	AO	0.2786 ± 0.1675	0.3202 ± 0.1809	0.3906 ± 0.0711	0.3972 ± 0.0985	a) -0.04 (-0.10 to 0.02); d = -0.12 b) -0.11* (-0.19 to -0.03); d = 0.40 c) 0.12* (-0.21 to -0.03); d = -0.40	a) -0.07 (-0.14 to 0.003); d = -0.25 b) 0.08 (-0.16 to 0.002); d = -0.25 c) -0.007 (-0.05 to 0.04); d = -0.04	
	CTR	0.2837 ± 0.1693	0.3013 ± 0.2073	0.2799 ± 0.1757	0.3030 ± 0.1849	a) -0.02 (-0.08 to 0.04); d = -0.05 b) 0.004 (-0.07 to 0.08); d = 0.01 c) -0.02 (-0.11 to 0.07); d = -0.05	a) 0.02 (-0.05 to 0.09); d = 0.05 b) -0.002 (-0.081 to 0.078); d = -0.004 c) -0.02 (-0.07 to 0.02); d = -0.06	
Mean difference (95%CI)		-0.02 (-0.14 to 0.10); d = -0.06	-0.02 (-0.15 to 0.12); d = -0.06	-0.08 (-0.18 to 0.02); d = -0.42	-0.02 (-0.13 to 0.09); d = -0.07			
MI-AO; Effect size (d)		-0.023 (-0.14 to 0.10); d = -0.07	0.002 (-0.13 to 0.13); d = 0.004	0.03 (-0.07 to 0.13); d = 0.11	0.08 (-0.03 to 0.19); d = 0.24			
MI-CTR; Effect size (d)		-0.005 (-0.13 to 0.12); d = -0.01	0.02 (-0.11 to 0.15); d = 0.05	0.11* (0.01 to 0.21); d = 0.38	0.09 (-0.02 to 0.20); d = 0.30			
AO-CTR; Effect size (d)								
EMG 2 Rad (mV)	MI	0.1769 ± 0.0695	0.2019 ± 0.0634	0.2368 ± 0.0967	0.2671 ± 0.0994	a) -0.02 (-0.11 to 0.06); d = -0.18 b) -0.06 (-0.15 to 0.03); d = -0.33 c) 0.09* (-0.17 to 0.01); d = -0.46	a) -0.03 (-0.10 to 0.03); d = -0.21 b) -0.06* (-0.11 to -0.02); d = -0.36 c) -0.03 (-0.08 to 0.02); d = -0.15	
	AO	0.2319 ± 0.1372	0.2651 ± 0.2201	0.2895 ± 0.1721	0.3475 ± 0.1886	a) -0.03 (-0.12 to 0.05); d = -0.09 b) -0.06 (-0.15 to 0.03); d = -0.18 c) -0.12* (-0.20 to -0.03); d = -0.33	a) -0.02 (-0.09 to 0.04); d = -0.06 b) 0.08* (-0.13 to -0.04); d = -0.20 c) -0.06* (-0.10 to -0.01); d = -0.16	
	CTR	0.2314 ± 0.1414	0.2303 ± 0.1302	0.2121 ± 0.0886	0.2315 ± 0.0994	a) 0.001 (-0.08 to 0.08); d = 0.004 b) 0.02 (-0.07 to 0.11); d = 0.08 c) 5.000E-5 (-0.08 to 0.08); d = -0.0004	a) 0.02 (-0.05 to 0.08); d = 0.08 b) -0.001 (-0.05 to 0.04); d = -0.005 c) -0.02 (-0.07 to 0.03); d = -0.10	
Mean difference (95%CI)		-0.05 (-0.15 to 0.04); d = -0.24	-0.06 (-0.18 to 0.06); d = -0.19	-0.05 (-0.15 to 0.04); d = -0.18	-0.08 (-0.19 to 0.03); d = -0.26			
MI-AO; Effect size (d)		-0.05 (-0.15 to 0.04); d = -0.24	-0.03 (-0.15 to 0.09); d = -0.14	0.02 (-0.07 to 0.12); d = 0.13	0.04 (-0.07 to 0.14); d = 0.18			
MI-CTR; Effect size (d)		0.001 (-0.09 to 0.09); d = 0.001	0.03 (-0.08 to 0.13); d = 0.09	0.07 (-0.02 to 0.17); d = 0.27	0.12* (0.01 to 0.22); d = 0.36			
AO-CTR; Effect size (d)								

Note: MI: Motor Imagery; AO: Action Observation; CTR: Control; EMG 1 rad: Electromyography of extensor carpi radialis longus; EMG 2 rad: Electromyography of extensor carpi radialis brevis; mV: Millivolts.  
\*  $p < .05$

*Tabella 2: risultati statistici delle misure elettromiografiche riportati nella Tabella 4 dello studio Effects of motor imagery and action observation on hand grip strength,*

*electromyographic activity and intramuscular oxygenation in the hand gripping gesture: A randomized controlled trial di Losana-Ferrer A. et al. (2018)*

Il terzo studio in esame è di Di Rienzo F. et al (2015) con il titolo “*Short-term effects of integrated Motor Imagery practice on muscle activation and force performance*”. Il presente quadro sperimentale ha indagato solo l’attivazione muscolare della Motor Imagery. La procedura si è svolta per cinque giorni consecutivi in cui ogni giorno erano previste tre sessioni di allenamento che comprendevano dieci tentativi di massima contrazione isometrica. Tra gli allenamenti sono state inserite le condizioni sperimentali. Venivano verificate tre condizioni alternate: attivazione muscolare tramite MI, rilassamento muscolare tramite MI e recupero passivo. L’esperimento totale aveva una durata di 1 minuto. L’alternarsi delle condizioni era cadenzato da uno stimolo uditivo. Sono stati studiati diciotto soggetti e i muscoli in esame erano bicipite brachiale e deltoideo anteriore.

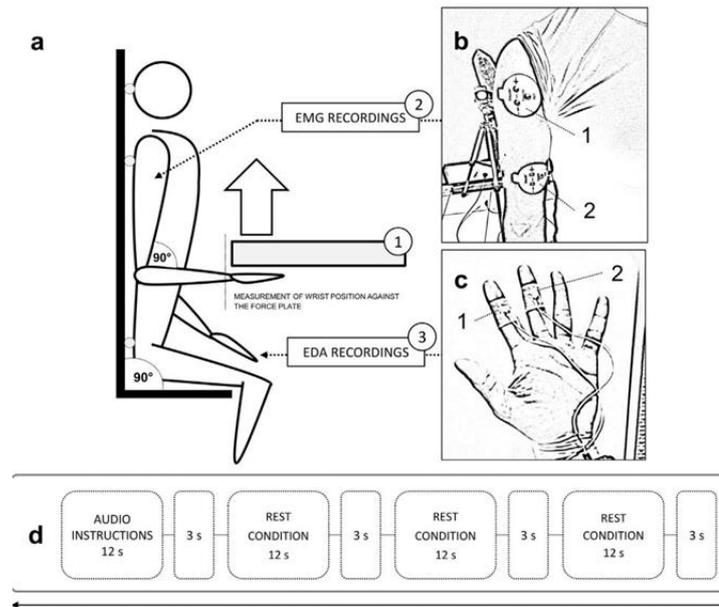


Figura 4: set-up sperimentale di *Short-term effects of integrated Motor Imagery practice on muscle activation and force performance* (Di Rienzo F. et al (2015))

Il segnale EMG è stato registrato con un Flexcomp infinity system. Offline i segnali EMG sono stati rettificati e filtrati con un filtro passa-banda Butterworth tra 20-500 Hz. Per ogni prova l'aumento improvviso della forza in risposta allo stimolo uditivo di inizio contrazione è stato determinato con una funzione MATLAB. La forza totale è stata trovata integrando la pendenza della forza rispetto ogni prova. I dati sono stati poi normalizzati tramite la massima contrazione isometrica misurata durante una fase di riscaldamento e la feature estratta è stato il valore medio rettificato.

Per la ricerca statistica è stato utilizzato R Core Team e lme4 per eseguire l'analisi a effetti misti lineari della forza e dei dati fisiologici EMG e attività elettrodermica (EDA) . Come variabile indipendente è stata usata la condizione di recupero passivo mentre come effetti variabili soggetti e tentativi. I valori del p-value sono stati ottenuti tramite un rapporto di verosimiglianza del modello completo rispetto a quello senza l'effetto del recupero. I modelli lineari misti hanno permesso di tenere conto dell'entità della varianza dovuta alle variazioni su giorni diversi. Nella discussione dello studio viene fatto presente che ci si aspettava una diminuzione dell'attività elettromiografica dal test 1 al 10 ed effettivamente i risultati miografici riportano per gli iEMG del bicipite brachiale una diminuzione dell'attivazione muscolare dalle prove 1 a 10, parallelamente ai dati di forza. Questo fenomeno è stato particolarmente pronunciato tra la prima e la seconda prova. Inoltre le analisi post-hoc hanno evidenziato una maggiore attività EMG del Bicipite Brachiale sia durante l'attivazione che il rilassamento della MI rispetto al controllo ( $P = 0.02$  e  $P < 0.001$ , rispettivamente, corrispondenti a una differenza di  $8.2 \pm 2.0\%$  e  $10.7 \pm 1.6\%$ ).

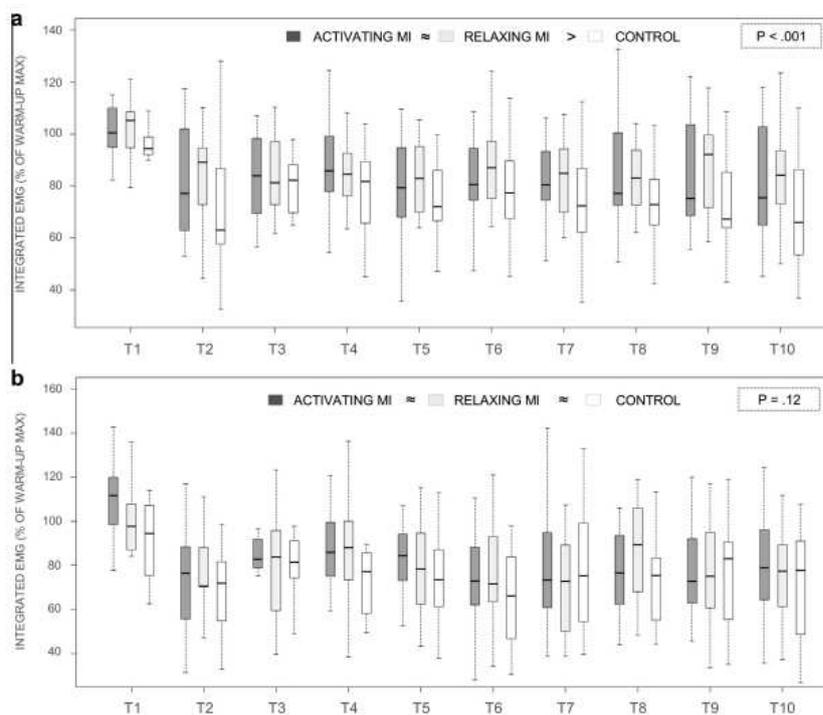


Fig. 3. (a) Integrated electromyogram (iEMG) from *biceps brachii* across the 10 trials of physical training, for each experimental condition (Appendix C, "Data table"). (b) iEMG from the *anterior deltoides* across the 10 trials of physical training, for each experimental condition (Appendix C).

Figura 5: Rappresentazione dei risultati delle 10 prove dello studio *Short-term effects of integrated Motor Imagery practice on muscle activation and force performance* di Di Rienzo F. et al (2015)

Questo protocollo sperimentale, a differenza dei precedenti, non ha preso in considerazione gruppi distinti, ottenendo risultati notevolmente più significativi in termini qualitativi e di chiarezza del risultato rispetto all'approccio intergruppo con gruppi di test differenti.

Il penultimo studio preso in esame dal titolo “*Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery*” di Lebon F. et al (2008) aveva come soggetti di studio trenta studenti destrimani.

In primo luogo, ai partecipanti è stato chiesto di eseguire due pre test. Durante la settimana precedente l'esperimento, la massima contrazione volontaria (MVC) è stata determinata con un test incrementale che richiedeva di sollevare un manubrio piegando l'articolazione del gomito. Il miglior grado, ottenuto da una contrazione concentrica, è stato considerato l'MVC. La contrazione volontaria massima isometrica (IMVC), invece, è stata misurata con un trasduttore di forza ad estensimetri con l'articolazione del gomito a 90°. Durante la procedura sperimentale, i soggetti sono stati fatti sedere su una comoda poltrona e sono stati fissati al sedile con una cintura per evitare qualsiasi movimento del corpo che avrebbe potuto aiutarli ad aumentare la loro forza.

Il test in sé invece prevedeva quattro prove pratiche e otto immaginate per contrazione per un totale di sedici prove reali e trentadue immaginate.

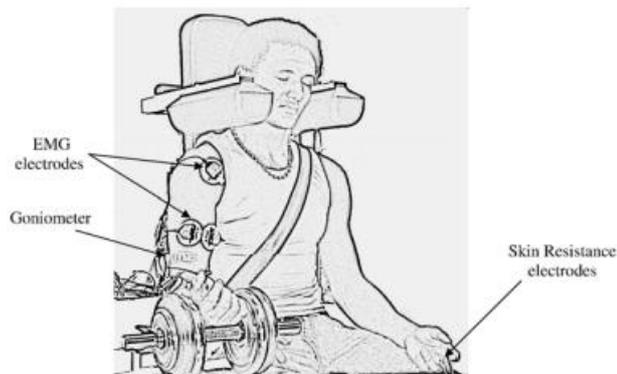
Lo sperimentatore ha quindi collegato gli elettrodi EMG rispettivamente sul braccio attivo e sulla mano non dominante.

Un goniometro (SG110, Biometrics) è stato fissato al braccio attivo e all'avambraccio per controllare la posizione iniziale e che l'angolo del gomito (90°) rimanesse costante durante la MI. Ai partecipanti è stato quindi chiesto di sollevare o di immaginare di sollevare un manubrio zavorrato.

