

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Magistrale in Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e

Adattata

Tesi di Laurea Magistrale

INFLUENZA DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA SULL'ANALISI CON HIGH DENSITY EMG

UNO STUDIO METODOLOGICO

Relatore: Prof.ssa Moro Tatiana

Correlatore: Dott. Sampieri Alessandro

Laureando: Goldin Eris

N° di matricola: 2063158

Anno Accademico 2022/2023

“Universa Universis Patavina Libertas”

INDICE

ABSTRACT	1
INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1 - BODY COMPOSITION	9
MODELLI PER L'ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA	10
MODELLO A DUE COMPARTIMENTI (2C)	10
MODELLO A TRE COMPARTIMENTI (3C).....	11
MODELLO A QUATTRO COMPARTIMENTI (4C)	11
MODELLI MULTICOMPARTIMENTALI	11
METODI PER L'ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA.....	13
BIOIMPEDENZIOMETRIA (BIA)	13
DUAL-ENERGY X-RAY ABSORPTIOMETRY (DXA).....	16
B-MODE ULTRASOUND IMAGING	18
CAPITOLO 2 - ANALISI DELLA MORFOLOGIA MUSCOLARE	21
MUSCLE THICKNESS	21
CROSS SECTIONAL AREA FISIOLÓGICA E ANATOMICA.....	21
MUSCLE-ELECTRODE DISTANCE (MED)	23
CAPITOLO 3 - HIGH DENSITY EMG	25
SURFACE ELECTROMYOGRAPHY	25
SURFACE HIGH DENSITY ELECROMYOGRAPHY	25
SIGNAL DECOMPOSITION	27
CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI	29
INTRODUZIONE ALLO STUDIO	29
REGISTRAZIONE E ANALISI DEI SEGNALI DI FORZA E HDsEMG	29
TEST NEUROMUSCOLARE	29
REGISTRAZIONE DEL SEGNALE DI FORZA.....	32
REGISTRAZIONE E ANALISI DEL SEGNALE HDsEMG	33
VALUTAZIONE DELLA BODY COMPOSITION	35
ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA MEDIANTE BIA.....	35
ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA MEDIANTE DXA	36
VALUTAZIONE DELLA MORFOLOGIA MUSCOLARE.....	36
ANALISI STATISTICA	38
CAPITOLO 5 – RISULTATI	39

CORRELAZIONI.....	40
REGRESSIONE LINEARE	41
% FAT MASS DXA.....	41
% FAT MASS BIA.....	42
% FAT MASS RIGHT LEG DXA.....	43
MED	44
CAPITOLO 6 - DISCUSSIONE DEI RISULTATI.....	45
BIBLIOGRAFIA	47

ABSTRACT

Scopo dello studio: Indagare quali siano le variabili della composizione corporea che possono influire sulla capacità dell'HDsEMG (High Density surface Electromyography) di rilevare le UM (Unità Motorie).

Metodi: Un totale di 46 giovani adulti sani (23.8 ± 3.0 anni – Maschi 98.30% - Femmine 8.7%) sono stati reclutati e sottoposti a valutazioni della composizione corporea con DXA, BIA e ULTRASOUND e, successivamente, ad un test neuromuscolare per valutare la massima forza volontaria isometrica (MVC) e l'esecuzione di contrazioni trapezoidali sub massimali (15, 35, 50, 70% MVC), durante le quali è stata registrata l'attività mioelettrica del muscolo vasto laterale attraverso l'elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG).

Risultati: La MED risulta significativamente correlata per le unità motorie (UM) al 15% della MVC ($p = < 0.01$), UM al 35% della MVC ($p = < 0.01$), UM al 50% della MVC ($p = < 0.01$) e UM al 70% della MVC ($p = 0.002$). A rafforzare i risultati della MED si aggiungono la % Fat Mass Right Leg della DXA (UM al 15% della MVC $p = < 0.01$; UM al 35% della MVC $p = < 0.01$; UM al 50% della MVC $p = < 0.01$; e UM al 70% della MVC $p = 0.001$), la % Fat Mass della DXA (UM al 15% della MVC $p = < 0.11$; UM al 35% della MVC $p = 0.005$; UM al 50% della MVC $p = 0.160$; e UM al 70% della MVC $p = 0.246$) e la % Fat Mass della BIA (UM al 15% della MVC $p = 0.003$; UM al 35% della MVC $p = 0.001$; UM al 50% della MVC $p = 0.209$; e UM al 70% della MVC $p = 0.005$). Il BMI e la massa magra non sembrano essere parametri utili per determinare la capacità dell' algoritmo di decomporre le unità motorie. BMI (UM al 15% della MVC $p = 0.451$; UM al 35% della MVC $p = 0.191$; UM al 50% della MVC $p = 0.855$; e UM al 70% della MVC $p = 0.548$), CSA VL (UM al 15% della MVC $p = 0.213$; UM al 35% della MVC $p = 0.105$; UM al 50% della MVC $p = 0.963$; e UM al 70% della MVC $p = 0.920$), Muscle Thickness VL (UM al 15% della MVC $p = 0.401$; UM al 35% della MVC $p = 0.396$; UM al 50% della MVC $p = 0.099$; e UM al 70% della MVC $p = 0.067$).

Conclusioni: I nostri dati indicano che la distanza tra il muscolo e gli elettrodi è il parametro che più influenza la capacità dell' algoritmo di decomporre le UM. Il tessuto adiposo sottocutaneo aumenta la distanza tra la sorgente (UM) e gli elettrodi. A rafforzare il ruolo

del tessuto adiposo sottocutaneo nell'influenzare la decomposizione vi è anche la correlazione negativa presente nella valutazione con DXA e BIA. Per questi motivi, nei criteri di inclusione in uno studio con HDsEMG, sarebbe opportuno inserire una valutazione della MED e della % di massa grassa. Non risultano utili per la scrematura i valori di BMI, della valutazione della massa magra e dello spessore muscolare.

ENGLISH ABSTRACT

Aim of the study: To investigate the variables of body composition that may influence the ability of High-Density Surface Electromyography (HDsEMG) to detect Motor Units (MUs).

Methods: A total of 46 healthy young adults (23.8 ± 3.0 years old – 98.30% males - 8.7% females) were recruited and underwent a series of assessments regarding their body composition using DXA, BIA, and ULTRASOUND. Subsequently, they underwent a neuromuscular test to evaluate maximum voluntary isometric force (MVC) and an execution of submaximal trapezoidal contractions (15, 35, 50, 70% MVC). During this phase, the myoelectric activity of the vastus lateralis muscle was recorded using the high-density surface electromyography (HDsEMG).

Results: The MED (Muscle Electro Distance) is significantly correlated with motor units (MUs) at 15% of MVC ($p < 0.01$), MUs at 35% of MVC ($p < 0.01$), MUs at 50% of MVC ($p < 0.01$), and MUs at 70% of MVC ($p = 0.002$). The following data support the results of MED: the % Fat Mass Right Leg from DXA (MUs at 15% of MVC $p < 0.01$; MUs at 35% of MVC $p < 0.01$; MUs at 50% of MVC $p < 0.01$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.001$), the % Fat Mass from DXA (MUs at 15% of MVC $p < 0.11$; MUs at 35% of MVC $p = 0.005$; MUs at 50% of MVC $p = 0.160$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.246$), and the % Fat Mass from BIA (MUs at 15% of MVC $p = 0.003$; MUs at 35% of MVC $p = 0.001$; MUs at 50% of MVC $p = 0.209$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.005$). BMI and lean mass do not seem useful parameters to establish the algorithm's ability to decompose motor units. BMI (MUs at 15% of MVC $p = 0.451$; MUs at 35% of MVC $p = 0.191$; MUs at 50% of MVC $p = 0.855$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.548$), CSA VL (MUs at 15% of MVC $p = 0.213$; MUs at 35% of MVC $p = 0.105$; MUs at 50% of MVC $p = 0.963$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.920$), Muscle Thickness VL (MUs at 15% of MVC $p = 0.401$; MUs at 35% of MVC $p = 0.396$; MUs at 50% of MVC $p = 0.099$; and MUs at 70% of MVC $p = 0.067$).

Conclusions: Our data indicate that the distance between the muscle and the electrodes is the most influential parameter in the algorithm's ability to decompose MUs. The subcutaneous adipose tissue increases the distance between the source (MUs) and the electrodes. The negative correlation found in the assessments with DXA and BIA also

reinforces the role of subcutaneous adipose tissue in influencing decomposition. For these reasons, when recruiting participants in an HDsEMG study, it would be advisable to include an evaluation of both MED and percentage of body fat. BMI values, lean mass assessment, and muscle thickness do not seem to be useful screening parameters.

INTRODUZIONE

L'uso di elettrodi ad alta densità per l'sEMG (HDsEMG) fornisce informazioni spaziali sufficienti per distinguere i potenziali d'azione delle singole unità motorie (MU). Esiste, però, una grande variabilità nel numero di MU identificate tra i soggetti, con risultati che vanno da 1 a circa 30 MU rilevate. Inoltre, il numero di MU identificate tende a diminuire con l'aumento dei livelli di forza (Oliveira et al., 2022). Come evinto in alcuni studi, l'antropometria può essere una variabile fondamentale e questa tesi sperimentale ha l'obiettivo di indagare quali siano le variabili antropometriche che influenzano la capacità HDsEMG di individuare le unità motorie.

Tra le varie ipotesi, si ritiene che ciò sia dovuto alla composizione corporea, nella fattispecie allo spessore del pannicolo adiposo sottocutaneo (che funge da filtro), e alla CSA del muscolo indagato (come anche riportato da Oliveira et al., 2022). Per approfondire questo tema abbiamo intrapreso uno studio su soggetti giovani sani per valutare la relazione tra composizione corporea e unità motorie rilevate, in modo da individuare profili meno idonei per le rilevazioni con HDsEMG. Questa selezione di attori (giovani sani) ha consentito di eliminare altre variabili quali, malattie non trasmissibili e invecchiamento.

La necessità di scartare i soggetti anziani, almeno per il momento, è dovuta al fatto che essi presentano già una o più patologie croniche e/o, più banalmente, sono fisiologicamente in una condizione che porta verso la sarcopenia.

In questo contesto è fondamentale affrontare e comprendere le patologie croniche che affliggono gli anziani, tra cui l'obesità, l'obesità sarcopenica, la sarcopenia, l'osteoporosi e la sindrome metabolica. Globalmente, le patologie croniche non trasmissibili sono la principale causa di morbidità e mortalità strettamente legata all'epidemia di obesità e all'ampia diffusione di diete non salutari e comportamenti come il fumo e l'attività fisica insufficiente (World Health Organization).

L'obesità, definita come una condizione caratterizzata da un eccesso di grasso corporeo, è diventata una pandemia globale, ma assume una complessità ancora maggiore quando si presenta negli anziani. L'aumento del grasso corporeo ha un impatto significativo poiché, oltre una certa percentuale, si verificano una serie di eventi correlati principalmente all'infiammazione del tessuto adiposo, alla metabolic inflexibility (una condizione in cui il

corpo ha difficoltà ad adattare il metabolismo in risposta alle variazioni nelle richieste energetiche) e alla riduzione dell'attività fisica. Queste comporteranno, a loro volta, il rischio concreto di sviluppare altre patologie croniche correlate (ipertensione, diabete, NAFLD “Nonalcoholic Fatty Liver Disease”, malattie cardiovascolari...) e, in secondo luogo, l'instaurarsi di una vera e propria disabilità nelle attività di vita quotidiana (a causa della riduzione di massa muscolare, nota come sarcopenia).

Inoltre, sarebbe opportuno, nella valutazione, effettuare una scansione della composizione corporea per determinare la proporzione di grasso corporeo e massa magra (con DXA o BIA).

L'obesità sarcopenica è uno stato in cui si presenta, oltre all'accumulo eccessivo di grasso corporeo, anche una significativa perdita di massa muscolare. Questa condizione favorisce un rischio doppio per la salute, poiché il grasso in eccesso e la perdita muscolare contribuiscono alla disfunzione metabolica e alla riduzione delle capacità funzionali.

D'altra parte, la sarcopenia è una patologia intrinseca all'invecchiamento, caratterizzata dalla progressiva perdita di massa muscolare e forza. Questo processo naturale può portare a una maggiore fragilità, una incapacità funzionale con un conseguente aumento del rischio di cadute e quindi una diminuzione della qualità della vita. La sarcopenia può colpire anche gli anziani normopeso, ma il suo impatto può essere amplificato nei casi di obesità sarcopenica.

La sarcopenia è di solito accompagnata da un aumento dell'infiltrazione di grasso intramuscolare ed è diagnosticata mediante test di forza muscolare insieme a misurazioni del volume muscolare. La misurazione accurata della massa muscolare e della forza sono importanti per identificare le persone a rischio e pianificare interventi appropriati.

I soggetti sarcopenici possono essere identificati attraverso:

- L'analisi della composizione corporea (in questo caso la DXA ne risulta il gold standard), dalla quale possiamo ricavare i valori per una delle seguenti formule:
 - $\text{Appendicular skeletal muscle mass} = (\text{ASM})^1 (\text{MASSA MUSCOLARE arti (kg)} / \text{STATURA}^2 (\text{m}^2)) < 2 \text{ SD}$

¹ Rispetto alla media di un campione di riferimento di giovane età (cutpoints: 7.26 kg/m² ♂ - 5.45 kg/m² ♀) (Baumgartner et al., 1998).

- Appendicular Lean Mass(aLM)² = (aLM (kg)/ STATURA² (m²)) < 20%
- Regressione lineare tra aLM in statura (m) e massa grassa (kg) < ventesimo percentile nella distribuzione dei residuali della regressione³
- La diagnostica per immagini per l'anatomia muscolare, valutando la Muscle Thickness e la CSA.
- La valutazione funzionale attraverso batterie di test come la SPPB battery o la valutazione della forza muscolare [Knee extension torque (N/dm), Grip strength (Kg), Lower extremity muscle power (W)]

In aggiunta a queste patologie, la sindrome metabolica rappresenta un'altra sfida critica per la salute della popolazione. Questa sindrome è caratterizzata dalla presenza simultanea di diversi fattori di rischio, tra cui obesità centrale, ipertensione, iperglicemia o l'alterata glicemia a digiuno, dislipidemia e insulino-resistenza. La sindrome metabolica aumenta il rischio di malattie cardiovascolari e diabete, rendendola un pericolo significativo.

Escludendo la presenza di patologie, lo spessore e le caratteristiche dei tessuti situati tra le fibre muscolari e gli elettrodi di registrazione, noti come tessuto sottocutaneo, rappresentano un fattore potenzialmente influente nella decomposizione dell'EMG. Inoltre, le dimensioni del muscolo, ossia la sua area trasversale anatomica, e l'area trasversale (CSA) delle singole fibre muscolari, possono esercitare un impatto sulla distribuzione spaziale dei dati HD-EMG. Ciò è dovuto alla correlazione lineare esistente tra il diametro delle fibre muscolari e l'ampiezza dei potenziali d'azione delle stesse.

In questa tesi sperimentale, andremo ad indagare se la composizione corporea (nello specifico la MED), la Cross Sectional Area (CSA) e la Muscle Thickness (MT) siano rilevanti nella capacità dell'HDsEMG di scomporre le unità motorie.

La presente tesi si compone di sei capitoli in cui verrà delineato il percorso di ricerca sopra brevemente esposto. Nei primi tre capitoli ci soffermeremo sull'analisi delle metodiche per valutare la composizione corporea, sull'analisi dell'anatomia muscolare e sul funzionamento del HDsEMG, argomenti propedeutici alla comprensione dei dati di laboratorio che verranno

² % della distribuzione del campione considerato (cutpoints: 7.23 kg/m² ♂ - 5.67 kg/m² ♀) (Newman et al., 2003)

³ ♂ aLM (Kg) = -22.48 + 24.14 x statura (m) + 0.21 x totale massa grassa (kg); ♀ aLM (Kg) = -13.19 + 14.75 x statura (m) + 0.23 x totale massa grassa (kg).

in seguito discussi. Negli ultimi tre capitoli, presenteremo lo studio sperimentale di questo trattato, l'analisi dei dati e le conclusioni.

CAPITOLO 1 - BODY COMPOSITION

L'esplorazione della composizione corporea è un percorso che attraversa i secoli, dalla visione ancestrale dei quattro umori proposta da Ippocrate nel 440 a.C., ai cinque elementi dell'antica saggezza cinese, fino ai primi tentativi di comprensione scientifica avviati da menti illuminate come Avicenna e Andrea Vesalio. Tuttavia, è solo nei tempi più recenti, negli ultimi 150 anni, che questa disciplina ha assunto una forma più concreta e scientifica.

Il chimico tedesco Justus von Liebig è stato una figura chiave nella genesi dello studio moderno della composizione corporea nell'uomo, nel XIX secolo. Grazie alla sua analisi chimica, Liebig scoprì che molte sostanze presenti negli alimenti erano anche presenti nel corpo umano e rivelò alcune differenze cruciali tra i fluidi corporei e i tessuti.

Tuttavia, nel secolo precedente, l'analisi quantitativa della composizione corporea era ancora limitata dalla mancanza di metodi *in vivo*. L'autopsia dei cadaveri era l'unico mezzo per ottenere dati accurati. Nel 1843, Schwann iniziò a misurare gli organi prelevati da cadaveri, e nel corso degli anni, altri studiosi come Bischoff e Fehling contribuirono ad analizzare i cadaveri per determinare il contenuto d'acqua e altri componenti.

Successivamente, nel 1900, Camerer e Söldner avanzarono nello studio della composizione chimica dei feti, inclusi acqua, grassi, azoto e minerali principali. Nel 1938, Iob e Swanson completarono le analisi sul corpo intero, dimostrando l'importanza dell'indagine della composizione corporea attraverso metodi quantitativi.

Un ulteriore passo avanti fu compiuto grazie allo studio sui cadaveri di Bruxelles condotto nel 1984 da Clarys e colleghi. Questo studio, che coinvolse la dissezione di numerosi cadaveri maschili e femminili, fornì un'enorme quantità di dati sulla composizione corporea, rappresentando un punto di riferimento fondamentale nella storia della disciplina.

Spostandoci sull'analisi *in vivo*, uno dei primi tentativi si pensa essere stato l'utilizzo dell'escrezione urinaria giornaliera di creatinina come indice di scheletro corporeo totale, proposto da Shaffer e Coleman nel 1909. Tuttavia, la vera svolta nell'analisi della composizione corporea *in vivo* si è verificata con lo sviluppo di strumenti e tecniche avanzate come la bioimpedenziometria (BIA) e la dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), che hanno rivoluzionato la capacità di quantificare in modo preciso la massa grassa, la massa magra e altri parametri corporei. (Zimian et al., 1999).

Oggi la composizione corporea è un parametro fondamentale per comprendere la salute e il benessere delle persone, nonché per valutare gli effetti di interventi di esercizio fisico e nutrizionali. È noto come la composizione corporea sia associata a diverse patologie (come l'obesità, la sarcopenia, le malattie cardiovascolari, il diabete, le neoplasie, l'osteoporosi e l'osteoartrite, il diabete...), che spesso sono malattie legate allo stile di vita.

I metodi per l'analisi della composizione corporea forniscono informazioni, oltre che sullo stato nutrizionale, anche sulla capacità funzionale del corpo umano. Sono utili per descrivere la crescita e lo sviluppo dalla nascita all'età adulta di un individuo, per comprendere lo stato di salute e malattia e nella progettazione di strategie di esercizio e nutrizionali, e nel monitoraggio delle terapie⁴.

Sono disponibili molte tecniche per la valutazione della composizione corporea, che vanno dalle semplici misure indirette alle più sofisticate misure volumetriche dirette, che variano in termini di precisione e accuratezza. I vari metodi disponibili si basano su modelli che possono essere a due compartimenti (2C), tre compartimenti (3C), quattro compartimenti (4C) o modelli multi-compartimentali.

MODELLI PER L'ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA

MODELLO A DUE COMPARTIMENTI (2C)

L'approccio più semplice alla composizione corporea è il modello a due compartimenti., Esso suddivide il peso corporeo in FAT MASS (FM) e FREE FAT MASS (FFM).

La FM ha una densità supposta di $0,9007 \text{ g/cm}^3$ (è il grasso chimicamente estraibile), mentre la FFM ha una densità supposta di $1,1000 \text{ g/cm}^3$ e una concentrazione d'acqua del 73-72%.

L'idrodensitometria, la pletismografia a spostamento d'aria (ADP) e l'idrometria sono metodi che si basano su questo modello. (Kurian R., 2018)

⁴ Nel caso del cancro, si verifica una perdita involontaria di peso corporeo (>5% in sei mesi), spesso accompagnata da un deterioramento muscolare che porta a una condizione definita come cachessia.

MODELLO A TRE COMPARTIMENTI (3C)

Il modello a tre compartimenti suddivide la FFM in LEAN TISSUE MASS (LTM) e BONE MINERAL CONTENT (BMC). Nel modello 3C, la FFM è divisa in acqua [TOTAL BODY WATER (TBW)] e solidi rimanenti [proteine e minerali, FREE FAT DRY MASS (FFDM)]. Questo include misurazioni della densità corporea (Db) e della TBW. (Kurian R., 2018)

Il modello tiene conto delle variazioni interindividuali nell'idratazione della FFM, e ha mostrato risultati migliori del modello 2C nei soggetti sani mentre deve essere usato con cautela nei pazienti con esaurimento di proteine corporee e ridotta massa minerale ossea, poiché i valori stimati per la densità e quindi la stima finale della FM non saranno accurati.

La densitometria a raggi X a doppia energia (DXA) è un metodo a 3C che fornisce una misurazione rapida e non invasiva della composizione regionale e dell'intero corpo attraverso la trasmissione di raggi X ad alta e bassa energia attraverso il corpo.

MODELLO A QUATTRO COMPARTIMENTI (4C)

Si ottiene combinando diversi metodi per suddividere la massa corporea in grasso, minerali, TBW e proteine (residue), eliminando, quindi, la necessità di fare supposizioni sulla proporzione relativa di questi costituenti nel corpo. Poiché questo modello controlla la variabilità biologica sia nel minerale osseo che nell'TBW, è teoricamente più valido del modello 3C. Il modello 4C è considerato il metodo di riferimento per la composizione corporea, misurando i costituenti individuali della FFM, invece di supporre una densità costante di $1,100 \text{ g/cm}^3$ e un'idratazione del 0,73. Tuttavia, il metodo 4C è spesso limitato in ambienti clinici e studi di grandi dimensioni, a causa del tempo, dei costi e dell'attrezzatura necessaria per le molteplici misurazioni, e dovrebbe essere utilizzato principalmente per la convalida dei metodi di composizione corporea e per derivare equazioni predittive.

MODELLI MULTICOMPARTIMENTALI

I modelli atomici di composizione corporea richiedono l'analisi diretta degli elementi principali del corpo. L'analisi di attivazione neutronica (NAA) può essere utilizzata per misurare il contenuto totale nel corpo di elementi (calcio, sodio, cloruro, fosforo, azoto,

idrogeno, ossigeno e carbonio). Il modello a 6 compartimenti suddivide il corpo in acqua, azoto, calcio, potassio, sodio e cloruro. Sebbene i modelli multicompartimentali forniscano misure accurate della composizione corporea, per la convalida di altri metodi, la mancanza di strutture adeguate, l'alto costo e l'esposizione alle radiazioni limitano il loro uso regolare. (Kurian R., 2018).