Le condizioni in cui avveniva il test erano:

- i) contrazione concentrica (80% del MVC),
- ii) contrazione isometrica (almeno il 95% dell' IMVC)
- iii) contrazione eccentrica (120% del MVC).

Poiché ogni prova era preceduta da un periodo di riposo, le attività EMG e ANS sono state registrate anche su 32 intervalli di Rest, per essere confrontati l'esecuzione effettiva e la MI. Durante la prestazione reale, ai partecipanti è stato chiesto di sollevare il manubrio il più velocemente possibile (contrazioni concentriche), di "abbassarlo" il più lentamente possibile (contrazioni eccentriche), oppure di mantenere la contrazione isometrica per un periodo di 5 secondi. Nella fase di MI, è stato richiesto di immaginare il movimento come se si stesse effettivamente eseguendo, utilizzando un'associazione di immagini visive e cinestesiche interne. Ogni prova era separata dalla successiva, come già detto, da un periodo di riposo, che non era mai meno di 20 secondi, permettendo così alle variabili ANS di recuperare i livelli basali e alle registrazioni EMG di mantenere una linea di base stabile.



*Figura 6: protocollo di acquisizione dello studio Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery di Lebon F. et al (2008)*

I segnali EMG sono stati registrati utilizzando elettrodi di superficie (Triodes Myoscan, distanza interelettrodica: 2 cm; larghezza di banda: 20-500 Hz, sistema Flex-comp Infinity, tecnologia Thought, Montreal, Canada) e sono stati acquisiti da 3 muscoli del braccio dominante: il Capo Lungo e Breve del Bicipite Brachiale (gruppo di muscoli agonisti) e la Porzione Lunga del Tricipite Brachiale (muscolo antagonista).

I segnali elettromiografici sono stati amplificati in maniera differenziata (guadagno 500) a livello degli elettrodi prima di essere registrati e ulteriormente filtrati con una banda passante (12-500 Hz). I segnali filtrati

sono stati elaborati per calcolare l'RMS utilizzando una finestra rettangolare mobile di 25 ms e la Frequenza Mediana (MF). I segnali EMG e del goniometro sono stati registrati durante la MI, il periodo di riposo e le condizioni di contrazione effettiva.

È stata quindi eseguita un'ANOVA a misure ripetute. Le variabili indipendenti comprendevano i 3 tipi di contrazione muscolare (concentrica, isometrica ed eccentrica), le 2 condizioni sperimentali (MI e periodo di riposo) e i 3 muscoli (i capi del bicipite brachiale e la porzione lunga del tricipite brachiale). È stata eseguita poi un'altra ANOVA a misure ripetute tra i dati delle contrazioni reali e immaginarie. Successivamente, un test Student è stato applicato per confrontare i dati goniometrici in condizioni di MI e di riposo. I risultati sono presentati come mediana +/- deviazione standard e il livello di significatività è stato fissato a  $P \leq 0.05$ .

L'ANOVA ha mostrato una differenza significativa tra le contrazioni effettivamente eseguite e quelle immaginate ( $F_{1,264} = 551.47$ ,  $P < 0.001$ ), con una frequenza media di 72.35 Hz e 37.08 Hz, rispettivamente. L'interazione tra i tipi di contrazione muscolare e le condizioni sperimentali ha raggiunto anch'essa la soglia di significatività ( $F_{2,264} = 14.17$ ,  $P < 0.001$ ), con la MF più debole osservata nella condizione di contrazione isometrica vera e propria (70.01 Hz) e durante la MI della contrazione eccentrica (35.90 Hz). L'ANOVA con misure ripetute ha mostrato che i dati EMGrms erano più alti durante le sequenze MI rispetto al periodo di riposo ( $F_{1,342} = 7.15$ ,  $P = 0.008$ ). Durante le contrazioni concentriche immaginarie, l'attività elettrica muscolare era superiore rispetto a quella eccentrica nei due capi del bicipite brachiale e rispetto alle contrazioni isometriche immaginate nel capo lungo dello stesso muscolo. I valori RMS del segnale EMG sono presentati nella Tabella 1 del suddetto studio. L'ANOVA con misure ripetute ha mostrato che la frequenza mediana era più alta durante la MI che durante il periodo di riposo ( $F_{1,246} = 5.99$ ,  $P = 0.016$ ), con valori di MF pari a 37.08 Hz e 33.65 Hz. Tenendo conto di tutti i dati, l'analisi della varianza all'interno dei soggetti ha rivelato un effetto significativo dei tipi di contrazione muscolare ( $F_{2,246} = 8.18$ ,  $P < 0.001$ ). Quindi, ogni tipo di contrazione muscolare è stata confrontata con l'altra durante la MI. La contrazione concentrica ha generato la MF più alta (38.80

Hz ) e la contrazione eccentrica la più bassa (35.90 Hz) mentre la contrazione isometrica ha fornito una MF intermedia (36.55 Hz). La MF durante la contrazione concentrica era significativamente più alta rispetto alla contrazione eccentrica per il capo lungo e il capo breve del bicipite. ( $t = 3.29$ ,  $P = 0.003$  e  $t = 2.23$ ,  $P = 0.036$ , rispettivamente). Inoltre, per il capo lungo del bicipite, il confronto tra la MF isometrica e la MF eccentrica si è avvicinato alla soglia di significatività ( $t = 3.29$   $P = 0.003$ ), mentre non è emersa alcuna differenza significativa in funzione dei tipi di contrazione muscolare durante l'MI del Tricipite Brachiale e durante il periodo di riposo.

Table 1  
EMG activity (mV) and standard deviation during motor imagery and rest as a function of muscular contraction type

EMG activity (mV)	Concentric	Isometric	Eccentric
<b>Motor imagery</b>			
Biceps brachii long head	1.657 (0.08)**	1.527 (0.08)#	1.242 (0.08)
Biceps brachii short head	1.701 (0.06)*	1.500 (0.07)	1.370 (0.07)
Triceps brachii	1.310 (0.06)	1.293 (0.06)	1.282 (0.07)
<b>Rest</b>			
Biceps brachii long head	1.235 (0.08)	1.234 (0.07)	1.106 (0.08)
Biceps brachii short head	1.278 (0.07)	1.208 (0.06)	1.179 (0.07)
Triceps brachii	1.118 (0.07)	1.121 (0.07)	1.118 (0.07)

\*\* Difference between concentric and eccentric contraction ( $P < 0.01$ ).

\* Difference between concentric and eccentric contraction ( $P < 0.05$ ).

# Difference between eccentric and isometric contraction ( $P < 0.05$ ).

*Tabella 3: valori EMGrms dello studio in relazione ai muscoli studiati e le contrazioni effettuate (riferimento alla Tabella 1 di Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery di Lebon F. et al (2008))*

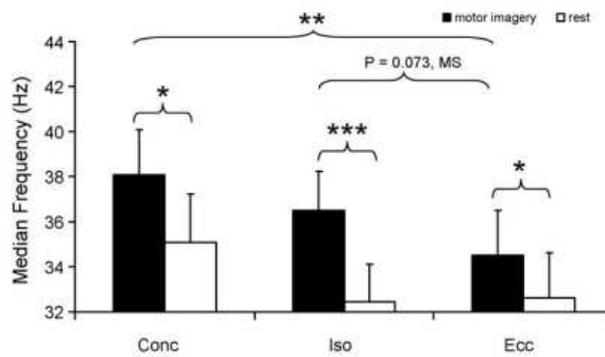


Fig. 1. Comparison of the median frequency of the biceps brachii (long head) during rest and motor imagery, as a function of each muscle contraction type. Ecc: eccentric contraction. Conc: concentric contraction. Iso: isometric contractions. \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ , \*\*\* $P < 0.001$ , MS: marginally significant.

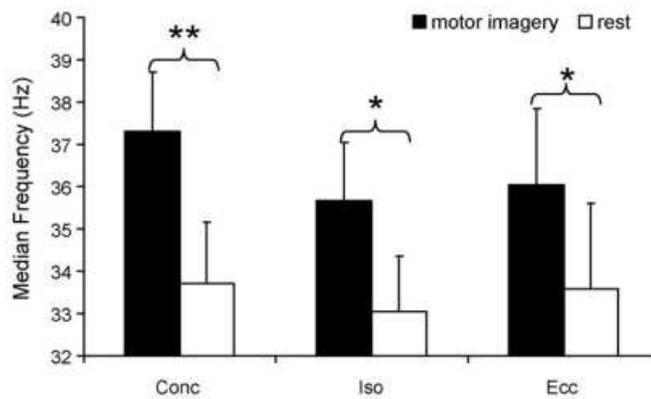


Fig. 2. Comparison of the median frequency of the triceps brachii (long portion) during the rest and the motor imagery conditions, as a function of each muscle contraction type. Iso: isometric contraction. Conc: concentric contraction. Ecc: eccentric contractions. \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ .

*Figura 7: comparazione dei livelli di frequenza mediana nel bicipite brachiale e nel tricipite brachiale rispetto al test di MI e il test di rest. (riferita alle figure 1 e 2 di Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery (Lebon F. et al (2008)))*

Questo testo rappresenta sicuramente uno dei documenti più completi considerati, caratterizzato da una ricchezza di dati notevole. Tuttavia, il risultato di maggiore interesse per lo studio in itinere è la significatività dell'Imagery Motoria (MI) rispetto al test di riposo. Tale risultato è già emerso nello studio condotto da Di Rienzo F. et al. e sarà ulteriormente esplorato e analizzato nel contesto della seguente tesi.

Come ultimo studio viene presentato “*Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements*” di Personnier P. et al. (2010).

I soggetti di tale studio sono stati: 24 adulti: il gruppo dei giovani (n = 12; 6 maschi e 6 femmine; età media:  $24.0 \pm 1,3$  anni) e il gruppo degli anziani (n = 12; 5 maschi e 7 femmine; età media:  $67.0 \pm 4.5$  anni). La presente indagine prevedeva infatti un confronto fra le due fasce d'età.

Il set up sperimentale prevedeva che i partecipanti dovessero posizionarsi di fronte ad un pannello con 3 obiettivi: starting target (ST) , right target (RT), left target (LT). Il test richiedeva di puntare o immaginare di puntare i tre obiettivi da ST per poi spostarsi in maniera alternata negli altri due obiettivi

per otto volte consecutive. I muscoli studiati erano: Deltoide Anteriore, Bicipite Brachiale, Deltoide Posteriore e Tricipite Brachiale. Venivano compiute da ogni soggetto dieci prove pratiche e dieci immaginate per ciascuna mano, con un rest di 5 secondi tra le due mani. Tra un set e l'altro di prove il rest era invece di 1 minuto. La durata totale per soggetto per ogni test era di circa 45 minuti.

Il segnale EMG è stato registrato a 1000 Hz e filtrato con un filtro Butterworth del 5° ordine con frequenza di taglio passa-banda di 20-400 Hz e l'analisi off-line è stata fatta utilizzando il Software MATLAB. La variabile estratta dal segnale è stata poi l'RMS. Poiché la durata del movimento era variabile tra i trial e i partecipanti, il segnale EMG è stato analizzato tramite un metodo a media mobile. Precisamente per ogni prova immaginata sono stati calcolati i valori RMS durante 10 periodi di tempo successivi, a partire dallo stimolo uditivo utilizzato per iniziare la prova (0 %), fino alla fine del movimento (100 %). Dopodichè tramite un' ispezione visiva si è osservato che i movimenti del braccio iniziavano tra lo 0% e il 20% e terminavano tra l'80% e il 100%. Data questa osservazione l'attività EMG è stata analizzata per tutti i trial tra il 20% e l'80 %.

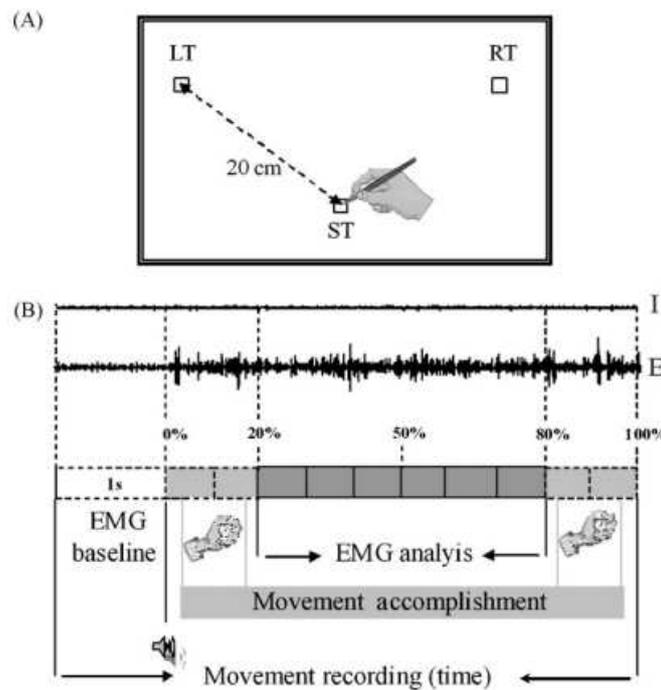


Figura 8: set up dello studio e spiegazione del metodo a media mobile dello studio *Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements* di Personnier P. et al. (2010).

L'analisi successiva si è poi svolta in tre step:

- è stato calcolato il rapporto  $RMS_i/RMS_{bl}$  ( $RMS_i$ : Root Mean Square dell'attività immaginata,  $RMS_{bl}$ : Root Mean Square dell'attività basale) per ogni partecipante per riferire i movimenti immaginati del braccio al livello basale (normalizzazione) così da poter confrontare variabili diverse come gruppo e muscoli

- sono stati calcolati gli RMS per gruppo di età, muscolo, braccio operativo
- sono state calcolate le somme degli RMS immaginati (RMSisum) di tutti i muscoli per ogni partecipante e le stesse somme per la baseline (RMSBLsum)
- per migliorare l'analisi, la precedente somma è stata calcolata per ogni periodo del 10% all'interno della finestra temporale da 20% a 80%.
- sono stati confrontati per ogni gruppo e braccio operativo i valori RMSisum tra i 6 periodi e anche con i valori RMS della baseline.