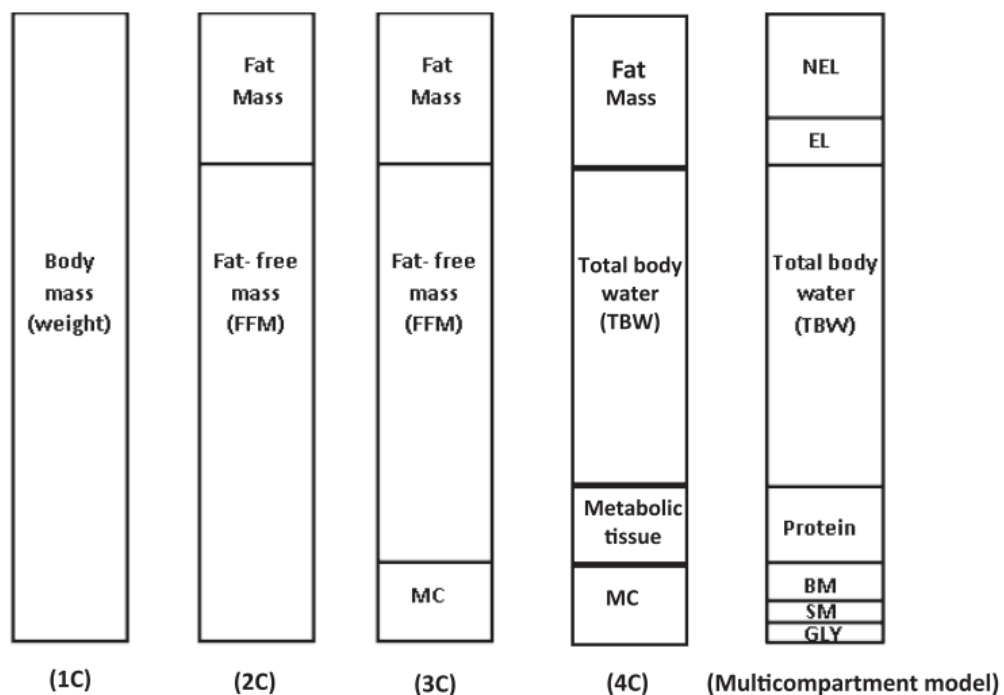


Figura 1: I diversi modelli di composizione corporea. (KURIYAN R. BODY COMPOSITION TECHNIQUES. INDIAN J MED RES. 2018 NOV;148(5):648-658. DOI: 10.4103/IJMR.IJMR_1777_18. PMID: 30666990; PMCID: PMC6366261).

METODI PER L'ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA

Abbiamo vari metodi per l'analisi della composizione corporea che possono essere suddivisi in metodi da campo e metodi da laboratorio.

I primi comprendono l'antropometria⁵, la circonferenza vita⁶, il rapporto vita fianchi (WHR)⁷, la misura del pannicolo adiposo sottocutaneo (SKF)⁸ e la bioimpedenziometria.

I secondi invece comprendono l'idrodensitometria (UWW), la pletismografia a spostamento d'aria (ADP), il metodo della diluzione isotopica (idrometria), la dual-energy x-ray absorptiometry (DXA), la tomografia computerizzata (TC), l'imaging a risonanza magnetica (MRI), il contatore di potassio per il corpo intero (WBKC). (Kurian R., 2018).

Ai fini dello studio trattato in questa tesi andremo ad approfondire nello specifico le metodiche per l'analisi della composizione corporea che sono state utilizzate, ovvero BIA, DXA e anche il B-MODE ULTRASOUND utilizzato per la valutazione di CSA, spessore muscolare e MED.

BIOIMPEDENZIOMETRIA (BIA)

La BIA è una tecnica avanzata utilizzata nell'ambito della composizione corporea, basata sulla conducibilità elettrica del corpo umano. Il principio consiste nel determinare l'impedenza elettrica di una corrente che attraversa il corpo. L'impedenza elettrica (Z) è composta da due componenti, la resistenza (R) e la reattanza (X_c):

- La reattanza è una misura della MCM (Massa Cellulare Corporea). Essa Riflette la capacità dei tessuti corporei di comportarsi come dei condensatori, capaci di trattenere una parte della carica elettrica (X_c).

⁵ Le misurazioni antropometriche sono non invasive e aiutano a valutare lo stato nutrizionale, a identificare individui a rischio, a monitorare l'efficacia di un intervento di esercizio e nutrizionale.

⁶ È utilizzata come indicatore del grasso intra-addominale e gli indicatori di rischio sono: ≥ 102 cm negli uomini e ≥ 88 cm nelle donne.

⁷ Calcolato dividendo la circonferenza vita per la circonferenza fianchi viene utilizzato come misura sostitutiva della distribuzione del grasso corporeo. Un alto WHR suggerisce un aumentato rischio di problemi di salute correlati all'obesità.

⁸ È una misura del grasso sottocutaneo

- La resistenza è una misura legata all'acqua totale nel corpo. Rappresenta la capacità di un organismo di opporsi al passaggio della corrente elettrica ed è inversamente proporzionale al contenuto di acqua nel corpo (R).

Questo metodo coinvolge la misurazione dell'impedenza (Z) al passaggio di una corrente elettrica a bassa frequenza ($800 \mu\text{A}$) con una frequenza costante di 50 kHz . I dispositivi BIA possono operare a singola frequenza (50 kHz) o a multifrequenza, che utilizza una gamma più ampia di frequenze per valutazioni più precise.

Il principio fondamentale della BIA è basato sulla differenza di conducibilità elettrica tra la FFM, che contiene acqua ed elettroliti, e la FM, che ha un basso contenuto d'acqua. La BIA utilizza un fattore di idratazione standard del 73% per stimare la massa priva di grasso (FFM) a partire dal peso corporeo totale. Tuttavia, è importante considerare diverse fonti di errore che possono influenzare i risultati della BIA, tra cui differenze nella lunghezza degli arti, l'attività fisica, il livello di idratazione, la nutrizione, la chimica del sangue, il ciclo mestruale nelle donne e la posizione degli elettrodi.

La bioimpedenza spettroscopica (BIS) o il BIA multifrequenza, consentono di distinguere tra l'acqua intracellulare (ICW) e l'acqua extracellulare (ECW) nel corpo. Questi metodi possono anche fornire stime della massa cellulare del corpo (BCM) differenziando tra spazi intra ed extracellulari (ECW e ICF), che sono correlati alle stime ottenute dal modello 4C. Tuttavia, è importante notare che le stime della FFM ottenute dalla BIS possono essere sottostimate nei soggetti con peso normale e sovrastimate nei soggetti obesi rispetto ai risultati della DXA. (Khalil et al., 2014)

Con una standardizzazione adeguata dei metodi, degli strumenti e della preparazione dei soggetti, la BIA rappresenta uno strumento rapido, economico e relativamente semplice per stimare la FFM e la quantità di acqua corporea totale (TBW) nelle popolazioni sane e nei soggetti obesi. (Kurian R., 2018).

Dall'impedenza determinata è possibile stimare diversi parametri del BIA:

BODY CELL MASS (BCM - Massa Cellulare Corporea): Questo parametro rappresenta la quantità di cellule presenti nel corpo che influiscono sul metabolismo. Include le cellule dei muscoli, degli organi interni e del sistema nervoso.

BODY CELL MASS % (BCM% - Percentuale di Massa Cellulare Corporea): La BCM% è la percentuale di massa cellulare rispetto alla massa corporea totale. Questo parametro fornisce informazioni sulla distribuzione delle cellule nel corpo ed è un indicatore prezioso dello stato nutrizionale e del livello di fitness.

EXTRA CELLULAR MASS (ECM - Massa Extracellulare): L'ECM è principalmente composta da acqua extracellulare. Questo parametro riflette la quantità di liquidi presenti al di fuori delle cellule nel corpo. Variazioni nell'ECM possono essere indicative di ritenzione idrica o perdita di liquidi extracellulare.

FREE FAT MASS (FFM - Massa Magra Privata di Grassi): La FFM rappresenta tutto ciò che costituisce il corpo escluso il grasso corporeo. È composta dalla Massa Cellulare Corporea (BCM) e dalla Massa Extracellulare (ECM). La FFM è importante per misurare la quantità di tessuto magro nel corpo.

FAT MASS (FM - Massa Grassa): La FM è un parametro indirettamente calcolato sottraendo la FFM dal peso corporeo totale. Questo valore indica la quantità di grasso corporeo presente nel corpo ed è rilevante per la valutazione del peso corporeo e del livello di adiposità.

TOTAL BODY WATER (TBW - Acqua Totale nel Corpo): Il TBW rappresenta la quantità complessiva di acqua presente nel corpo. Vari cambiamenti nel TBW possono essere indicativi di variazioni nella massa muscolare o nei livelli di idratazione.

PHASE ANGLE: è il rapporto tra resistenza e reattanza, ed è direttamente correlato alla densità delle cellule presenti nei tessuti (Walter et al., 2011), di fatto si calcola con:

$$\text{Phase Angle } (^\circ) = (\text{reactance/resistance}) \times (180^\circ/\pi)$$

Questo calcolo consente di determinare il rapporto tra i volumi di fluido intracellulare ed extracellulare, fornendo preziose informazioni per valutare la composizione corporea di un individuo. Valori bassi dell'angolo di fase sono spesso associati a una bassa reattanza, che può suggerire una diminuzione della massa cellulare o un deterioramento. In contrasto, valori elevati dell'angolo di fase sono generalmente correlati a una maggiore massa cellulare e a un miglior stato di integrità delle cellule.

L'angolo di fase permette di identificare condizioni quali edema, cachessia, disidratazione, malnutrizione, patologie renali e lo stato di salute in generale (Gonzalez et al., 2016).

DUAL-ENERGY X-RAY ABSORPTIOMETRY (DXA)

La DXA è un'altra tecnica avanzata utilizzata per misurare la densità minerale ossea e la composizione corporea (differenziando tra FM e FFM). Questa tecnica impiega raggi X a doppia energia, queste radiazioni passano attraverso il corpo del paziente mentre è posizionato su un lettino. I raggi X emessi dalla parte superiore del dispositivo vengono assorbiti in modo differente dai vari tessuti corporei (i tessuti densi, come l'osso, assorbono una maggiore quantità di raggi X rispetto ai tessuti molli, come i muscoli e il grasso). Il rilevatore che invece è posto al di sotto del soggetto (nella parte opposta alla sorgente) cattura i raggi X che emergono dal corpo del paziente dopo essere stati assorbiti e dispersi dai tessuti. Infine, i dati raccolti dal rilevatore vengono elaborati da un computer.

Questo metodo è in grado di valutare sia la composizione corporea totale che quella regionale ed è utilizzato in una vasta gamma di applicazioni cliniche per monitorare la salute e il benessere delle persone (Shepherd et al., 2018).

Oltre alla densità minerale ossea (BMD) con la DXA possiamo ottenere:

TOTAL BODY FAT PERCENTAGE (%BF): è la percentuale del corpo composta da grasso. Questo cambierà in base alla quantità di grasso presente e alla quantità di massa magra.

FAT MASS INDEX (FMI): è la quantità totale di grasso (in chilogrammi) in rapporto all'altezza (in metri quadrati).

VISCERAL ADIPOSE TISSUE (VAT): il VAT è una componente del grasso corporeo globalmente attiva dal punto di vista metabolico. La misurazione riflette la quantità di grasso addominale intorno agli organi. Un aumento del VAT ha una forte correlazione con il rischio di malattie cardiovascolari e metaboliche. Ricerche recenti indicano un rischio elevato a circa 100-160 cm².

ANDROID TO GYNOID RATIO: descrive dov'è depositato il grasso. Androide (forma a mela) si riferisce a quando la maggior parte del grasso si trova intorno allo stomaco e alla parte centrale. Ginoide (forma a pera) si riferisce al grasso conservato intorno ai fianchi. Un numero più elevato significa uno sbilanciamento verso la forma androide mentre un numero più piccolo significa uno sbilanciamento verso la forma ginoide. Dal punto di vista del rischio per la salute, i valori ideali si ritiene siano inferiori a 0,8 per le donne e 1,0 per gli uomini.

FAT FREE MASS INDEX (FFMI): è la quantità di massa priva di grasso, rispetto all'altezza. Questa include muscoli, ossa, organi e tessuto connettivo. Può essere utilizzato per valutare la massa muscolare relativa nelle persone magre.

SKELETAL MUSCLE MASS (SMM): è una stima della quantità totale di muscolo scheletrico. Poiché il muscolo ha approssimativamente la stessa densità di altri organi (fegato, pelle, ecc....) e altri tipi di muscoli (cuore, muscoli lisci, ecc....), non siamo in grado di misurare direttamente la quantità di muscolo scheletrico. Questo è vero per qualsiasi misurazione della composizione corporea disponibile in commercio (bioimpedenza, pesatura sott'acqua), tuttavia, sono stati condotti diversi studi scientifici che dimostrano una buona precisione tra la SMM stimata e quella misurata mediante risonanza magnetica o tomografia computerizzata.

SKELETAL MUSCLE MASS PERCENTAGE (%SMM): è la percentuale del corpo composta da muscoli scheletrici. Come %BF, questo valore è relativo alla massa totale.

APPENDICULAR LEAN MASS TO HEIGHT RATIO (ALM/HEIGHT²): è la quantità di massa magra nelle braccia e nelle gambe rispetto all'altezza. Un basso ALM/Altezza² è un fattore di rischio per la sarcopenia (bassa massa muscolare). I cut off sono generalmente intorno a 5,5 per le donne e 7,0 per gli uomini.

APPENDICULAR LEAN MASS TO BMI RATIO (ALM/BMI): è la quantità di massa magra nelle braccia e nelle gambe rispetto all'Indice di Massa Corporea. Questo può anche essere utilizzato come fattore di rischio per la sarcopenia ed è più rilevante rispetto all'ALM/Altezza² nelle persone in sovrappeso. I cut off nella sono generalmente intorno a 0,51 per le donne e 0,79 per gli uomini.

RESTING METABOLIC RATE (RMR): Il numero di calorie di cui il corpo ha bisogno per mantenere la massa attuale in condizioni di riposo. Il valore fornito dalla scansione DXA è stimato dalle quantità di diversi tessuti e dai tassi metabolici specifici dei tessuti. Può essere considerato come il RMR "ideale" dato le dimensioni e la composizione corporea dell'individuo.

B-MODE ULTRASOUND IMAGING

L'ultrasound B-mode fornisce informazioni sia quantitative che qualitative sul muscolo scheletrico, sui tendini e sui legamenti (Ticinesi et al., 2017). La sua tecnologia si basa sulla trasmissione di impulsi eco da un trasduttore ad ultrasuoni. La capacità delle onde ultrasonore di penetrare nel corpo è direttamente proporzionale alla loro lunghezza d'onda, mentre la risoluzione spaziale dell'immagine è inversamente proporzionale ad essa. Per lo studio sui muscoli scheletrici, si utilizzano normalmente frequenze di 510 MHz e, in rare occasioni si può arrivare fino a 17,5 Hz per i muscoli superficiali (Chan et al., 2008). Quando le onde ultrasonore attraversano il corpo, passano in aree caratterizzate da diverse impedenze acustiche (la più bassa è l'aria e la più alta è il tessuto osseo). Queste onde vengono, quindi, parzialmente riflesse verso il trasduttore. Il coefficiente di riflessione, la quantità di eco restituito al trasduttore, dipende principalmente dal rapporto delle impedenze dei tessuti e dall'angolo in cui il fascio di ultrasuoni colpisce la struttura di interesse. A causa del loro alto contenuto di acqua, i muscoli dello scheletro appaiono come strutture prevalentemente ipoecogene, producono pochi echi quando raggiunte dagli ultrasuoni, un'area ipoecogena si presenta più scura rispetto a una norma o iperecogena (Ihnatsenka e Boezaart., 2010). Sul piano sagittale le riflessioni del tessuto connettivo del perimisio invece appaiono come linee bianche, rivelando così l'architettura dei muscoli scheletrici. La lunghezza e l'angolo di pennazione dei fascicoli sono i principali parametri strutturali che possono essere rilevati mediante questa tecnica di analisi per immagini (Narici et al., 2016). Per analizzare le caratteristiche dell'architettura muscolare può essere utilizzato un software di analisi delle immagini, ad esempio ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA; "lo stesso che abbiamo usato per l'analisi in questo studio sperimentale"), sulle scansioni ecografiche precedentemente raccolte. Questa metodica offre la possibilità di analizzare l'architettura muscolare durante la contrazione, in questa condizione i fascicoli cambiano dinamicamente la loro lunghezza e ruotano intorno alla loro origine con conseguenti modifiche sia nella lunghezza dei fascicoli che negli angoli di pennazione. Per facilitare l'analisi delle sequenze di immagini acquisite durante la contrazione, vengono usati programmi con algoritmi per il tracking automatico del fascicolo (Cronin et al., 2011; Farris e Lichtwark., 2016). Un altro parametro architettonico che viene spesso valutato è lo spessore del muscolo (MT), che è una misura facilmente valutabile. Nelle scansioni ecografiche longitudinali, lo spessore del muscolo è definito come la distanza perpendicolare tra l'aponeurosi superficiale e profonda

(Franchi et al., 2017; Narici 1999). Gli ultrasuoni permettono la cattura di immagini in tempo reale e rappresentano una tecnica non invasiva che è sia più economica della risonanza magnetica (MRI) che più sicura di altre tecniche che coinvolgono radiazioni ionizzanti, come la DXA (dual-energy X-rayabsorptiometry) o la tomografia computerizzata (CT). Inoltre, anche se la risonanza magnetica è considerata il gold standard per l'imaging clinico e la ricerca, gli ultrasuoni sono più facili da implementare. La risoluzione temporale e spaziale è superiore rispetto alle immagini ottenute con la risonanza magnetica (Lopata et al., 2010). Queste caratteristiche hanno reso B-mode ultrasound il metodo migliore per lo studio dinamico dell'architettura muscolare (Mayfield et al., 2015), la contrazione volontaria e rotazioni articolari passive (Herbert e Gandevia 1995; Narici et al., 1996a,). Una critica a questo sistema di analisi è che le misurazioni effettuate sono dipendenti dall'operatore, il che ha portato diversi ricercatori a mettere in dubbio l'affidabilità della tecnica. Tuttavia, diversi gruppi di ricerca hanno scoperto che, con un adeguato addestramento dell'operatore, le misure possono essere altamente riproducibili (Kwah et al. 2013; Aeles et al., 2017; Vernillo et al., 2017). Altra limitazione di B-mode ultrasound è il campo visivo di piccole dimensioni, che è determinato dalle dimensioni del trasduttore, esso varia tipicamente da 4, 6 a 10 cm. Ne consegue che per rilevare la lunghezza di fascicoli per i muscoli che presentano fibre più lunghe possiamo basarci solo su una stima data dall'estrapolazione dei segmenti visibili. Un modo per superare la limitazione di un piccolo campo visivo è quello di scegliere un trasduttore più lungo. I trasduttori più grandi sono limitati nella risoluzione temporale, perché il frame rate di acquisizione diminuisce con un campo visivo più ampio, questo può impedire lo studio delle contrazioni muscolari in movimenti veloci. Infine, i contorni della superficie corporea non sono rettilinei, quindi l'uso di trasduttori più lunghi può portare a una compressione uniforme dei tessuti sottostanti e, di conseguenza, a deformazioni muscolari (Wakeling et al., 2013; Franchi et al., 2018).

CAPITOLO 2 - ANALISI DELLA MORFOLOGIA MUSCOLARE

MUSCLE THICKNESS

Durante l'analisi della morfologia muscolare, uno dei parametri di rilevanza è la "Muscle Thickness" (MT), che rappresenta la distanza tra l'origine delle fibre muscolari più prossimali e l'inserzione delle fibre più distali (Franchi et al., 2017; Narici 1999). In altre parole, si tratta della misura della distanza tra l'aponeurosi profonda e quella superficiale di un muscolo. La MT costituisce un indicatore fondamentale della massa muscolare ed è utilizzata per valutare le risposte ipertrofiche locali a lungo termine causate dal resistance training, nonché per monitorare l'atrofia muscolare.

Per misurare la MT, vengono impiegati trasduttori ad ultrasuoni, posizionati in modo trasversale o longitudinale rispetto alla regione muscolare di interesse. Nel caso delle immagini acquisite longitudinalmente, la MT è calcolata attraverso la media di tre misurazioni effettuate nelle porzioni prossimale, centrale e distale dell'immagine ottenuta.

Un aspetto cruciale da considerare durante la valutazione della MT è la pressione applicata dall'operatore sulla pelle e sui tessuti sottostanti. Poiché il tessuto muscolare può subire deformazioni, una pressione eccessiva del trasduttore può influire negativamente sui valori misurati della MT, portando a una sottostima. Pertanto, è essenziale utilizzare una quantità adeguata di gel di trasmissione per garantire un miglior contatto acustico tra il trasduttore e la pelle, riducendo così l'impatto della pressione sulla misurazione (Franchi M. & Narici M., 2023).

CROSS SECTIONAL AREA FISIOLOGICA E ANATOMICA

Dalla misurazione dei parametri architetturici (lunghezza delle fibre e angolo di pennazione), possiamo ricavare la fisiologica sezione trasversa del muscolo (PCSA; ovvero la sezione che "taglia" tutte le fibre ad angolo retto). Nel caso di un muscolo a fibre parallele, la PCSA corrisponde alla ACSA, cioè la normale cross sectional area, solitamente misurata nel punto di massima circonferenza. La PCSA è direttamente proporzionale alla tensione tetanica massima generata dal muscolo e rappresenta la somma delle singole aree di sezione trasversale di tutte le fibre muscolari che compongono un muscolo (una maggiore area

trasversale generalmente corrisponde a una maggiore produzione di forza muscolare perché implica un maggior numero di fibre muscolari). Viene calcolata secondo l'equazione:

$$PCSA \text{ (mm}^2\text{)} = \frac{\text{muscle mass (g)} * \cosine \theta}{\rho \left(\frac{\text{g}}{\text{mm}^3}\right) * \text{fiber length(mm)}}$$

Figura 2: Equazione per il calcolo della PCSA, verificata sperimentalmente da Powell et al.

dove ρ rappresenta la densità muscolare (che nei muscoli dei mammiferi è 1.056 g/cm³), mentre θ rappresenta l'angolo di pennazione. Questa equazione descrive un'area perché divide il volume muscolare (muscle/density) per la lunghezza delle fibre. Dato che le fibre muscolari sono orientate ad un angolo rispetto all'asse di generazione della forza, viene incluso anche il coseno dell'angolo di pennazione perché non tutta la forza generata dalla fibra si trasmette al tendine.