In conclusione si è riscontrato che il rapporto tra l'attività EMG immaginata e quella al basale (visto come rest period) era molto vicina a 1 perciò l'attività non era particolarmente evidente.

Il testo conclude affermando che durante l'immaginazione motoria non si ha attivazione muscolare.

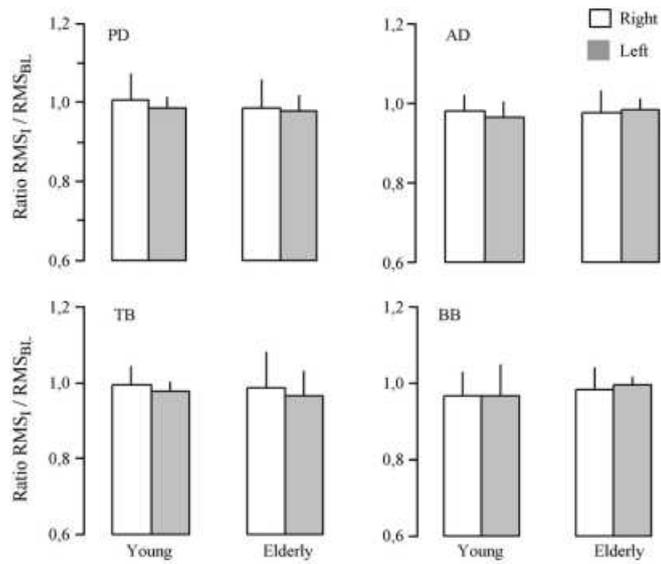


Fig. 5. Average values ( $\pm$ SD) of the ratio  $RMS_i/RMS_{BL}$  are illustrated for both groups and operating arms: right arm (R), left arm (L). Biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), anterior deltoid (AD) and posterior deltoid (PD).

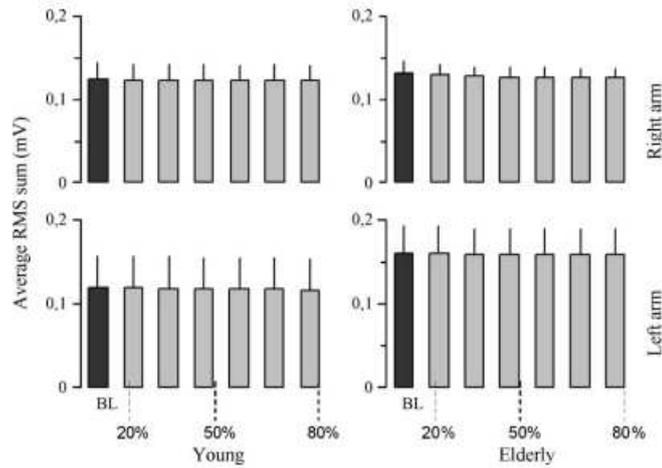


Fig. 6. Average values ( $\pm$ SD) of the  $RMS_{sum}$  are illustrated for both groups and operating arms. Black bars represent the baseline (BL) values and grey bars the six analyzed periods (from 20 to 80%) of the imagined movement time: right arm (R) and left arm (L).

Figura 9: presentazione dei risultati del suddetto studio ( estratto dalle figure 5 e 6 di Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements di Personnier P. et al. (2010).)

## ***2.2 Discussione dei protocolli esaminati***

In definitiva i cinque protocolli sperimentali presi in considerazione hanno mostrato risultati discordanti in merito all'obiettivo posto inizialmente, cioè quello di verificare l'esistenza di attività elettromiografica durante MI e AO.

L'osservazione iniziale riguarda i primi due studi esaminati e l'utilizzo di gruppi di test eterogenei, composti da individui differenti: sicuramente questo approccio ha introdotto un margine di incertezza nell'analisi, rendendo complessa la rilevazione di risultati manifesti o la deduzione di conclusioni significative. L'eterogeneità intrinseca dei partecipanti e delle condizioni sperimentali agisce di fatto come variabile confondente e rende il confronto poco attendibile.

In generale, però, l'approccio tramite analisi statistica non è stato efficace nella constatazione di attività muscolare in AO e MI.

In primo luogo è importante notare che l'attività muscolare associata a Motor Imagery e Action Observation è spesso minima e con valori intorno allo zero, rendendola difficile da rilevare e misurare con precisione attraverso strumenti statistici tradizionali. Questo può portare a risultati poco affidabili in quanto l'approccio statistico potrebbe non essere sufficientemente sensibile per catturare variazioni così sottili.

In particolare, il confronto statistico di questa minima attività con i valori basali, anch'essi prossimi a zero e considerati come mancanza di attivazione, ha generato un rapporto prossimo a 1 e quindi non significativo nell'ultimo studio descritto. Questa evidenza ha messo in luce come l'analisi statistica possa non essere in grado di individuare con precisione le lievi fluttuazioni presenti nel segnale elettromiografico associato all'action observation e alla motor imagery, utili a comprovare la presenza di attività muscolare associata.

Come viene illustrato, però, in *“Effects of Mental Imagery on Muscular Strength in Healthy and Patient Participants: A Systematic Review,”* di Slimani et al. (2016) i fattori che possono influenzare gli esiti delle sperimentazioni sono svariati ad esempio le caratteristiche dei test d'immaginazione stesso: il testo infatti sottolinea che la MI è strettamente influenzata dalla tipologia di intervento e dalla sua durata e dalla ripetizione durante il set up sperimentale. Non di meno rilevanza è l'addestramento mentale precedente ai test, che in alcune indagini delle cinque studiate era presente, mentre in altre no. Inoltre, il livello di sforzo mentale durante l'allenamento influenza in modo determinante i guadagni di forza. Ranganathan et al. (2002) hanno dimostrato che un elevato sforzo mentale produce più forza di un basso sforzo mentale (20.5% contro 2%, rispettivamente) e che le immagini interne inducono più forza di quelle

esterne (10% contro 5.3%, rispettivamente). Ovviamente anche le abilità fisiche e mentali del soggetto specifico di eseguire l'azione o rappresentarsela nella mente crea variabilità intrasoggetto e quindi incostanza nelle indagini.

Il Quadro di studio è quindi complesso e con molteplici fattori che possono incidere sulla ricerca.

Un aspetto da evidenziare è l'estrazione da parte di tutti gli studi delle medesime features: RMS e frequenza media o mediana. Le features dell'RMS e della MF sono comunemente utilizzate negli studi elettromiografici poiché forniscono informazioni cruciali sulla contrattilità muscolare e sul comportamento delle unità motorie durante l'attività muscolare. Queste due misurazioni sono tra le più utili per diversi motivi.

Innanzitutto, l'RMS rappresenta una misura dell'ampiezza media del segnale EMG. Calcolato attraverso la radice quadrata della media dei quadrati del segnale, l'RMS riflette l'ampiezza complessiva del segnale EMG, offrendo una valutazione diretta dell'intensità della contrazione muscolare. Questo rende l'RMS particolarmente prezioso nel monitorare i livelli di attivazione muscolare.

D'altra parte, la MF è una misura della frequenza dominante presente nel segnale EMG. Questo parametro è cruciale per comprendere la distribuzione

spettrale delle attività muscolari. La frequenza media o mediana fornisce informazioni sulla velocità con cui le unità motorie vengono attivate e disattivate.

# Capitolo 3

## MATERIALI E METODI

### *3.1 Protocollo di acquisizione*

Il set up sperimentale del presente studio è stato concepito ed eseguito dalla Prof.ssa Marianna Capecci, docente presso la Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università Politecnica delle Marche.

Le acquisizioni del segnale elettromiografico sono state condotte seguendo un protocollo strutturato in quattro test eseguiti da ciascun paziente:

- **AA: esecuzione dell'azione**

Durante questa fase il soggetto era invitato a sedersi e venivano posizionati sull'avambraccio gli elettrodi al fine di acquisire il segnale. La sequenza dei movimenti era scandita da un metronomo: il soggetto partiva a riposo, con il braccio disteso e impugnando un'unità inerziale. Veniva richiesto successivamente di flettere il braccio verso di sé ad ogni battito del metronomo ripetendo il gesto per cinque iterazioni.

- **AO: osservazione dell'azione**

Mentre un soggetto eseguiva il movimento, un altro, con gli stessi dispositivi di monitoraggio, osservava senza eseguire alcun'azione, ma focalizzandosi esclusivamente sull'attività del soggetto di fronte.

- **MI: immaginazione motoria**

Durante questa prova il soggetto aveva anch'esso elettrodi e unità inerziale. Veniva collocato dietro di lui un altro soggetto che eseguiva l'azione. Il primo quindi tramite la cadenza temporale del metronomo doveva immaginare di eseguire l'esperimento nelle stesse modalità del soggetto che stava eseguendo effettivamente l'azione.

- **REST: riposo**

In questa fase, al soggetto veniva richiesto di rimanere immobile e di non concentrarsi su alcun pensiero, per lo stesso periodo di tempo delle altre tre attività.

Ogni test veniva ripetuto tre volte per un totale di quindici sequenze di movimento, sia eseguite che osservate o immaginate. I soggetti studiati sono stati sei e i muscoli presi in analisi tre: Abduttore del pollice, Flessore del Carpo e Bicipite Brachiale.

### 3.2 Preprocessing del segnale

Il segnale è stato acquisito a 1000 Hz e, in primo luogo, si è scelto un intervallo standardizzato di 15200 campioni per tutte le prove.

Per fare ciò si sono estratti dalla matrice di ogni test i dati EMG e accelerometrici. Successivamente sono stati individuati i picchi negativi dei tre muscoli relativi alla prima attivazione (lungo l'asse verticale). È stato selezionato poi l'intervallo d'interesse basandosi sulla posizione del primo picco negativo accelerometrico.

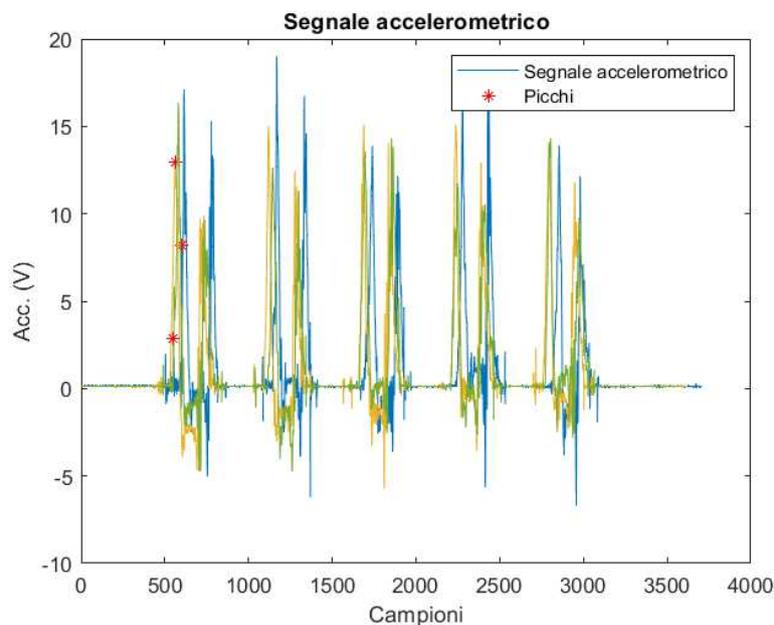


Figura 10: rilevazione dei primi picchi di attivazione nel segnale AA (Action Activity)

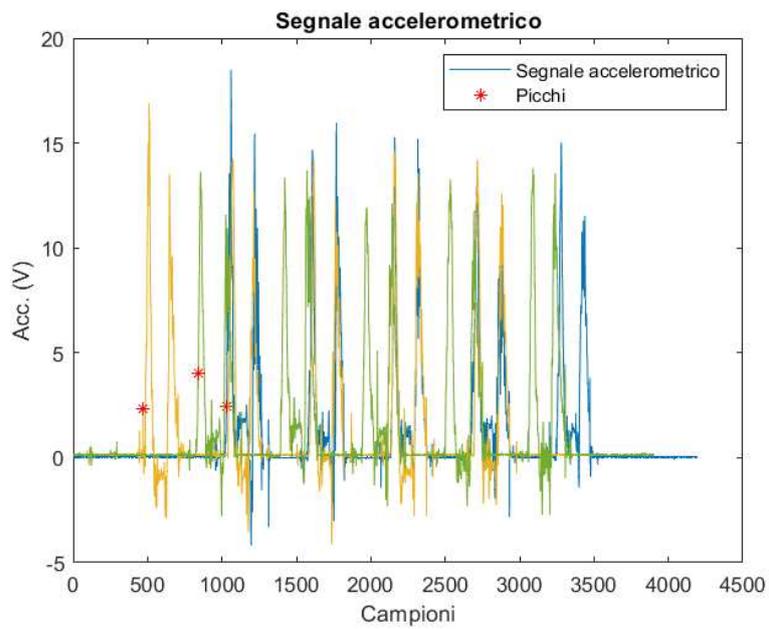


Figura 11: rilevazione dei primi picchi di attivazione nel segnale AO (Action Observation)