L'ACSA si riferisce a un parametro fondamentale utilizzato per quantificare le dimensioni o lo spessore di un muscolo. Dal punto di vista scientifico, l'area trasversale di un muscolo viene tipicamente misurata in unità quadrate, come centimetri quadrati (cm²) o millimetri quadrati (mm²). Rappresenta l'area totale racchiusa dalle fibre muscolari e dai tessuti connettivi associati quando viene osservata in una fetta trasversale. Per misurare l'area trasversale in modo accurato, si utilizzano tecniche di imaging come l'ecografia (EFOV), la risonanza magnetica (MRI) o l'analisi istologica. Inoltre, sebbene l'ACSA muscolare venga di solito acquisita nel punto in cui si può ottenere il picco dell'ACSA (di solito intorno alla parte centrale del gruppo muscolare, come nel caso del quadricipite), possono essere effettuate scansioni multiple a diverse lunghezze muscolari, utili per ottenere informazioni sulla distribuzione regionale della massa muscolare e per valutare le variazioni regionali dell'ACSA durante studi longitudinali in situazioni di carico o scarico.

Questa misurazione è cruciale per comprendere gli aspetti funzionali e biomeccanici dei muscoli scheletrici. Inoltre, è un parametro fondamentale per comprendere la funzione

muscolare, la crescita muscolare (ipertrofia) e l'atrofia muscolare (deperimento) in contesti diversi, come le prestazioni sportive e la riabilitazione (Franchi M. & Narici M., 2023).

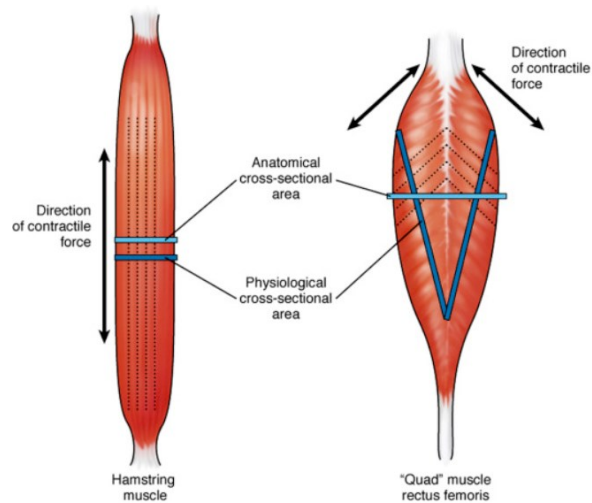


Figura 3: Physiological cross sectional area e anatomical cross-sectional area. TRATTO DAL WEB (<https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/pennate-muscle>).

MUSCLE-ELECTRODE DISTANCE (MED)

La MED è stata utilizzata come indice del tessuto adiposo (grasso) tra il muscolo e l'elettrodo di registrazione da Oliveira et al. (2022) e, più specificamente, consiste nel tessuto adiposo sottocutaneo, nella pelle e nell'aponeurosi superficiale del muscolo.

Per misurare la MED, viene utilizzato l'ultrasound, posizionando il trasduttore longitudinalmente rispetto alla regione muscolare di interesse. La MED è misurata in 3 punti, nelle porzioni prossimale, centrale e distale dell'immagine ottenuta (Oliveira et al., 2022).

CAPITOLO 3 - HIGH DENSITY EMG

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

La Surface Electromyography (sEMG) è una tecnica non invasiva per misurare l'attività muscolare mediante elettrodi superficiali posizionati sulla pelle. Questa tecnica fornisce informazioni sulla fatica muscolare e sui pattern temporali di attivazione e disattivazione dei muscoli. Per questo motivo, è particolarmente adatta per gli studi che investigano l'analisi del movimento, le scienze dello sport, la ricerca sulla riabilitazione e l'ergonomia. La sEMG è anche utilizzata a scopo diagnostico, soprattutto nei pazienti con disturbi neuromuscolari, poiché la procedura è meno dolorosa rispetto all'elettromiografia con ago. Tuttavia, quando registrata con il classico montaggio bipolare, l'ampiezza delle informazioni sEMG è fortemente influenzata dalla posizione degli elettrodi di registrazione (Raez et al., 2006). Inoltre, le registrazioni bipolari sono caratterizzate da una rappresentazione inappropriata dell'attività muscolare quando il volume di acquisizione non consente di raccogliere segnali da quantità rappresentative delle unità motorie attive, manca di selettività e presenta problemi legati alle interferenze basate sulla distanza tra gli elettrodi scelti. Questi fattori possono limitare la quantità di informazioni fisiologiche che possono essere estratte dalle registrazioni sEMG. In particolare, la scarsa selettività dei sistemi sEMG bipolari porta a una rappresentazione dell'attività muscolare solo da un punto di vista globale, ignorando il suo comportamento spazio-temporale (Drost et al., 2006).

SURFACE HIGH DENSITY ELECTROMYOGRAPHY

Con lo sviluppo dell'High-Density Surface Electromyography (HDsEMG), una tecnica che utilizza più elettrodi disposti vicini su un muscolo o un gruppo di muscoli, è diventato possibile campionare l'attività elettrica muscolare su una superficie più ampia ed estrarre informazioni a livello di singola unità motoria (MU). La registrazione e l'elaborazione dei segnali HDsEMG in uno spazio bidimensionale possono superare alcuni dei limiti degli approcci a singolo canale, consentendo la quantificazione delle proprietà spaziali e temporali dell'attività elettrica muscolare. Inoltre, utilizzando griglie di elettrodi, la selettività del sistema aumenta e ciascun potenziale d'azione dell'unità motoria è rappresentato come un profilo spazio-temporale della corrispondente MU. Tutto ciò consente lo studio di

informazioni più dettagliate come la localizzazione della zona di innervazione, la mappatura della propagazione dei potenziali d'azione dell'unità motoria dalla zona di innervazione ai tendini, la stima della velocità di conduzione delle fibre muscolari, nonché la lunghezza e l'orientamento delle fibre stesse. Inoltre, se la griglia è allineata con la direzione delle fibre muscolari, la distribuzione spaziale del potenziale mantiene una forma simile durante la propagazione, e pertanto è possibile valutarne la sua velocità di conduzione. Con l'elettromiografia con ago, non è altrettanto facile investigare queste proprietà, pertanto la HDsEMG può fornire informazioni relative allo stato fisiologico o patologico del sistema neuromuscolare. Le registrazioni HDsEMG consentono anche l'indagine del reclutamento e la scomposizione del segnale in potenziali d'azione delle singole unità motorie costituenti, mediante l'ausilio di algoritmi automatizzati di scomposizione del segnale (Merletti et al., 2008).

Quando si utilizzano griglie composte da più elettrodi, un aspetto importante riguarda le impedenze di contatto elettrodo-pelle, che devono essere basse, stabili nel tempo e simili tra un elettrodo e l'altro. È necessaria una preparazione adeguata e accurata della pelle. A questo scopo, la progettazione delle griglie di elettrodi è stata progressivamente migliorata grazie alla tecnologia dei circuiti stampati flessibili in cui gli elettrodi sono incorporati in gomma siliconica flessibile. Queste griglie consentono un contatto elettrodo-pelle più stabile grazie all'uso di una pasta conduttiva interposta tra la pelle e la griglia (Merletti et al., 2008).



Figura 4: Un'immagine della matrice adesiva semi riutilizzabile con 64 elettrodi.

Rispetto all'elettromiografia con ago, con gli elettrodi superficiali la distanza e il tessuto interposto tra la pelle e le fibre muscolari agiscono come un filtro che riduce le componenti ad alta frequenza del segnale EMG e, di conseguenza, l'ampiezza. Questo problema intrinseco ha limitato l'applicabilità diagnostica della sEMG. Tuttavia, lo sviluppo dell'analisi delle informazioni spazio-temporali fornite dalle griglie di elettrodi ha aumentato l'applicabilità del metodo EMG superficiale.

L'uso di elettrodi ad alta densità per l'sEMG (HDsEMG) fornisce informazioni spaziali sufficienti per distinguere i potenziali d'azione delle singole unità motorie (UM). Esiste, però, una grande variabilità nel numero di UM identificate tra i soggetti, con risultati che vanno da 1 a circa 30 MU rilevate. Inoltre, il numero di UM identificate tende a diminuire con l'aumento dei livelli di forza (Oliveira et al., 2022).

SIGNAL DECOMPOSITION

La decomposizione del segnale nell'HDsEMG è il processo chiave. Utilizzando algoritmi e tecniche di analisi del segnale, si cerca di separare l'attività elettrica dei singoli motoneuroni (unità motorie) presenti nel muscolo. Questo è un compito complesso poiché i segnali provenienti da diversi motoneuroni si sovrappongono.

Una volta decomposti, i segnali vengono analizzati per ottenere informazioni dettagliate sull'attività neuromuscolare. Questo può includere la determinazione della frequenza di scarica dei motoneuroni, la forza relativa delle diverse unità motorie e la valutazione dell'attività muscolare durante varie attività motorie.

Lo spessore e le proprietà dei tessuti tra le fibre muscolari e gli elettrodi di registrazione (tessuto sottocutaneo) sono anche potenziali fattori di influenza per la decomposizione EMG. Lo strato sottocutaneo agisce come un filtro passa-basso, che riduce le differenze nelle forme d'onda del potenziale d'azione delle unità motorie MUAP. Poiché le forme d'onda del MUAP variano in base alla posizione delle UM, la distribuzione dei territori delle UM all'interno del muscolo potrebbe influenzare le prestazioni degli algoritmi di decomposizione. Infine, le dimensioni del muscolo (cioè l'area trasversale anatomica) e l'area trasversale (CSA) delle singole fibre muscolari potrebbero influenzare anche la distribuzione spaziale dei dati HDsEMG, a causa della relazione lineare tra il diametro delle fibre muscolari e l'ampiezza dei potenziali d'azione delle fibre (Oliveira et al., 2022).

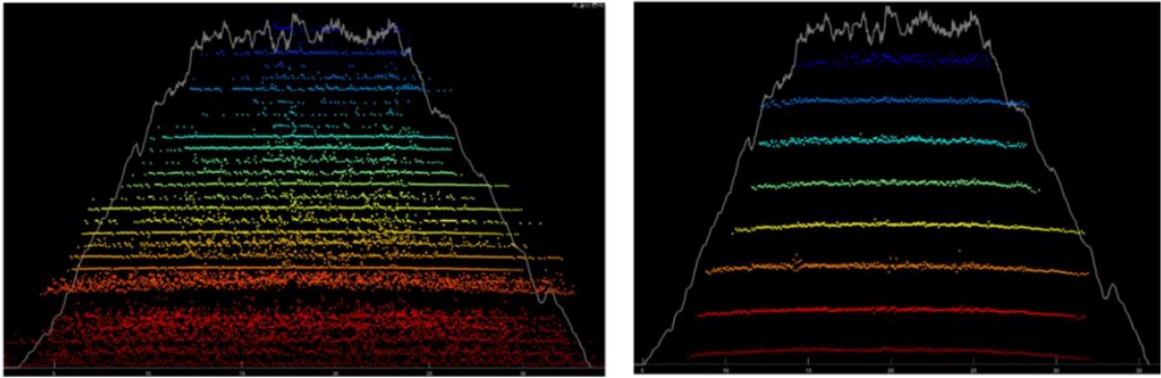


Figura 5: A sinistra, un file HDsEMG decomposto ma non ancora processato, in cui ogni colore rappresenta un'unità motoria identificata dall' algoritmo. A destra, possiamo apprezzare le unità motorie in seguito al processing basato sull' ispezione visiva e correzione di tutte le unità motorie inizialmente decomposte.

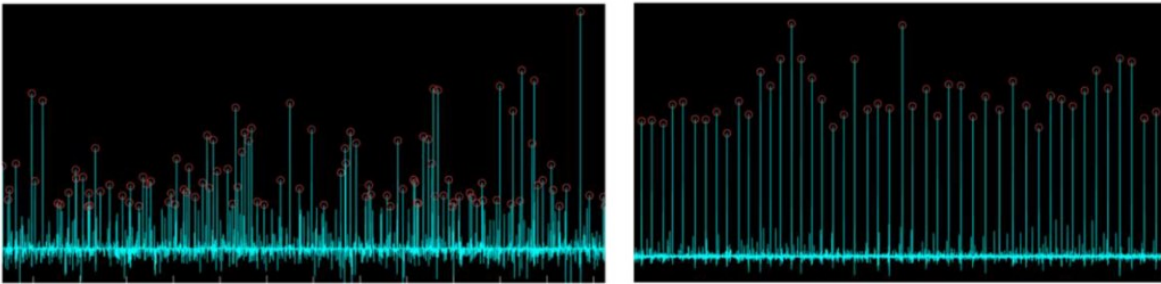


Figura 6: A sinistra, possiamo apprezzare alcuni spari di un'unità motoria analizzata. A destra, abbiamo la stessa unità motoria ma in seguito al processo di ispezione visuale e correzione effettuata secondo le linee guida di Del Vecchio et al., (2020).

CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI

INTRODUZIONE ALLO STUDIO

Nello studio sono stati reclutati 46 volontari (attraverso conoscenza diretta, locandine, social media). I partecipanti sono stati sottoposti ad un questionario conoscitivo per valutare eventuali motivi di esclusione dallo studio. I dati richiesti sono stati età (compresa tra i 18 e 30 anni), statura e peso, se stessero praticando o avessero recentemente praticato sport o allenamento in palestra e se avessero patologie diagnosticate e/o subito interventi chirurgici. Considerando lo scopo dello studio, indagare quali siano le variabili antropometriche che influenzano la decomposizione del segnale nell'HDsEMG, un motivo di esclusione (per evitare altre variabili) era l'assenza di patologie e/o problematiche fisiche che potessero influenzare la composizione corporea. Soddisfatti i criteri di inclusione i soggetti sono stati reclutati e sono state effettuate le valutazioni neuromuscolari (di forza e con HDsEMG), della composizione corporea e della morfologia muscolare.

REGISTRAZIONE E ANALISI DEI SEGNALI DI FORZA E HDsEMG

TEST NEUROMUSCOLARE

La valutazione neuromuscolare prevedeva l'esecuzione di contrazioni massime volontarie (MVC) e di una serie di contrazioni sub-massimali isometriche (% MVC). L'MCV permette di misurare la massima forza volontaria isometrica durante l'estensione del ginocchio dell'arto testato (dominante). Durante ogni MVC è stato chiesto al partecipante di esprimere la massima forza possibile estendendo il ginocchio massimamente in 1 secondo e di mantenere la contrazione per 3-5 secondi (durante questo task il partecipante era incoraggiato verbalmente dagli sperimentatori).



Figura 7: Il dinamometro isometrico utilizzato nello studio durante il protocollo per la valutazione neuromuscolare per misurare la forza volontaria isometrica (massimale e sub-massimale) in estensione di ginocchio, concomitante alla registrazione del segnale HDsEMG.

Nello specifico, i partecipanti erano seduti sul dinamometro con il tronco appoggiato ad uno schienale rigido ($\sim 90-100^{\text{deg}}$ rispetto all'anca), e con il ginocchio dell'arto dominante flessso a $110-120^{\text{deg}}$ (180^{deg} ginocchio completamente esteso), a sua volta connesso in serie con una cella di carico (Kraftaufnehmer Type S9). Per evitare possibili compensi, i partecipanti erano fissati al dinamometro con strap a velcro a livello di caviglia, coscia, anche e spalle. Una volta definito il set up individuale, sono stati posizionati gli elettrodi HDsEMG.



Figura 8: Il set up sperimentale sul dinamometro isometrico e la cella di carico (Kraftaufnehmer Type S9) utilizzata per acquisire il segnale di forza.

Dopo una serie di contrazioni di riscaldamento (3X50%, 3X75%, 1X90% MVC percepita), ai partecipanti è stato chiesto di generare la massima forza volontaria isometrica nell'estensione del ginocchio. Si è richiesto loro di esercitare "la massima forza possibile entro un secondo e di mantenerla per circa tre secondi". Ogni partecipante ha eseguito tra 3 e 5 tentativi massimali con un intervallo di circa 60 secondi tra i tentativi. La massima forza registrata, nota come massima forza volontaria isometrica (MViF), è stata utilizzata per stabilire l'intensità delle successive contrazioni sub-massimali eseguite come percentuale della MViF massima.

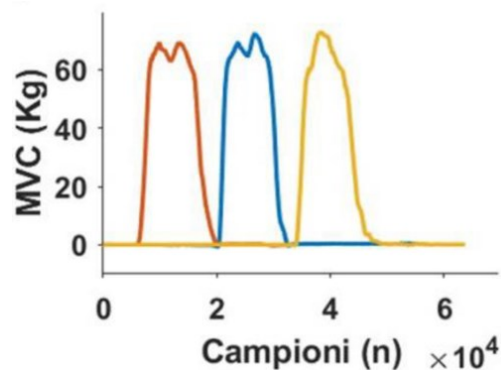


Figura 9: Un esempio delle massime contrazioni volontarie isometriche (MVC).

Successivamente, dopo 5 minuti di pausa dalle MVC, i partecipanti sono stati sottoposti a una serie di prove che consistevano in rampe trapezoidali ad intensità sub-massimale (8 contrazioni trapezoidali a 4 diverse intensità (2 x 15%, 35%, 50%, 70% MVC). Ogni prova comprendeva tre fasi distintive: una fase ascendente, caratterizzata da un aumento lineare della forza fino al livello target predefinito (fase di reclutamento delle UM), seguita da una fase di stabilizzazione di 10 secondi, durante la quale dovevano mantenere una forza costante al livello del target predefinito, e, infine, una fase discendente con un ritorno lineare ai livelli di forza iniziali (fase di de reclutamento delle UM). La velocità di sviluppo della forza, cioè il tasso di aumento del 5% della MVIF al secondo, è stata costantemente mantenuta (ad esempio, la fase ascendente della rampa per la prova al 15% della MVIF durava 3 secondi, mentre per la prova al 70% durava 14 secondi). Durante queste prove, ai partecipanti è stato chiesto di seguire attentamente una traccia di forza proiettata su uno schermo posto di fronte a loro. Le prove sono state presentate in modo casuale per ridurre al minimo l'effetto della fatica neuromuscolare sulla performance. Ogni partecipante ha eseguito due prove per

ciascun livello di forza, con un periodo di recupero di 2-3 minuti tra le prove. L'utilizzo di questi diversi livelli di forza ha permesso di esaminare il comportamento, le caratteristiche e gli eventuali adattamenti delle unità motorie nell'intero intervallo di reclutamento volontario del muscolo vasto laterale. Inoltre, l'uso del paradigma di contrazione trapezoidale ha consentito di analizzare gli stessi parametri nelle diverse fasi della contrazione, ossia durante la fase di reclutamento (ascendente), la fase di mantenimento (stabilizzazione della forza) e la fase di rilascio (discendente).

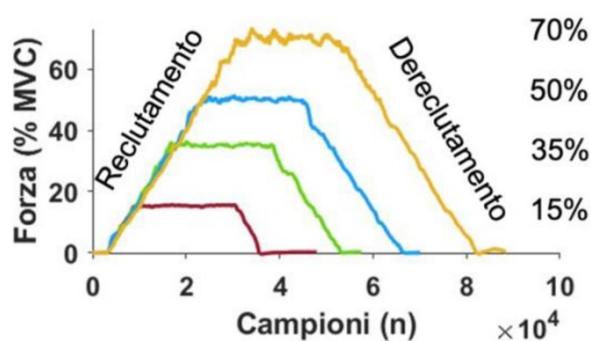


Figura 10: Un esempio delle rampe trapezoidali, ogni colore indica un diverso livello di forza (15%,35%,50%,70% MVC).

REGISTRAZIONE DEL SEGNALE DI FORZA

Il segnale di forza derivante dalla cella di carico, in formato analogico, è stato oggetto di amplificazione e campionamento a una frequenza di 2048 Hz. Successivamente, è stato convertito in formato digitale mediante l'utilizzo di un amplificatore multicanale (EMG-Quattrocento, OT Bioelettronica, Torino, Italia). Questo stesso amplificatore è stato impiegato per sincronizzare il segnale di forza con il segnale elettromiografico alla sua fonte.



Figura 11: L'amplificatore di segnali bioelettrici con 400 canali utilizzato per amplificare e registrare i segnali elettromiografici di superficie dal muscolo vasto laterale durante l'estensione di ginocchio isometrica.

Parallelamente, il software OTBiolab+ è stato impiegato per la visualizzazione dei segnali e per fornire un feedback visivo ai partecipanti durante l'intero corso delle prove.

Una volta acquisiti i dati, il segnale di forza è stato sottoposto a un processo di elaborazione offline mediante il software Matlab. In questo processo, il segnale originariamente espresso in millivolt (mV) è stato convertito in unità di misura del peso, ovvero il chilogrammo (kg). Inoltre, è stato effettuato l'adeguamento dell'offset per ciascuna delle prove. Al fine di migliorare la qualità del segnale, è stato applicato un filtro passa-basso di quarto ordine con una frequenza di taglio di 15 Hz.

Successivamente, i dati relativi alle due prove di rampa eseguite per ciascun livello di intensità da parte di ogni partecipante sono stati oggetto di mediazione. Questa procedura è stata adottata al fine di analizzare in dettaglio il comportamento, le caratteristiche e le eventuali modifiche riscontrate nelle unità motorie identificate.

REGISTRAZIONE E ANALISI DEL SEGNALE HDsEMG

Per l'analisi mioelettrica durante le contrazioni volontarie del muscolo vasto laterale è stato impiegato un sistema di registrazione avanzato. Per essere precisi, abbiamo utilizzato una matrice di 64 elettrodi disposti in 13 colonne e 5 righe, con un diametro degli elettrodi di 1 mm e una distanza interelettrodica di 8 mm, fornita dalla OT Bioelettronica di Torino, Italia. Per garantire una posizione ottimale della matrice, abbiamo utilizzato l'ecografia muscolare per identificare sia il profilo del ventre muscolare del vasto laterale, sia l'orientamento anatomico dei fascicoli muscolari. Prima di applicare la matrice sulla superficie muscolare, abbiamo eseguito una preparazione della cute che comprendeva depilazione, scrub esfoliante e pulizia con alcool al 70% (etanolo), con il fine di ridurre l'impedenza della pelle. La matrice è stata quindi posizionata superficialmente sul ventre del muscolo vasto laterale tramite foam biadesivi monouso, riempiti con pasta conduttiva (SpesMedica, Battipaglia, Italia) per ottimizzare il contatto tra la cute e gli elettrodi, facilitando così la registrazione dei segnali HDsEMG. Il punto di riferimento per la matrice è stato posizionato sulla rotula dell'arto dominante testato, mentre il riferimento del partecipante è stato posizionato sulla tuberosità tibiale.

Il segnale elettromiografico generato durante le prove sub-massimali è stato amplificato 150 volte e campionato a una frequenza di 2048 Hz utilizzando un amplificatore di segnali bioelettrici (EMG-Quattrocento, OT Bioelettronica, Torino, Italia). Analogamente al segnale di forza, il segnale mioelettrico è stato registrato tramite il software OTBioLab+ e successivamente elaborato offline.