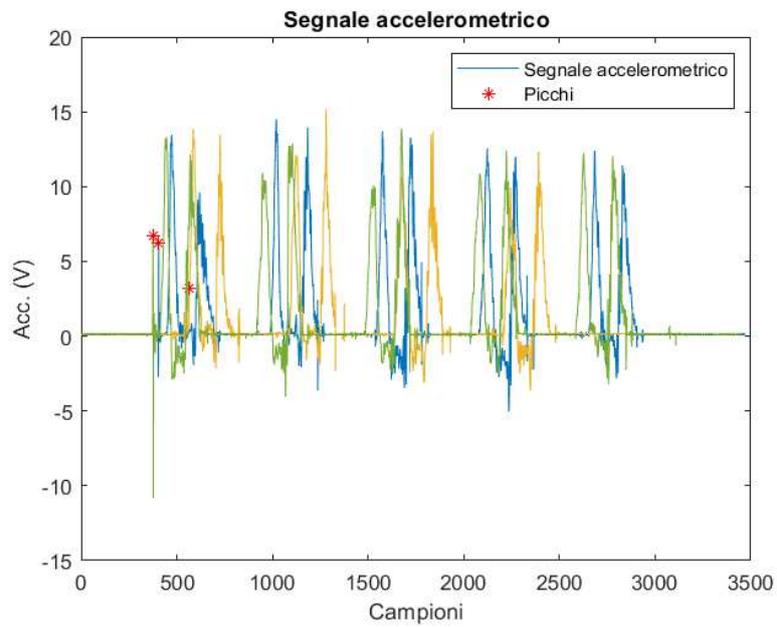
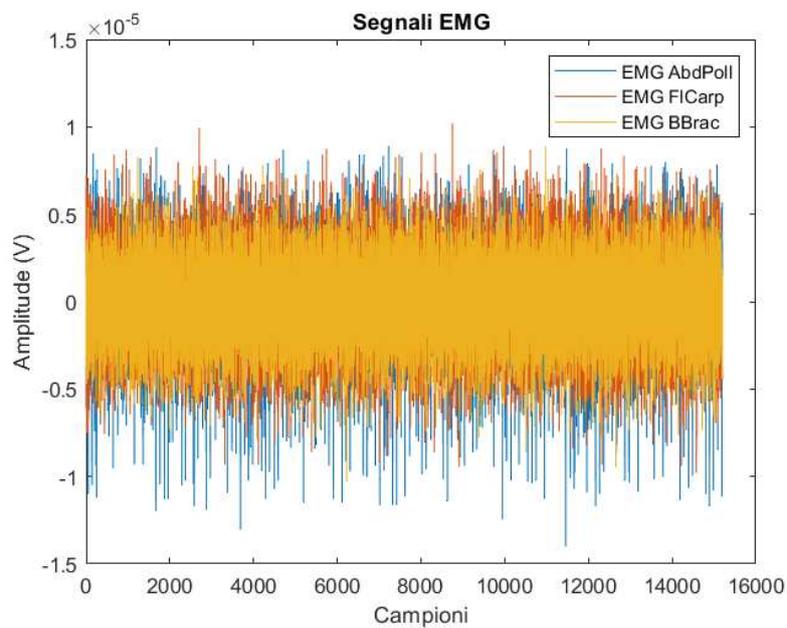


Figura 12: rilevazione dei primi picchi di attivazione nel segnale MI (Motor Imagery)

Per quanto riguarda il segnale di Rest invece sono stati presi 15200 campioni casuali senza rilevare i picchi di attivazione poichè considerato livello basale e di non attivazione.



*Figura 13: segnale standardizzato a 15200 campioni del test di Rest per paziente 1*

Gli intervalli di dati grezzi acquisiti sui tre muscoli sono stati:

- Filtrati mediante un filtro passa-banda Butterworth del quinto ordine con frequenza di taglio inferiore pari a 20 Hz e superiore pari a 400 Hz.
- È stata poi eliminata la media e rettificato il segnale così da portarlo tutto sull'asse positivo.

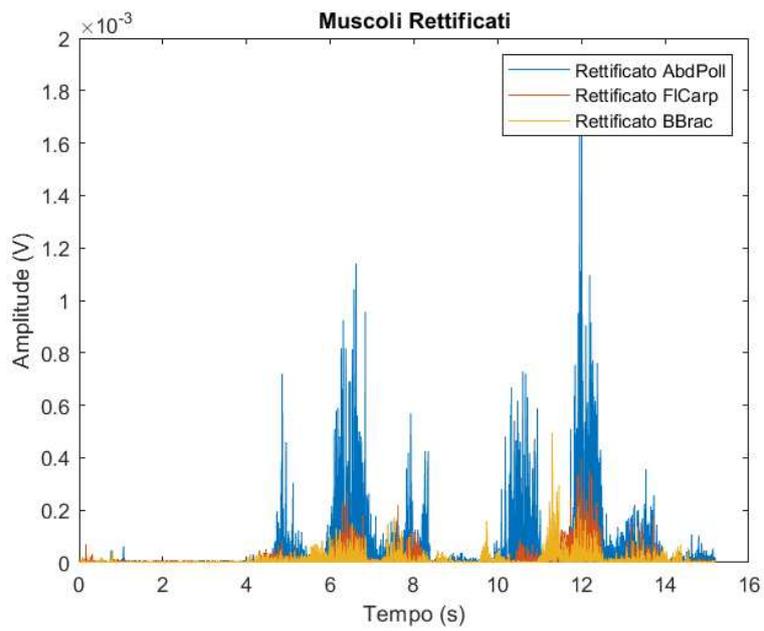


Figura 14: segnale del test AA filtrato e rettificato per paziente 1.

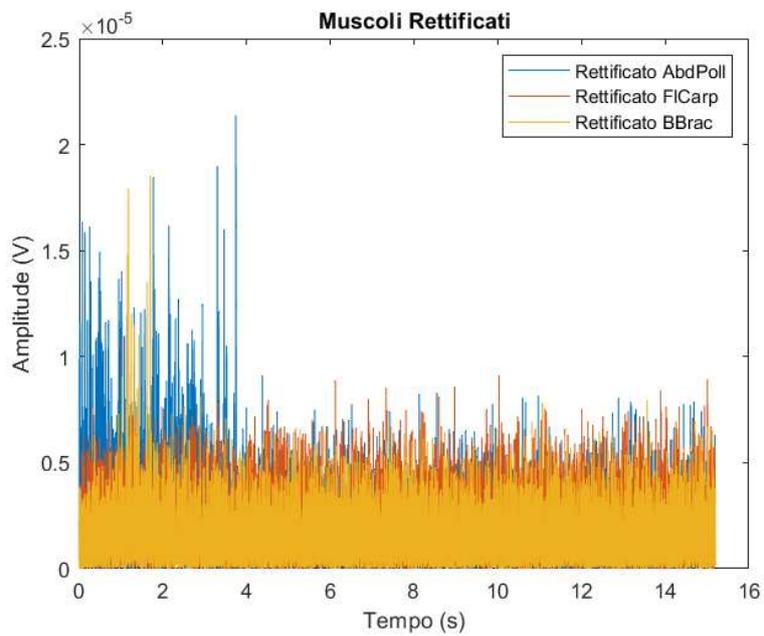


Figura 15: segnale del test AO filtrato e rettificato per paziente 1.

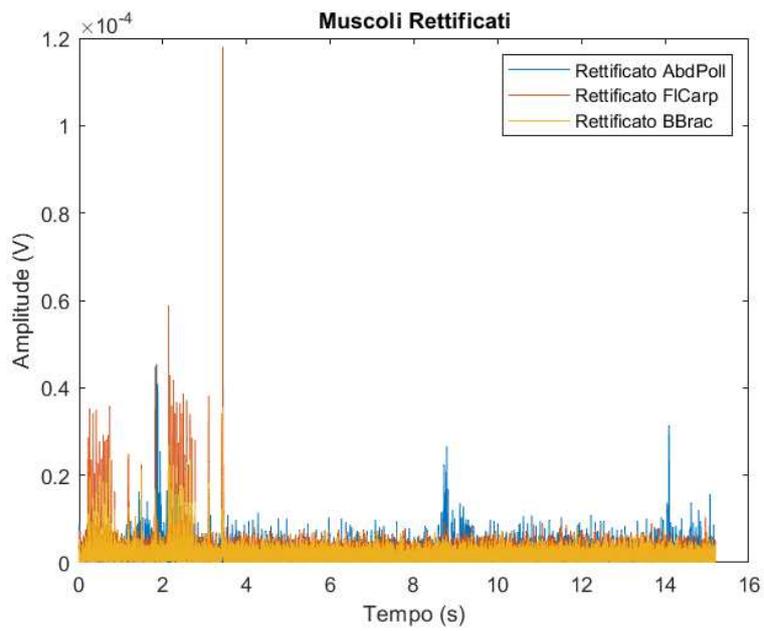


Figura 16: segnale del test MI filtrato e rettificato per paziente 1

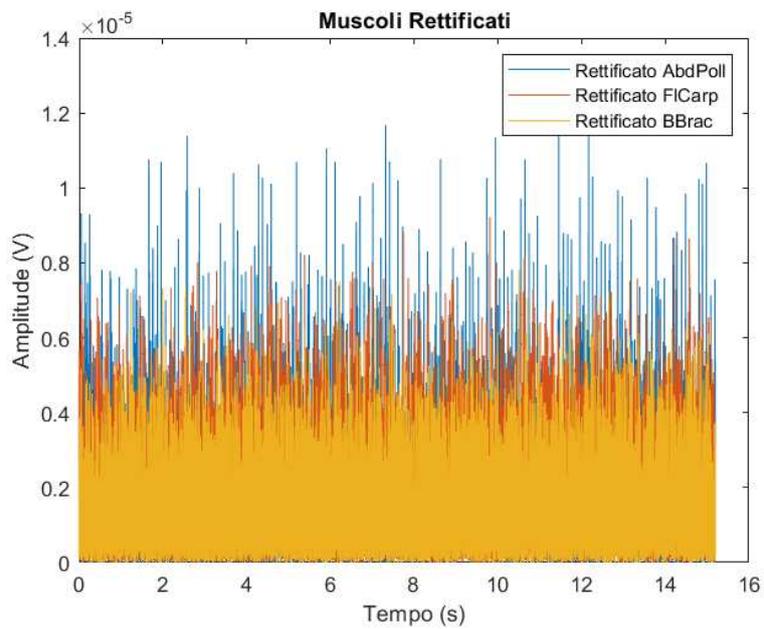


Figura 17: segnale del test RIP filtrato e rettificato per paziente 1

### ***3.3. Estrazione delle features***

Fatto ciò, il passo successivo è stato quello di andare a calcolare per ogni segnale otto features differenti, con lo scopo in seconda battuta di trovare eventuali somiglianze e differenze tra le prove, tra i test e tra i soggetti in esame.

Le features estratte nel dominio del tempo sono sette:

1. **RMS** : ovvero il valore efficace della forma d'onda del segnale
2. **AR (auto regressive)**: rappresenta i coefficienti di un modello autoregressivo con un ordine specifico e fornisce informazioni sulla dinamica del segnale
3. **SSC (Slope Sign Change)**: indica quante volte il segnale cambia la sua pendenza nel tempo
4. **IAV (Integrated Absolute Value)**: ovvero l'integrale dei valori assoluti del segnale, che riflette l'ampiezza totale del segnale
5. **MAV (Mean Absolute Value)**: media dei valori assoluti del segnale, offre una misura della forza muscolare media
6. **Waveform Length**: misura la lunghezza totale del segnale
7. **Zero Crossing**: indica il numero di attraversamenti dello zero del segnale

L'ultima feature analizzata, invece, è nel dominio della frequenza ed è sviluppata principalmente per l'estrazione di caratteristiche di un segnale mioelettrico, ma può essere applicata a qualsiasi segnale. L'algoritmo utilizza i coefficienti della trasformata Wavelet (WT) per estrarre alcune funzionalità.

La Wavelet è una forma d'onda di durata limitata con valore medio nullo ed energia diversa da zero. A differenza della senoide che viene utilizzata nella trasformata di Fourier, la Wavelet ha un andamento irregolare nel tempo. Nella trasformata Wavelet il segnale viene decomposto utilizzando una famiglia di funzioni che sono la versione scalata e traslata della funzione Wavelet originale. Infatti, a fattori di scala elevati la WL possiede una buona risoluzione in frequenza. Tramite questa trasformata si decompone quindi il segnale iterativamente a frequenze diverse ciascuna con un differente valore di scala e un differente valore di precisione così da poter studiare caratteristiche non stazionarie del segnale.

Le features studiate tramite la trasformata Wavelet sono:

- energia
- varianza
- deviazione standard
- waveform length
- entropia

Tramite i plot delle seguenti features si sono evidenziate le prime differenze sia tra i test che tra i vari pazienti. Queste osservazioni hanno determinato successivamente la scelta su che protocollo adottare per confrontare le features e trovare dei pattern nascosti tra i test e i pazienti che comprovassero in maniera chiara l'attivazione muscolare in Action Observation e Motor Imagery.

In primo luogo, viene presentata la stessa feature (RMS) per il primo paziente:

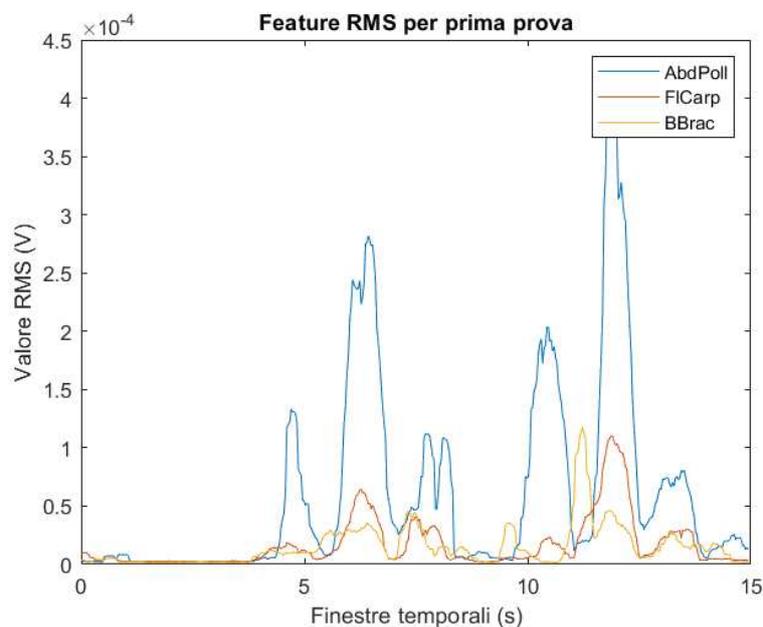


Figura 18: RMS per la prima prova del paziente 1 per AA.

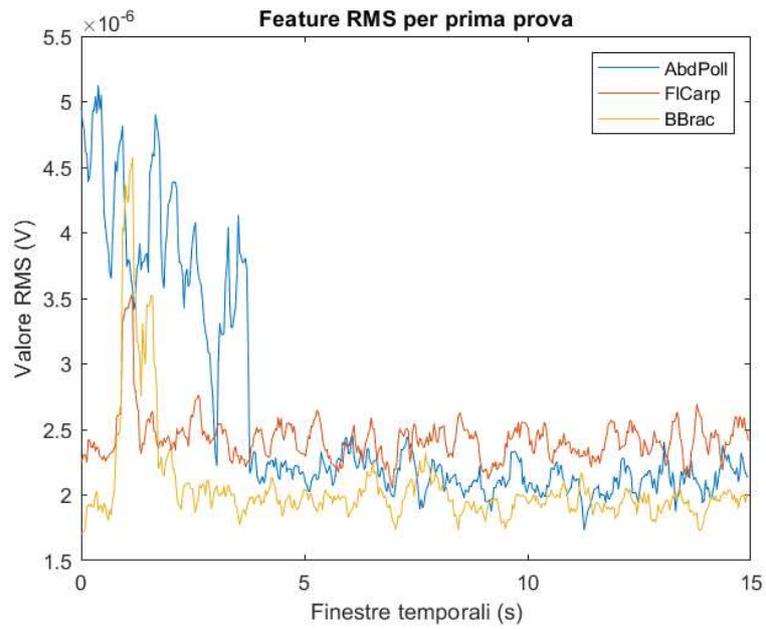


Figura 19: RMS per la prima prova del paziente 1 per AO.

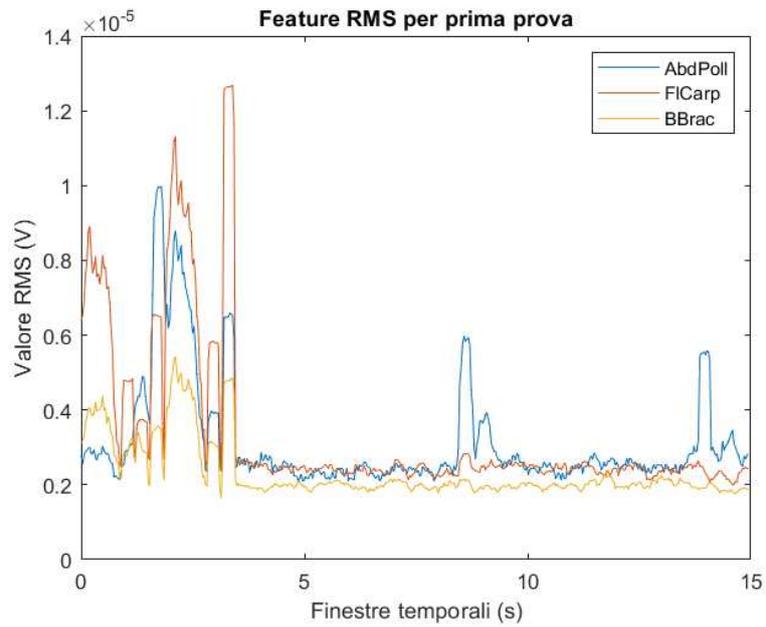


Figura 20: RMS per la prima prova del paziente 1 per MI.

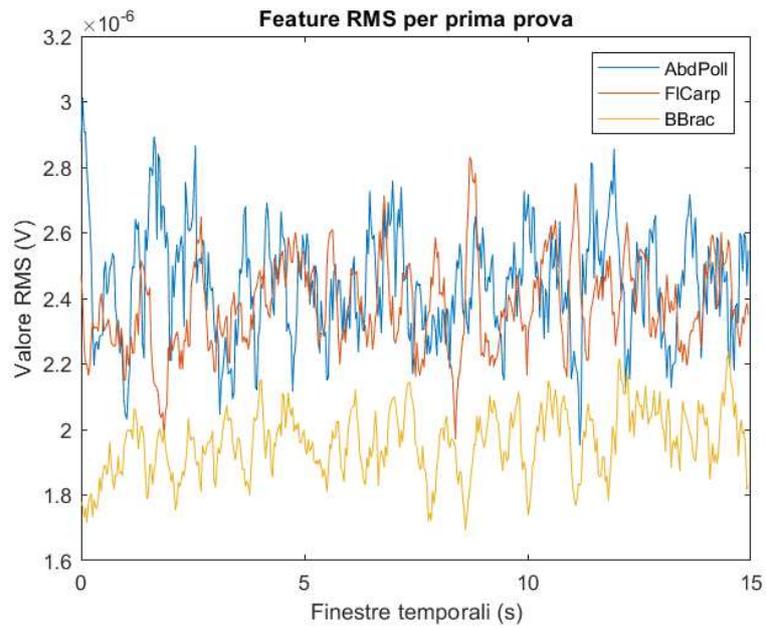


Figura 21: RMS per la prima prova del paziente 1 per RIP.

La stessa features invece per il test di AO e MI in due pazienti differenti (secondo e sesto paziente ) risultano:

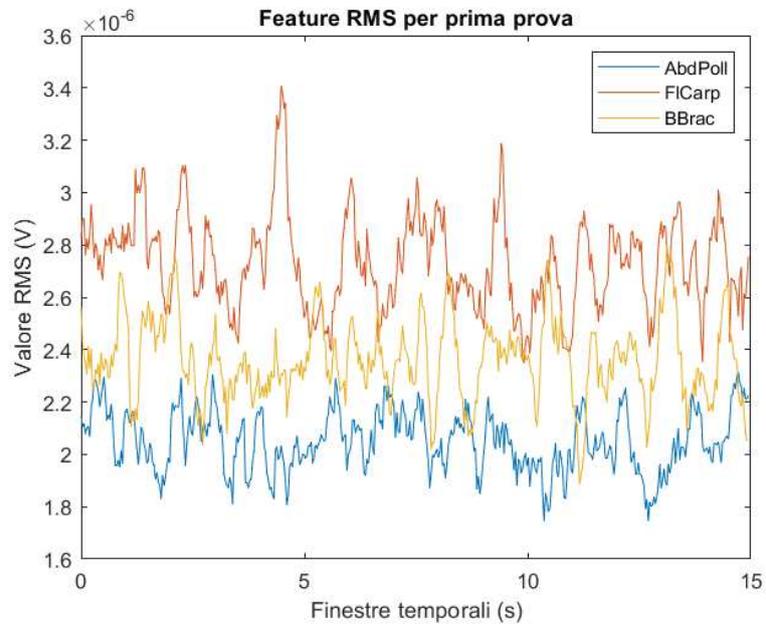


Figura 22: RMS per la prima prova del paziente 2 per AO

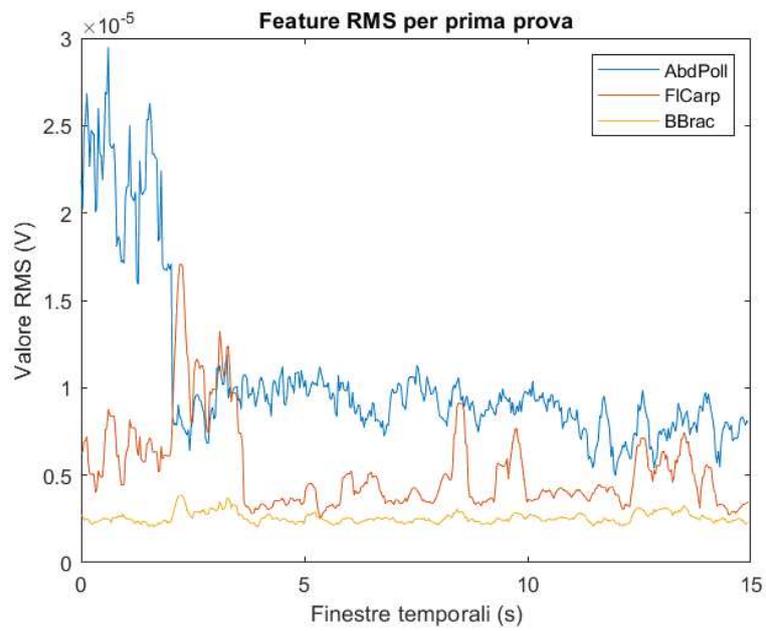


Figura 23: RMS per la prima prova del paziente 2 per MI

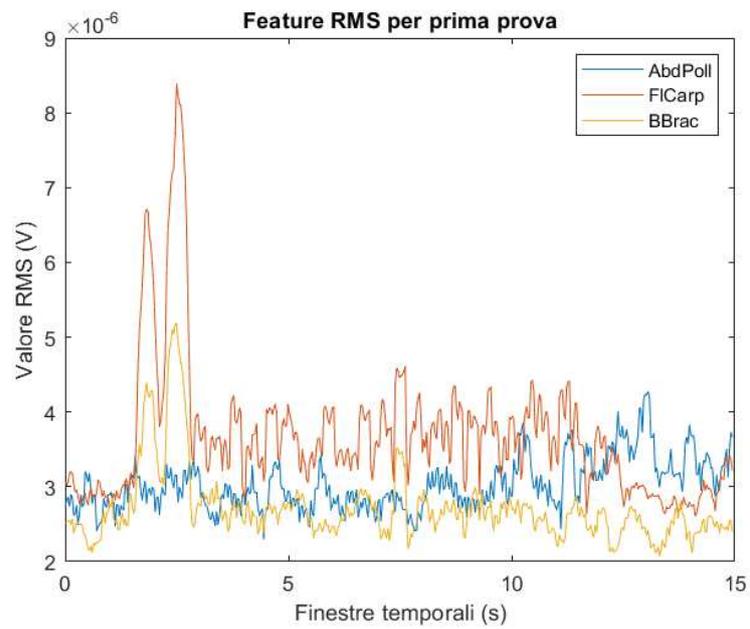
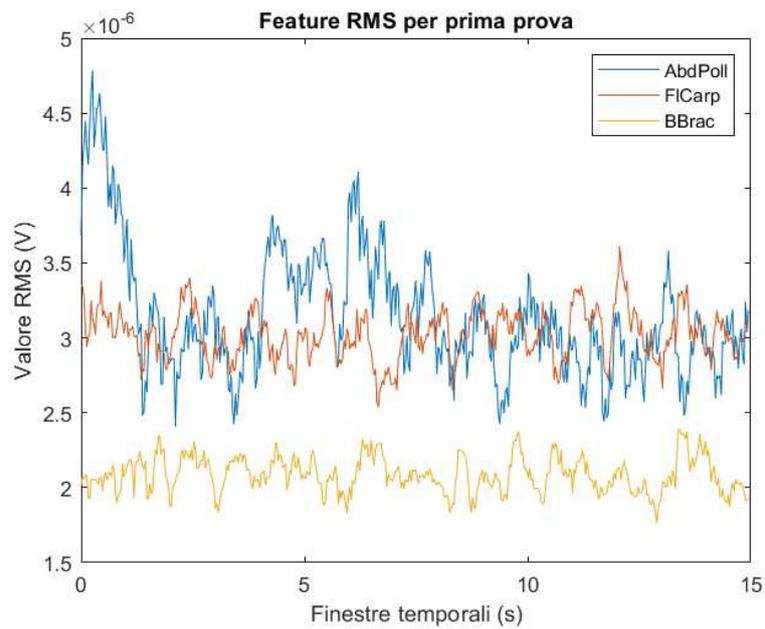


Figura 24: RMS per la prima prova del paziente 6 per AO



*Figura 25: RMS per la prima prova del paziente 6 per MI*

Gli andamenti dell'RMS hanno mostrato variazioni significative tra i diversi test sullo stesso paziente e anche tra soggetti diversi all'interno dello stesso test. Queste osservazioni hanno sottolineato la variabilità dei segnali studiati e la necessità di usare un approccio che consentisse un'interpretazione chiara dei risultati.

### ***3.4. Diagrammi a dispersione***

A tal proposito, l'approccio che è stato deciso di adottare coinvolge l'utilizzo di grafici a dispersione, implementati mediante l'applicazione di scatter in Matlab. Utilizzare un grafico a dispersione è vantaggioso quando si desidera confrontare un numero elevato di punti di dati differenti.

Tramite il grafico a dispersione è possibile individuare i legami tra le variabili.

In un diagramma a dispersione tridimensionale, i dati sono rappresentati da punti nello spazio tridimensionale, dove ciascuna coordinata rappresenta il valore di una variabile.

Osservando un grafico tridimensionale, è evidente che alcuni punti dati tendono a raggrupparsi insieme in specifiche regioni dello spazio. Questi raggruppamenti, o "cluster", indicano la presenza di sottoinsiemi di dati che condividono caratteristiche simili o che sono correlati tra loro in modo significativo.

Laddove si ha una chiara divisione tra due cluster, si può dedurre che esistono differenze significative nelle caratteristiche o nei comportamenti dei dati rappresentati all'interno di ciascun cluster. Nel caso specifico, perciò, l'obiettivo principale dell'analisi visuale dei diagrammi a dispersione è stato

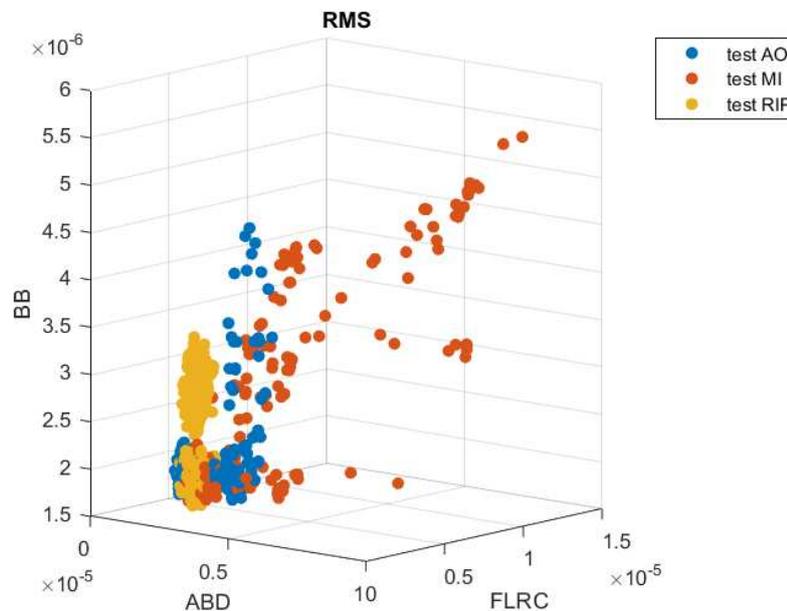
quello di evidenziare la distinzione tra il test Rest e i due test AO e MI. Si è ipotizzato che, se fosse stata presente una chiara divisione dei cluster all'interno dei dati rappresentati, ciò avrebbe fornito una prova sostanziale della distinzione tra i test. Tale distinzione sarebbe stata significativa poiché il test di Rest è composto esclusivamente, per ipotesi, da inattivazione del segnale elettromiografico, mentre gli altri due test, AO e MI, avrebbero incluso, di conseguenza, componenti miografiche attive. Pertanto, l'identificazione di cluster separati avrebbe supportato l'ipotesi che i test differiscano significativamente nella loro composizione e nei pattern di attività muscolare rilevata.