Per migliorarne la qualità, il segnale elettromiografico è stato registrato in configurazione monopolare e sottoposto a un filtro Butterworth di secondo ordine con una banda passante compresa tra i 20 e i 500 Hz prima di procedere alla sua decomposizione. Questa decomposizione, basata su un algoritmo validato noto come "blind source separation - DEMUSE," ci ha consentito di separare accuratamente e ripetutamente il contributo individuale delle diverse unità motorie che hanno contribuito alla formazione del segnale elettromiografico, che rappresenta nient'altro che la somma algebrica dei contributi delle diverse unità motorie attivate nei singoli treni di spari (Farina & Holobar, 2016; Holobar & Zazula, 2007; Negro et al., 2016). La decomposizione del segnale HDsEMG ha reso possibile l'identificazione delle singole unità motorie attivate in modo volontario dai partecipanti durante i compiti isometrici richiesti, attraverso un approccio completamente non invasivo. Ogni unità motoria identificata è stata attentamente esaminata visualmente e questo processo, seppur cronologicamente impegnativo, è stato cruciale per garantire l'attendibilità delle unità motorie oggetto di studio, permettendo di scrutinare i risultati della decomposizione e, se necessario, correggere o eliminare le duplicazioni. L'intera procedura è stata eseguita in conformità con le direttive stabilite dalla letteratura scientifica (Del Vecchio et al., 2020).

Come indicatore dell'accuratezza della decomposizione, è stato utilizzato il pulse-to-noise ratio (PNR). Maggiore è il PNR di un'unità motoria, maggiore è la sua precisione. Di conseguenza, in questo studio, dopo l'esame visuale dei risultati della decomposizione, sono state incluse nell'analisi solo le unità motorie con un PNR superiore a 26 dB.

VALUTAZIONE DELLA BODY COMPOSITION

ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA MEDIANTE BIA

La misurazione della composizione corporea è stata effettuata sul lettino della DXA seguendo l'ordine BIA e poi DXA.

La BIA (BIVA PRO 101. AKERN, Italia) è stata eseguita utilizzando la funzione regional. Il soggetto è stato fatto sdraiare in una posizione confortevole e si sono aspettati tre minuti prima di effettuare la misurazione. Successivamente, sono stati applicati gli elettrodi sulla pelle (asciutta e priva di grasso) del metatarso e del metacarpo sia dell'emisoma destro che sinistro, mantenendo una distanza di 5 cm tra ciascun elettrodo. L'intera analisi è stata completata in circa 60 secondi. L'analisi dei dati è stata poi effettuata con il software Bodygram (AKERN, Italia).



Figura 12: Il bioimpedenziometro BIVA PRO 101 utilizzato per l'analisi.

Dalla misurazione mediante BIA verranno presi in considerazione i dati relativi a:

- Fat mass (%).
- Free fat mass (kg).

Al termine della BIA, si tolgono gli elettrodi e si procede con la DXA.

ANALISI DELLA COMPOSIZIONE CORPOREA MEDIANTE DXA

La DXA (Horizon Wi S/N 301259M, HOLOGIC) è stata effettuata con il soggetto disteso in una posizione standardizzata, omero e femore intraruotati e con i piedi mantenuti in posizione da un blocco. L'analisi è stata eseguita Whole Body, e l'intera procedura è durata circa 8 minuti.

Dall'analisi della DXA verranno presi in considerazione i dati relativi a:

- Fat mass (%).
- Fat mass right leg (%).
- Lean mass right leg (kg).



Figura 13: La DXA Horizon utilizzata per l'analisi.

VALUTAZIONE DELLA MORFOLOGIA MUSCOLARE

Per quanto riguarda la valutazione della morfologia muscolare, si è utilizzato un ecografo (Toshiba, Xario 100) per estrapolare l'immagine trasversale del quadricipite e l'immagine longitudinale del vasto laterale.

Per la CSA il protocollo prevedeva il posizionamento del soggetto su un lettino e la successiva individuazione del 50% della coscia (ottenuto misurando la distanza tra il gran trocantere e il punto medio della patella e dividendo la distanza per metà). Individuato il 50% si chiedeva al paziente di rilassare l'arto e l'operatore procedeva prendendo due

immagini trasversali, grazie all'impostazione panoramica dell'ecografo. Al termine le immagini sono state analizzate attraverso il software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) andando ad individuare l'area di vasto laterale, vasto mediale, vasto intermedio e retto del femore.

Per quanto riguarda invece la Muscle thickness e la MED, il protocollo prevedeva la registrazione di 2 immagini durante la valutazione per il posizionamento del HDsEMG secondo la direzione dei fascicoli. Al termine le immagini sono state analizzate attraverso il software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) e sono state effettuate per entrambe le componenti tre misurazioni nelle porzioni prossimale, centrale e distale dell'immagine ottenuta.

Dell'analisi ecografica verranno presi in considerazione i dati relativi alla CSA, Muscle Thickness e MED del muscolo vasto laterale.

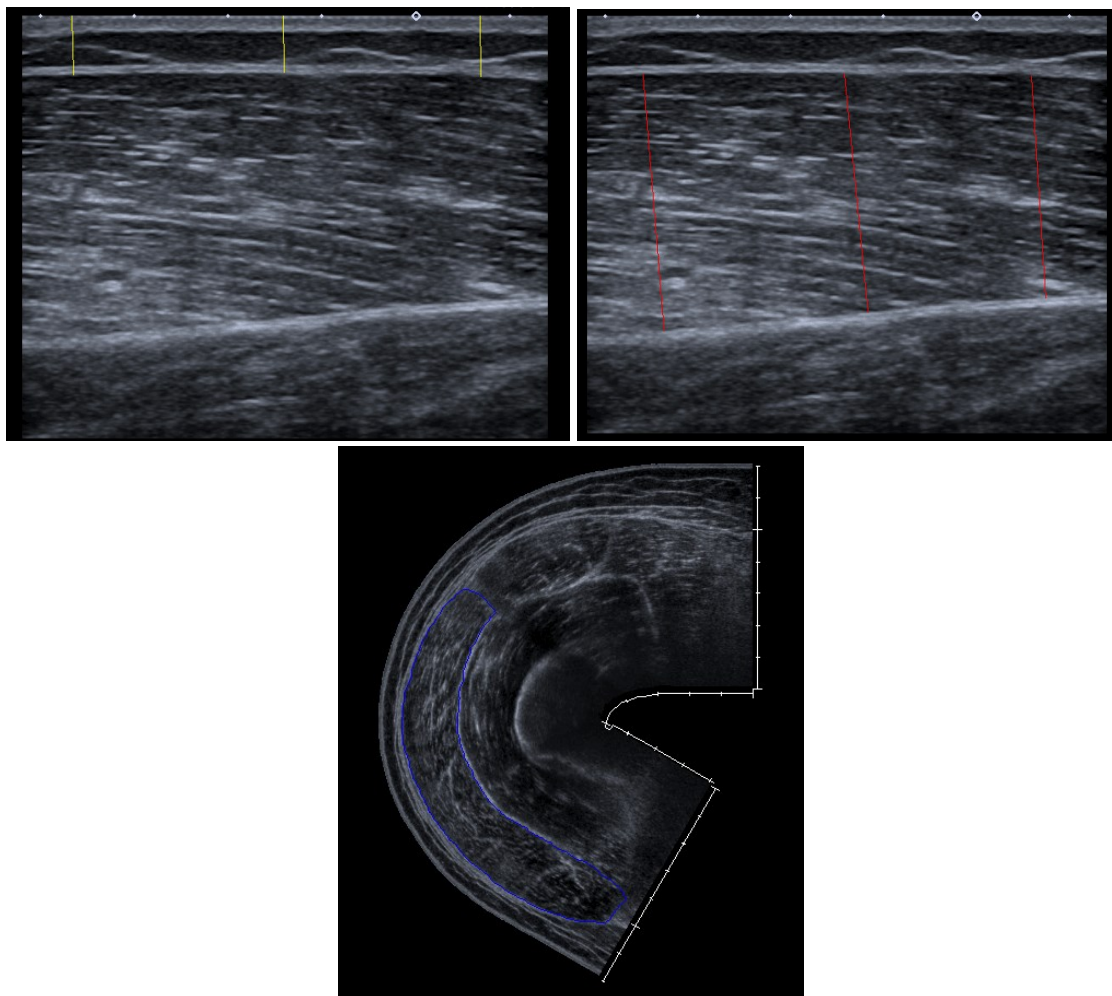


Figura 14: In giallo la MED, in rosso la Muscle Thickness e in blu la CSA del muscolo vasto laterale

ANALISI STATISTICA

L'analisi statistica è stata effettuata con l'utilizzo del software JASP (University of Amsterdam). I grafici rappresentativi dei risultati sono stati fatti con GraphPad Prism 9.

È stata controllata la normalità del dataset con il Shapiro – Wilk test. In caso di violazione è stata svolta l'analisi di correlazione tra il numero di UM (variabile dipendente, y) e le altre variabili della composizione corporea (variabile indipendente, x) con la rho di Spearman. In caso di correlazione significativa ($p < 0.05$) l' R^2 delle rette di regressione è stato calcolato.

CAPITOLO 5 – RISULTATI

FEATURES	
Numerosità	n=46
% Maschi	91.30
% Femmine	8.70
Età (anni)	23.80 ± 3.00
GPAQ (MET totali)	2931.42 ± 2315.00
UM 15%	8.97 ± 4.44
UM 35%	7.81 ± 4.48
UM 50%	6.91 ± 4.69
UM 70%	5.64 ± 3.96
BMI (Kg·m ⁻²)	22.60 ± 2.56
MED (cm)	0.64 ± 0.17
% FAT MASS DXA	22.79 ± 4.38
% FAT MASS RL DXA	24.57 ± 5.31
% FAT MASS BIA	18.68 ± 4.80
LEAN MASS RIGHT LEG DXA (Kg)	9.02 ± 1.13
FREE FAT MASS BIA	56.01 ± 6.11
CSA VL (cm ²)	24.43 ± 4.57
Muscle Thickness VL (cm)	2.40 ± 0.39

Tabella 1: Descrizione della variabilità dell'intero campione (n = 46). I dati sono presentati come media ± deviazione standard.

Numero totale di unità motorie identificate	1322
---	------

Tabella 2: Numero totale di unità motorie identificate.

CORRELAZIONI

È stata fatta una correlazione nella quale viene preso in considerazione l'indice di Spearman, perché si tratta di dati non parametrici, come indicato dal test Shapiro-Wilk ($p < .001$).

UNITÀ MOTORIE	15%		35%		50%		70%	
Numero di UM	413		344		311		254	
VARIABILI	Spearman(ρ)	p-value	Spearman(ρ)	p-value	Spearman(ρ)	p-value	Spearman(ρ)	p-value
BMI (Kg·m ⁻²)	-0.114	0.451	-0.201	0.191	-0.028	0.855	-0.092	0.548
LEAN MASS RIGHT LEG DXA (Kg)	0.218	0.146	0.268	0.079	0.351*	0.018	0.256	0.089
FREE FAT MASS BIA (Kg)	0.251	0.093	0.248	0.105	0.320*	0.032	0.292	0.051
% FAT MASS DXA	-0.370*	<.011	-0.420**	0.005	-0.213	0.160	-0.177	0.246
% FAT MASS RL DXA	-0.590***	<.001	-0.760***	<.001	-0.567***	<.001	-0.472**	0.001
% FAT MASS BIA	-0.422**	0.003	-0.479**	0.001	-0.191	0.209	-0.409**	0.005
MED (cm)	-0.648***	<.001	-0.684***	<.001	-0.632***	<.001	-0.445**	0.002
CSA VL (cm ²)	-0.201	0.213	-0.182	0.268	-0.008	0.963	-0.016	0.920
Muscle Thickness VL (cm)	-0.127	0.401	0.131	0.396	0.249	0.099	0.275	0.067

Tabella 3: Correlazioni tra unità motorie individuate e variabili considerate.