# Capitolo 4

## RISULTATI E DISCUSSIONI

### *4.1 Analisi visuale dei risultati tramite Diagrammi a Dispersione*

Per prima cosa sono stati prodotti i diagrammi a dispersione di tutte le features per ogni test e ogni individuo. Di seguito, vengono riportati tutti i diagrammi a dispersione del primo soggetto sia per le features nel tempo che per quelle in frequenza in cui è stato implementato un diagramma per ogni feature considerata.



*Figura 26: diagramma a dispersione dell'RMS per il paziente 1.*

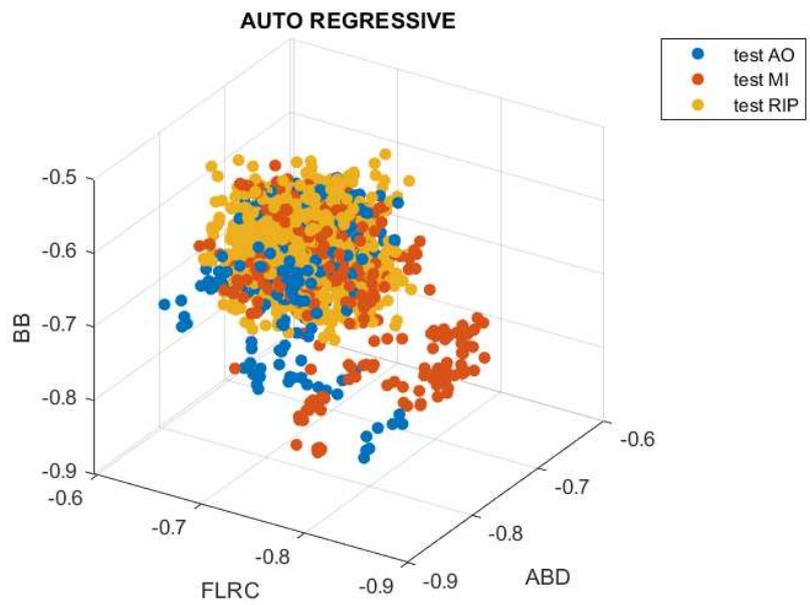


Figura 27: diagramma a dispersione dell'AR per il paziente 1

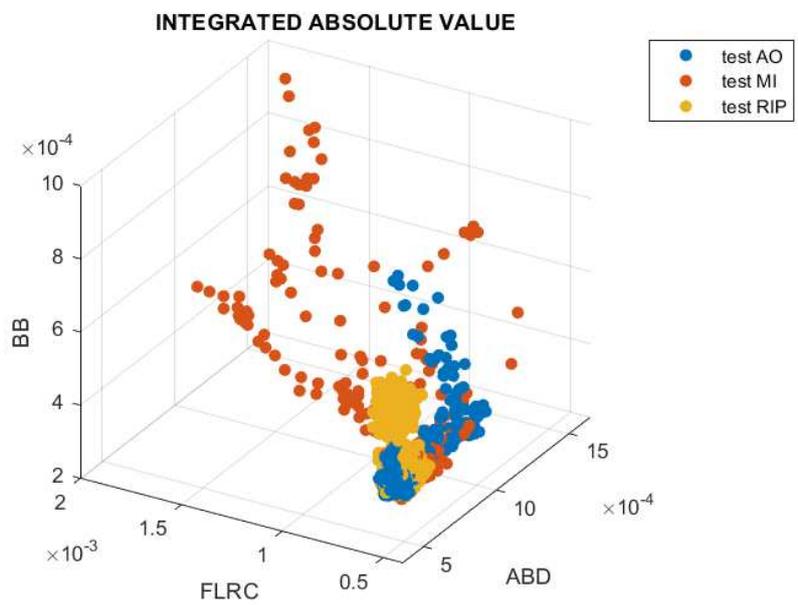


Figura 28: diagramma a dispersione dell'IAV per il paziente 1

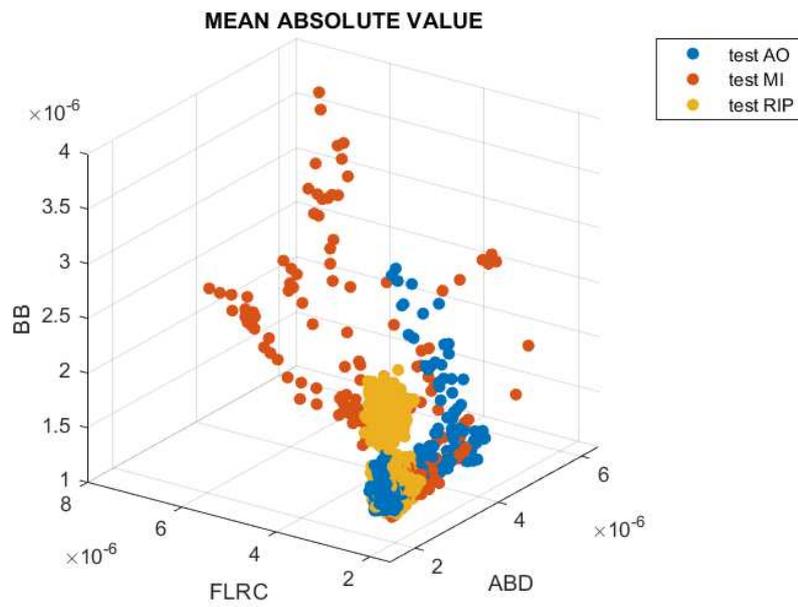


Figura 29: diagramma a dispersione del MAV per il paziente 1

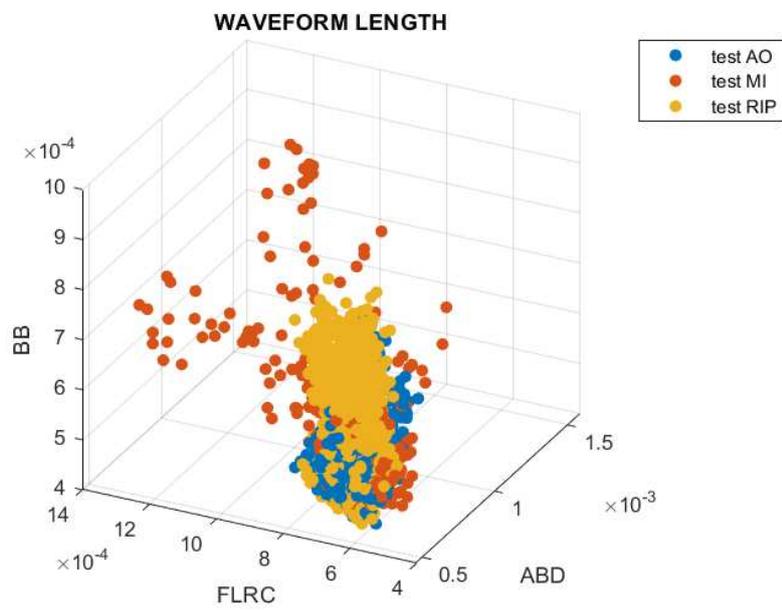


Figura 30: diagramma a dispersione della WL per il paziente 1

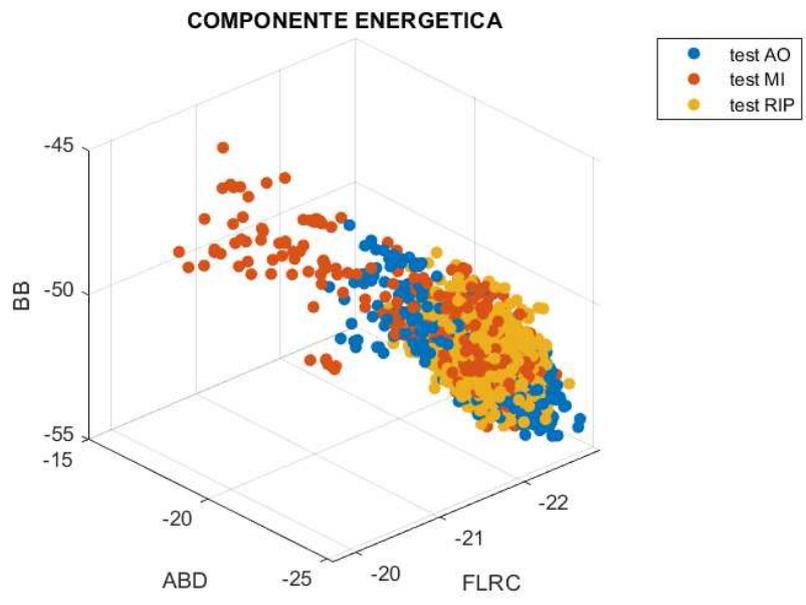


Figura 31: diagramma a dispersione della componente energetica della features con trasformata Wavelet per il paziente 1

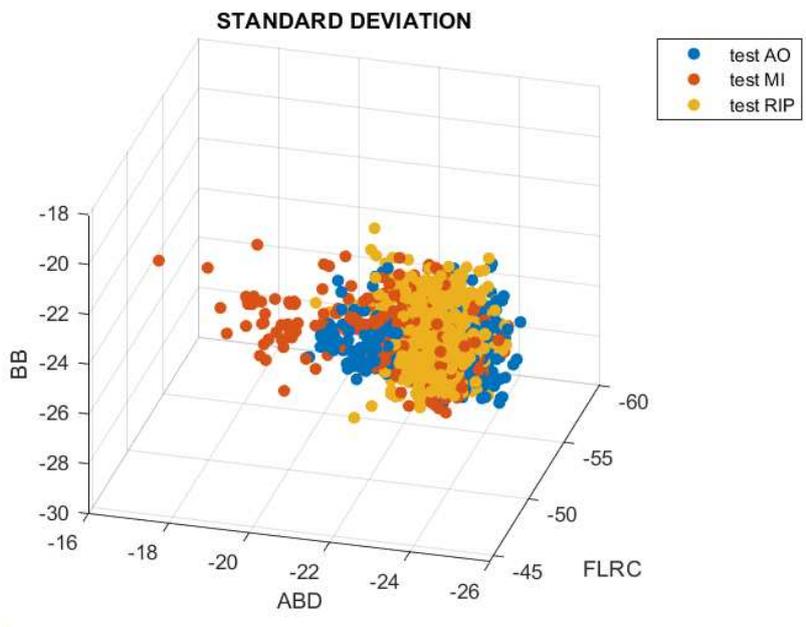


Figura 32: diagramma a dispersione della caratteristica di standard deviation della features con trasformata Wavelet per il paziente 1

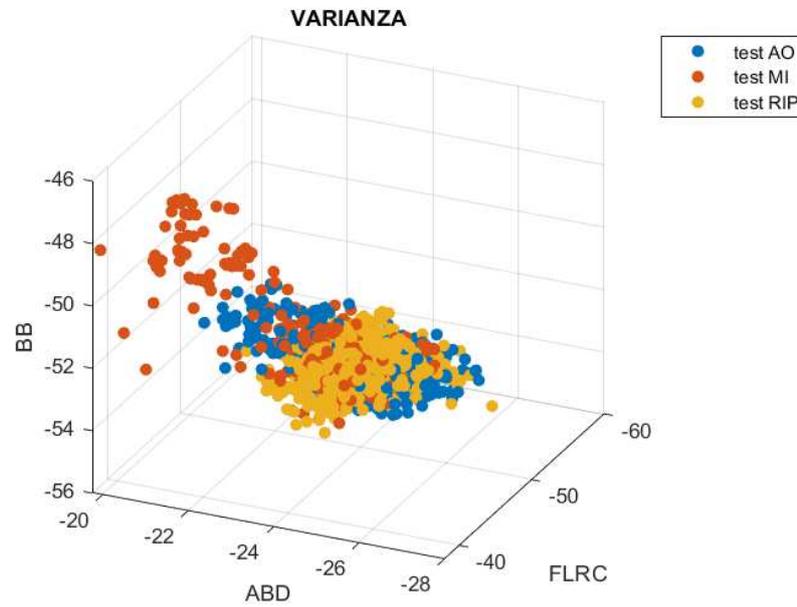


Figura 33: diagramma a dispersione della caratteristica di varianza della features con trasformata Wavelet per il paziente 1

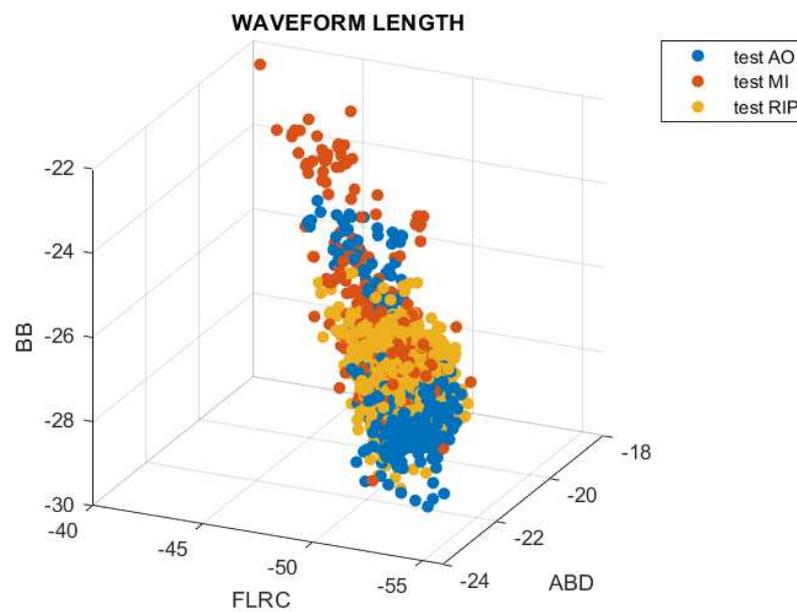


Figura 34: diagramma a dispersione della caratteristica di waveform length della features con trasformata Wavelet per il paziente 1

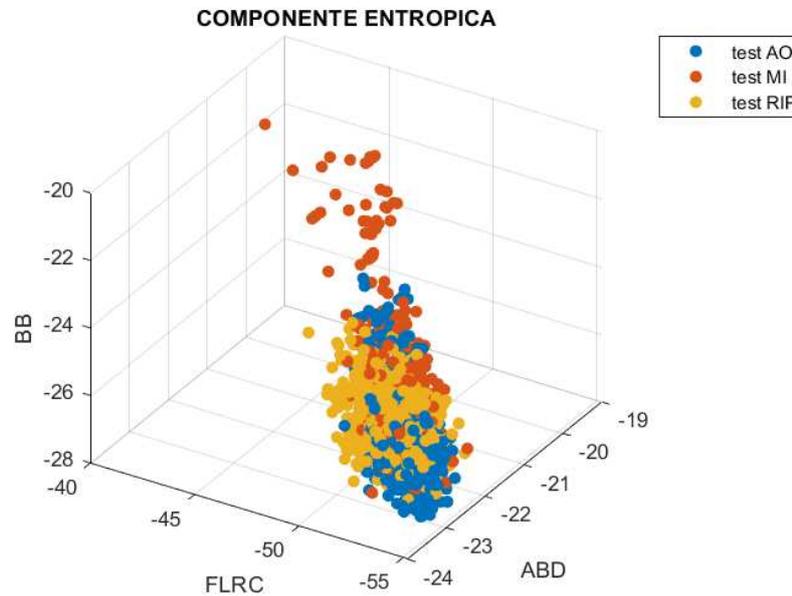


Figura 35: diagramma a dispersione della caratteristica entropica della features con trasformata Wavelet per il paziente 1

l'RMS emerge come il parametro che meglio rappresenta le distribuzioni dei dati, permettendo di individuare con precisione le possibili correlazioni positive e/o negative tra di essi. Infatti, mentre nelle altre features i dati sono risultati senza una chiara divisione, solo per l'RMS si è osservata una notevole clusterizzazione dei test per in tutti i pazienti. Come detto precedentemente, l'evidente divisione dei dati dei test può supportare l'ipotesi che poiché il test

di Rest è composto esclusivamente da inattivazione, nelle altre due pratiche è riscontrabile un'attività elettromiografica.

Questo risultato si allinea con le considerazioni effettuate nel secondo capitolo riguardante la letteratura scientifica, dove erano state identificate le qualità che hanno portato tutti gli approcci sperimentali a focalizzarsi sulla misurazione dell'RMS.

È importante ribadire, infatti, che l'RMS rappresenta un'ottima misura per identificare l'ampiezza del segnale elettromiografico, è quindi particolarmente efficace nel rilevare l'eventuale attivazione o non attivazione del segnale. L'RMS risulta una feature più efficace rispetto alle altre caratteristiche calcolate, le quali potrebbero non evidenziare in modo così lampante l'attivazione del segnale elettromiografico, ma potrebbero invece concentrarsi su altri aspetti.

Vengono riportati di seguito, perciò, i diagrammi a dispersione della feature RMS per tutti i sei pazienti:

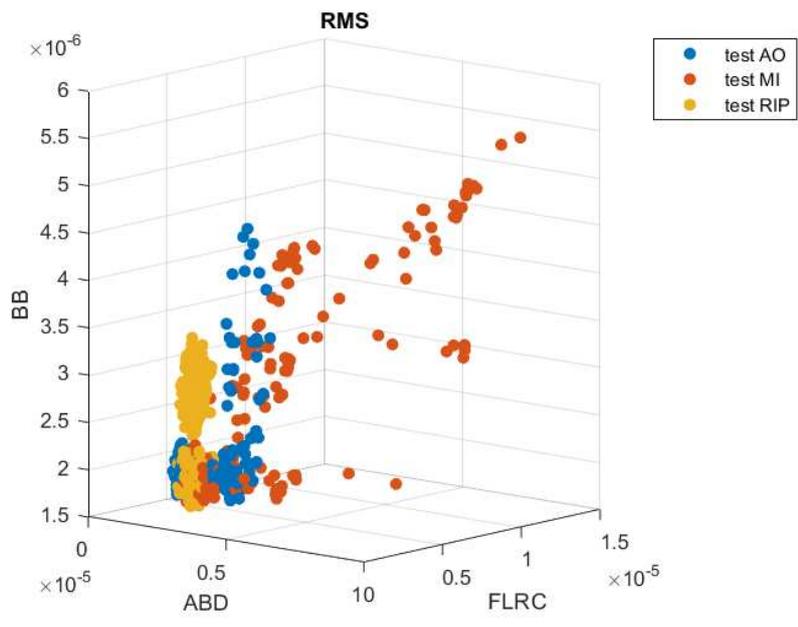


Figura 36: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 1

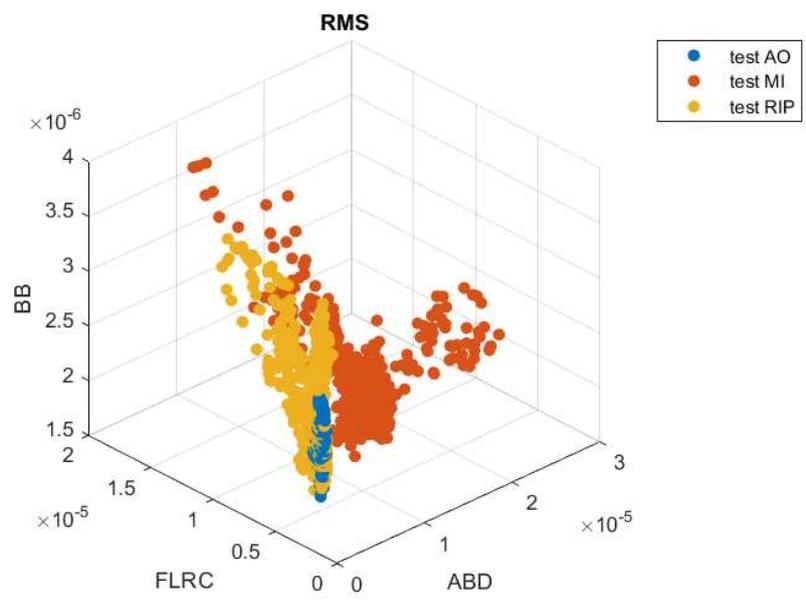


Figura 37: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 2

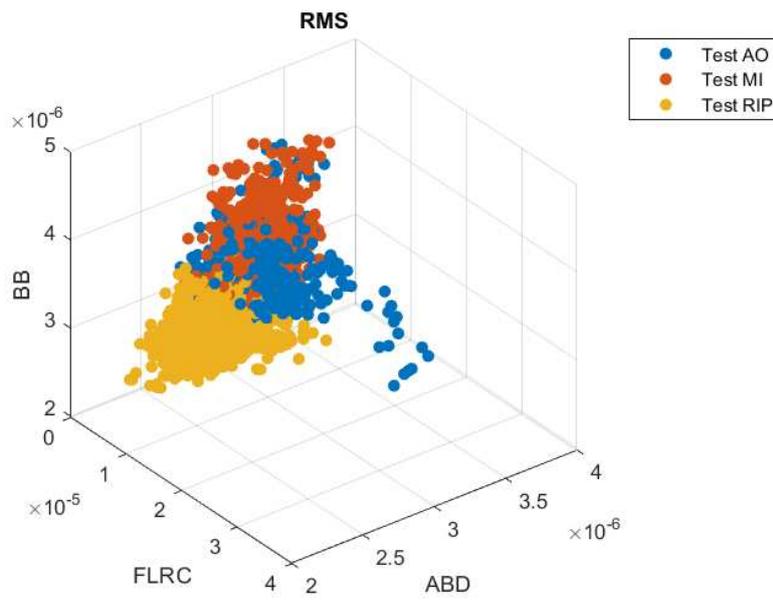


Figura 38: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 3

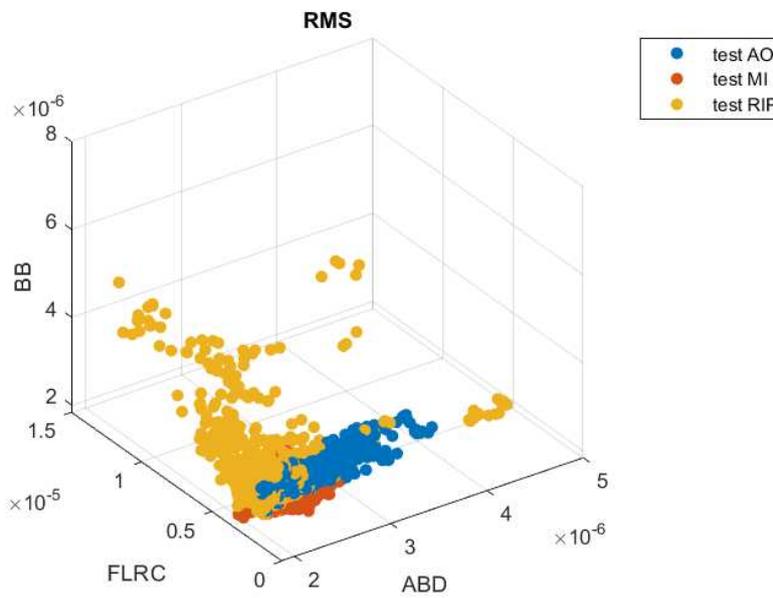


Figura 39: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 4

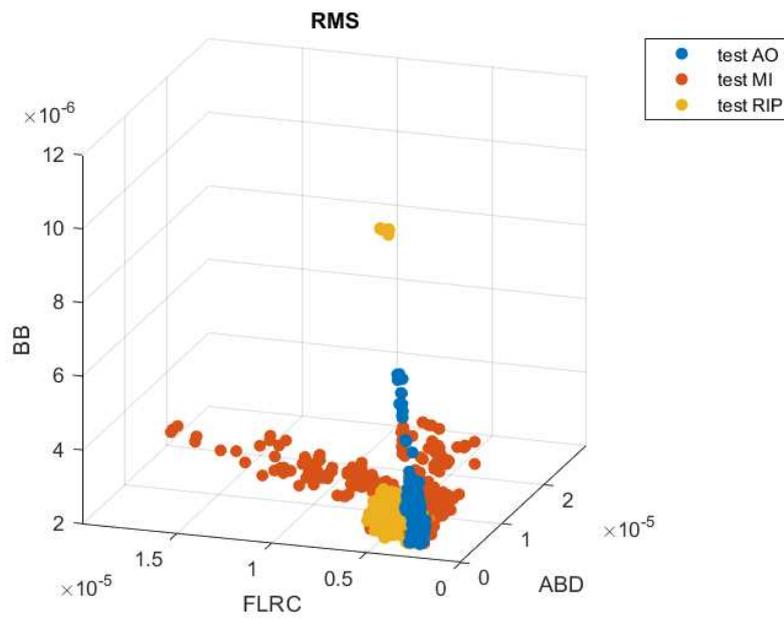


Figura 40: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 5

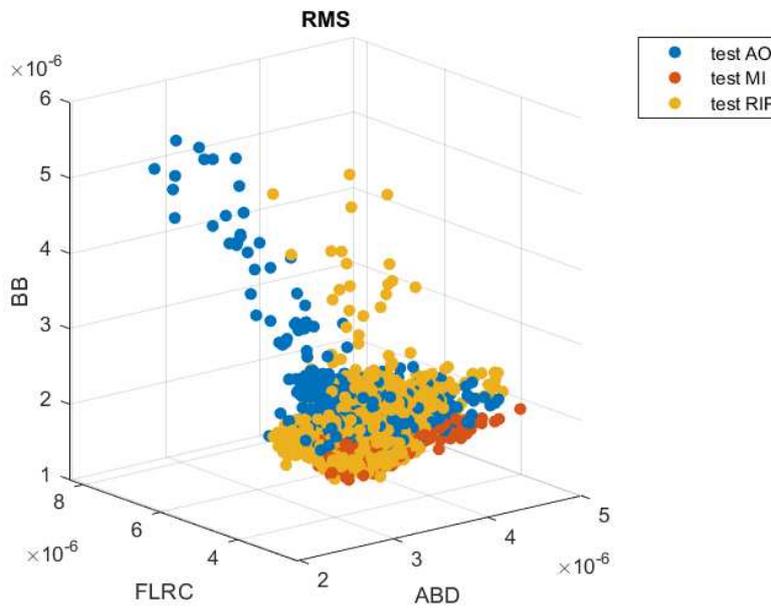


Figura 41: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 6

L'analisi dei diagrammi a dispersione ha evidenziato come non sia possibile per il test di Action Observation ottenere una clusterizzazione dei dati rispetto alla prova di riposo. Le variabili risultano, infatti, interamente o parzialmente incluse nei dati del test di Rest. Di conseguenza, non è possibile confermare la presenza di attività elettromiografica in Action Observation, considerando il test di Rest come riferimento per l'assenza di attivazione.

Per quanto riguarda invece il test di Motor Imagery vi è un evidente correlazione negativa dei dati rispetto al test di Rest e una clusterizzazione presente in tutti i soggetti. In particolare, risulta per il primo soggetto:

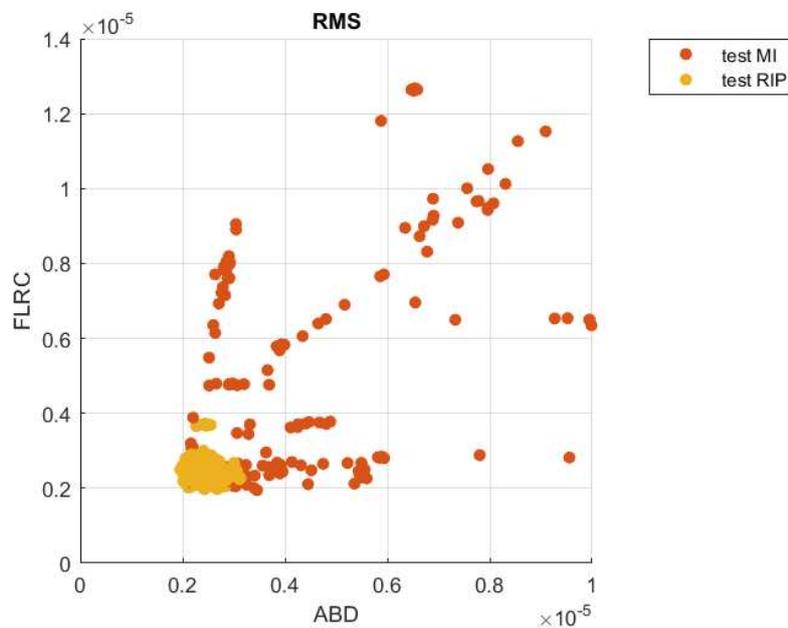


Figura 42: diagramma a dispersione dell' RMS del paziente 1

Nel secondo soggetto:

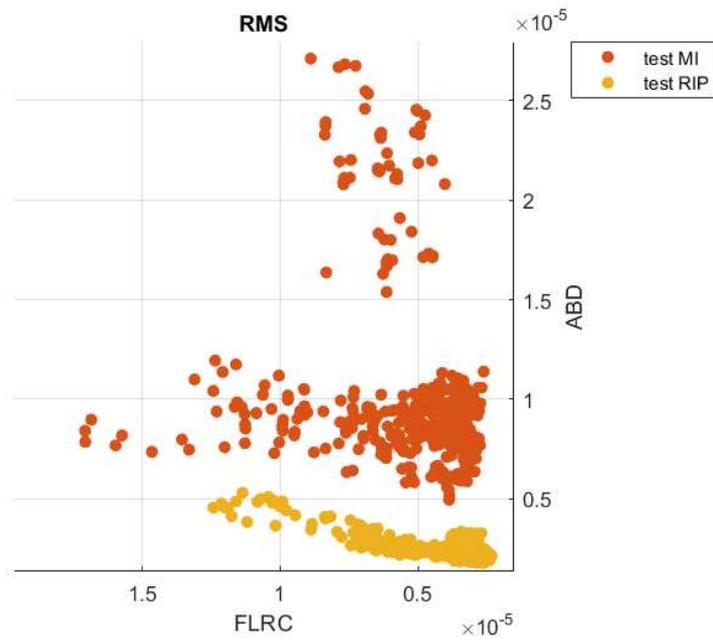


Figura 43: diagramma a dispersione dell' RMS del paziente 2

Nel terzo soggetto:

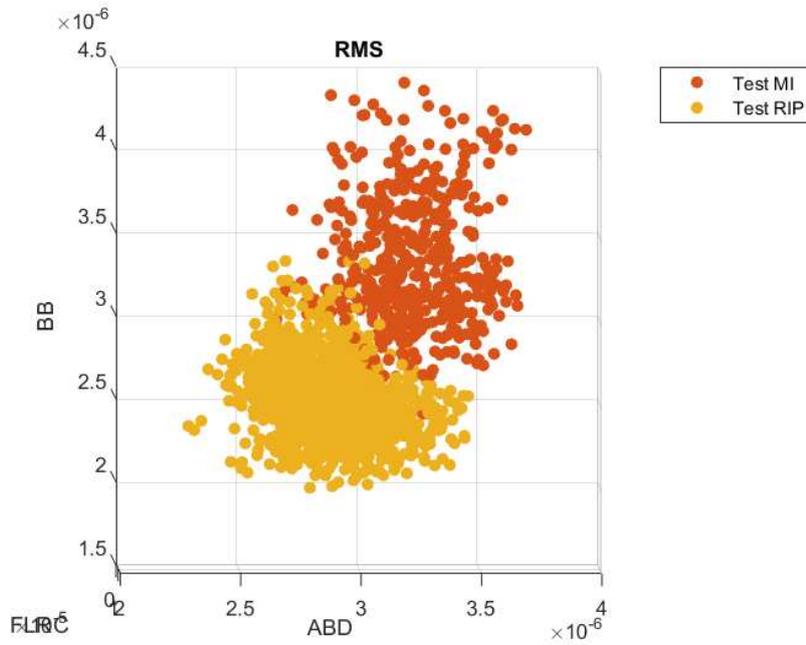


Figura 44: diagramma a dispersione dell' RMS del paziente 3

Nel quarto soggetto:

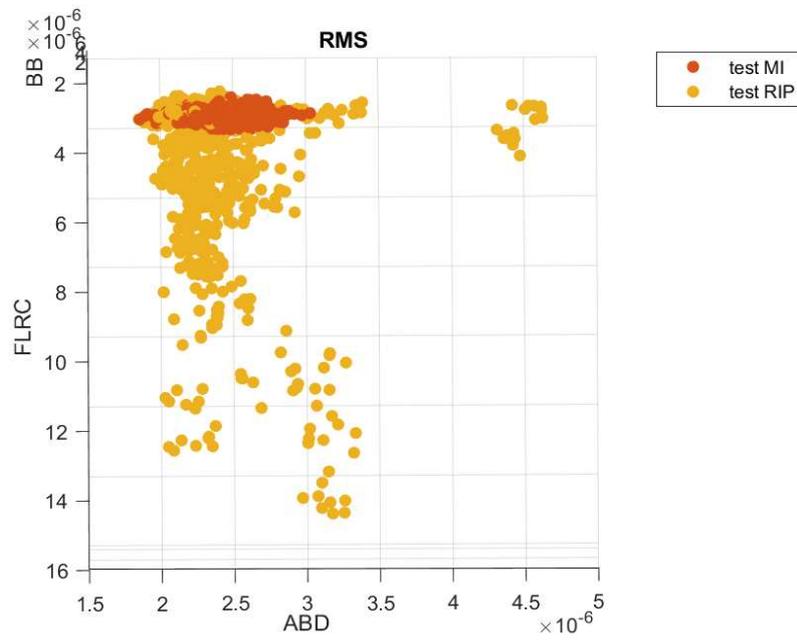


Figura 45: diagramma a dispersione dell' RMS del paziente 4

Nel quinto soggetto:

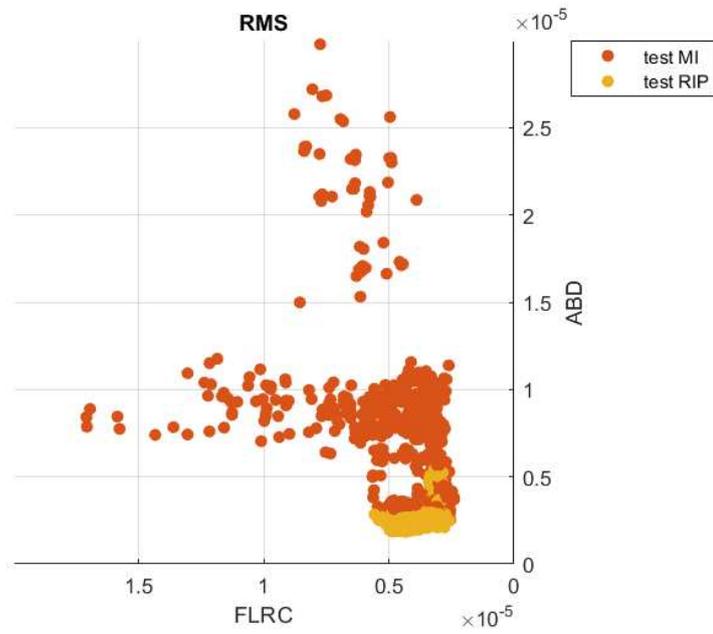


Figura 46: diagramma a dispersione dell' RMS del paziente 5

E nell'ultimo soggetto:

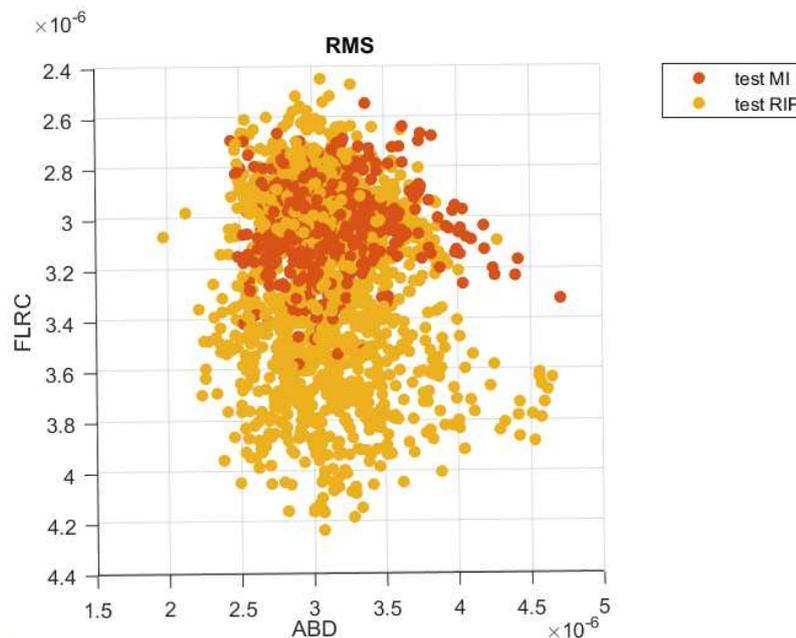


Figura 47: diagramma a dispersione dell'RMS del paziente 6

Per di più è riscontrabile come i muscoli con più dispersione di dati sono l'Abduttore del Pollice e il Flessore Radiale del carpo.

In definitiva la presente tesi si è proposta di verificare la presenza di attivazione muscolare nei test di Action Observation e Motor Imagery. Nel caso del test di osservazione dell'azione, non sono emerse evidenze significative. Diversamente, l'analisi della pratica di immaginazione motoria ha confermato risultati già documentati nella letteratura scientifica,

evidenziando una clusterizzazione dei dati di RMS della Motor Imagery rispetto ai dati del riposo. Sebbene non sia stato possibile identificare un pattern specifico di attivazione muscolare tra i pazienti rispetto ai muscoli coinvolti, è emerso un maggior grado di dispersione nei dati relativi al Flessore radiale del Carpo e all' Abduttore del pollice, mentre l'attivazione del bicipite brachiale è risultata meno evidente.

## Capitolo 5

### RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

Attili A., *"Fattibilità ed efficacia di un protocollo di telereabilitazione basato sull'Action Observation per il recupero della destrezza nella malattia di Parkinson"*, Università Politecnica delle Marche, Facoltà di Medicina e Chirurgia, Corso di Laurea in Fisioterapia.2018/2019

Bulzoni F., *"Quanto siamo capaci di immaginare il nostro movimento? Sviluppo e validazione del questionario italiano MIMA (Misurazione dell'Immaginazione Motoria negli Adulti) per l'esplorazione della Motor Imagery negli adulti,"* Tesi Laurea Magistrale, Università di Parma, 2018-2019

Ciulla R., *"Action Observation Treatment (AOT) in Patients with Mild Alzheimer's Disease: Results from a Multicenter Study,"* Corso di Laurea Magistrale in Psicobiologia e neuroscienze cognitive, Università di Parma, 2016/2017.

Di Rienzo, F., Blache, Y., Kanthack, T.F.D., Monteil, K., Collet, C., Guillot, A., *"Short-term effects of integrated motor imagery practice on muscle activation and force performance,"* Neuroscience, vol. 305, pp. 146-156, Oct 1, 2015

Gherdovich T., *"Efficacia della Motor Imagery nella Riabilitazione delle Persone Colpite da Ictus,"* Tesi di Laurea in Metodiche Fisioterapiche, Alma Mater Studiorum – Università di Bologna, Scuola di Medicina e Chirurgia, Corso di Laurea in Fisioterapia, 2017/18

Guillot A., Collet C., *"Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery,"* Brain Research Reviews, vol. 50, no. 2, pp. 387-397, Dec. 15, 2005.

Guillot A., Di Rienzo F., MacIntyre T., Moran A., and Collet C., *"Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to Motor Inhibition,"* Front Hum Neurosci., vol. 6, p.247, Sep. 5, 2012

Lebon, F., Rouffet, D., Collet, C., Guillot, A., *"Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery,"* Neuroscience Letters, vol. 435, no. 3, pp. 181-185, Apr 25, 2008

Lisciotta G., *"L'Immaginazione Motoria e le sue Applicazioni in Ambito Sportivo,"* Tesi Laurea Triennale, Università degli Studi di Padova, 2022-2023.

Losana-Ferrer, A., Manzanas-López, S., Cuenca-Martínez, F., Parigi-Alemania, A., La Touche, R., *"Effects of motor imagery and action*

*observation on handgrip strength, electromyographic activity, and intramuscular oxygenation in the hand gripping gesture: A randomized controlled trial," Human Movement Science, vol. 58, pp. 119–131, 2018*

Naish K. R., Houston-Price C., Bremner A. J., and Holmes N. P., "*Effects of Action Observation on Corticospinal Excitability: Muscle Specificity, Direction, and Timing of the Mirror Response*" *Neuropsychologia, vol. 64, Nov. 2014, pp. 331-348.*

Personnier, P., Ballay, Y., Papaxanthis, C., "*Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements,*" *Behavioural Brain Research, vol. 206, no. 2, pp. 184-191, Jan 20, 2010*

Slimani M., Tod. D., Chaabene H., Miarka B., and Chamari K., "*Effects of Mental Imagery on Muscular Strength in Healthy and Patient Participants: A Systematic Review,*" *J. Sports Sci. Med., vol. 15, no. 3, pp. 434–450, Aug. 5, 2016.*

Smith, S. R., Wood, G., Coyles, G., Roberts, J. W., Wakefield, C. J., "*The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing,*" *Scand J Med Sci Sports, vol. 30, May 2020.*