Dall'analisi dei dati ottenuti in laboratorio (Tabella 3) possiamo vedere che il BMI non si correla con nessuna delle unità motorie identificate a nessuna rampa. Questo ci indica che lo stesso non sia un parametro predittivo delle unità motorie che possiamo individuare in un soggetto. È invece perfettamente chiaro come vi sia una fortissima correlazione negativa, statisticamente significativa, tra le unità motorie trovate al 15%,35%, 50%,70% e la MED. Questo ci porta a pensare che possa essere il parametro forte nel prevedere le unità motorie che possiamo identificare in un soggetto. La % FAT MASS RL DXA presenta anch'essa una fortissima correlazione negativa con le unità motorie trovate al 15%,35%, 50%,70%. Questo risultato rafforza l'ipotesi che lo spessore del pannicolo sottocutaneo giochi un ruolo fondamentale nella decomposizione del segnale. La % FAT MASS BIA presenta una correlazione negativa, statisticamente significativa, con le unità motorie trovate al 15%, 35% e 70 %, e questo ci porta a pensare che la % di grasso del soggetto possa predire la probabilità di trovare UM in quel determinato soggetto. Non risulta però significativa al 50%, questo pensiamo sia dovuto alla variabilità campionaria. La % FAT MASS DXA presenta una correlazione negativa, statisticamente significativa, con le unità motorie trovate al 15% e 35%, mentre non si correla con le unità motorie trovate al 50% e 70%. LEAN MASS RIGHT LEG DXA e FREE FAT MASS BIA si correlano positivamente con le unità motorie trovate al 50%, mentre non si correlano con le altre. Questo ci porta ad escludere la massa magra

come parametro predittivo delle unità motorie che possiamo individuare in un soggetto. CSA VL e MUSCLE THICKNESS VL non si correlano con nessuna delle unità motorie identificate a nessuna rampa. Questo rafforza l'ipotesi che la massa magra e lo spessore muscolare non siano dei parametri predittivi delle unità motorie che possiamo individuare in un soggetto.

REGRESSIONE LINEARE

Nella regressione lineare il BMI non risulta relazionato alle unità motorie decomposte al 15%, 35%, 50% e 70% della MVC.

% FAT MASS DXA

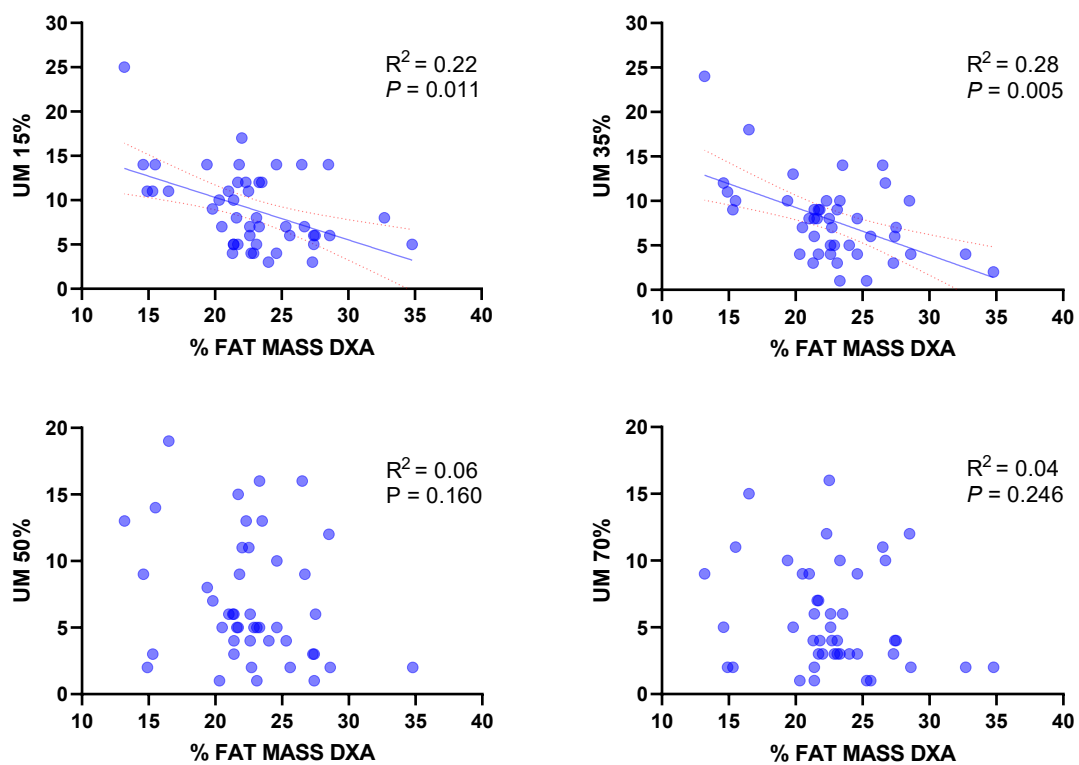


Figura 15: Regressione lineare tra UM alle diverse intensità e % FAT MASS DXA

Nella regressione lineare la percentuale di massa grassa totale, rilevata con la DXA, risulta relazionata negativamente alle unità motorie decomposte al 15% e al 35% della MVC. Al 50% della MVC perdiamo questa relazione (Figura 15).

% FAT MASS BIA

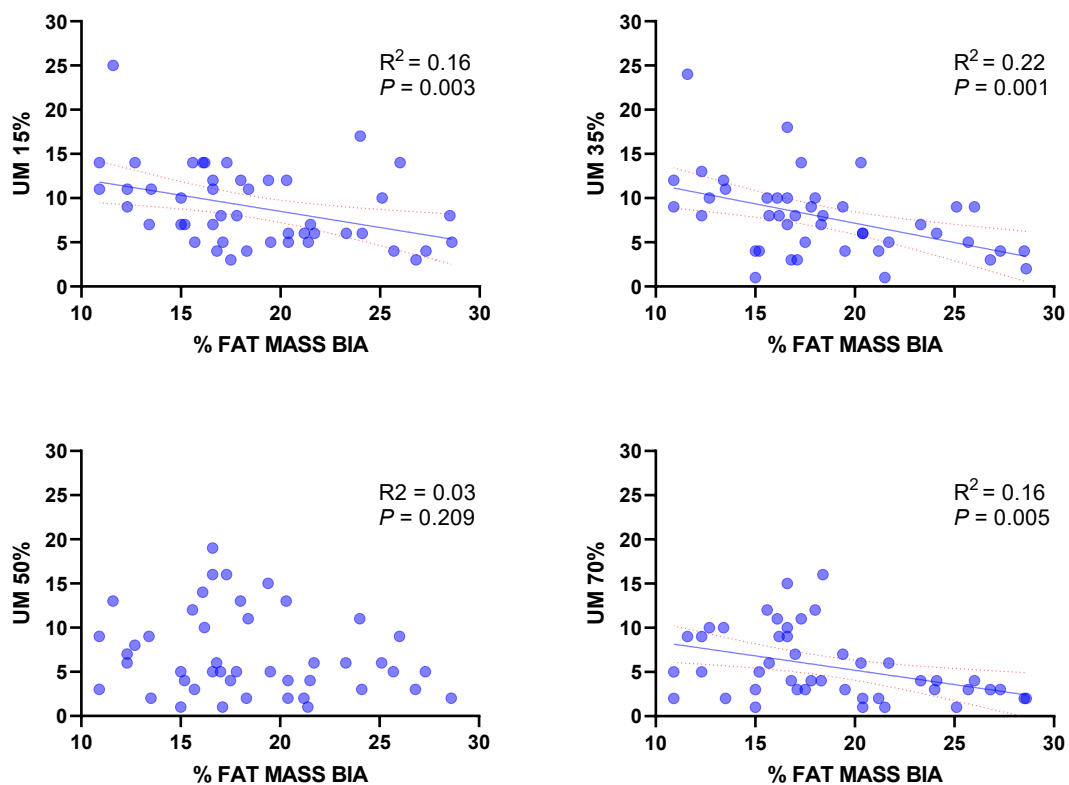


Figura 16: Regressione lineare tra UM alle diverse intensità e % FAT MASS BIA.

Nella regressione lineare la % di massa grassa totale, rilevata con la BIA, risulta relazionata negativamente alle unità motorie decomposte al 15%, 35% e 70% della MVC. Al 50% della MVC perdiamo questa relazione (Figura 16).

% FAT MASS RIGHT LEG DXA

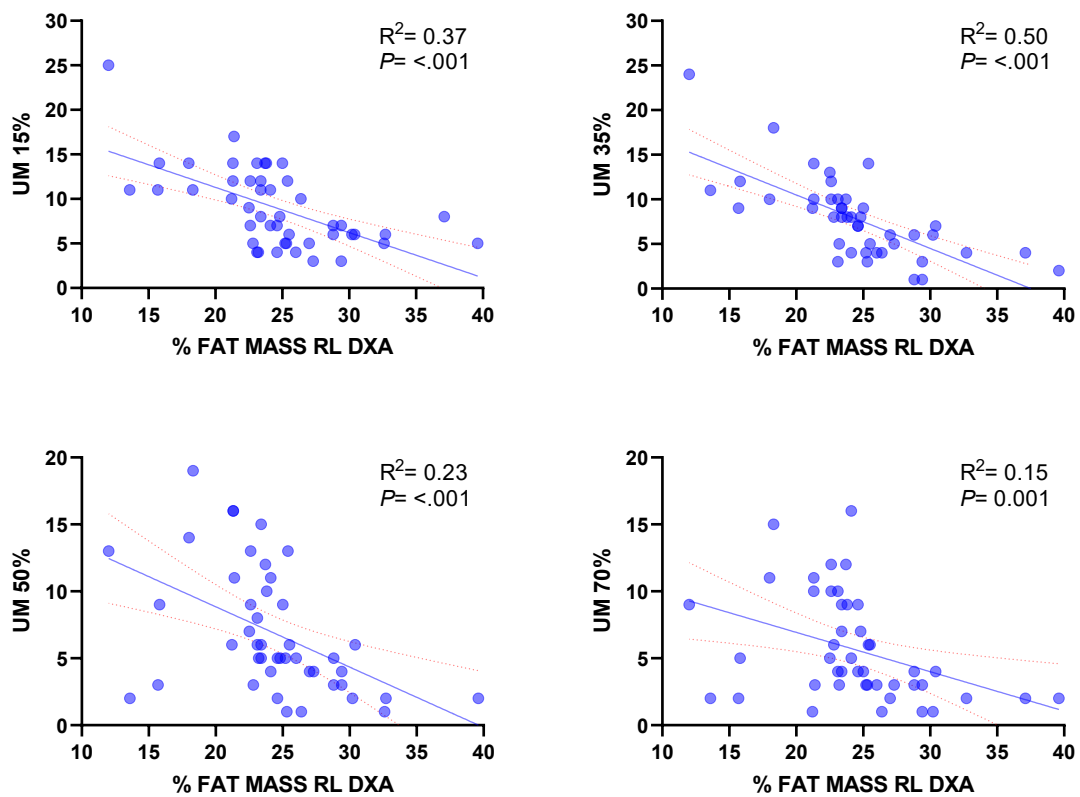


Figura 17: Regressione lineare tra UM alle diverse intensità e % FAT MASS RIGHT LEG DXA.

Nella regressione lineare la percentuale di massa grassa della gamba testata, rilevata mediante DXA, risulta relazionata negativamente al numero di unità motorie decomposte (Figura 17).

MED

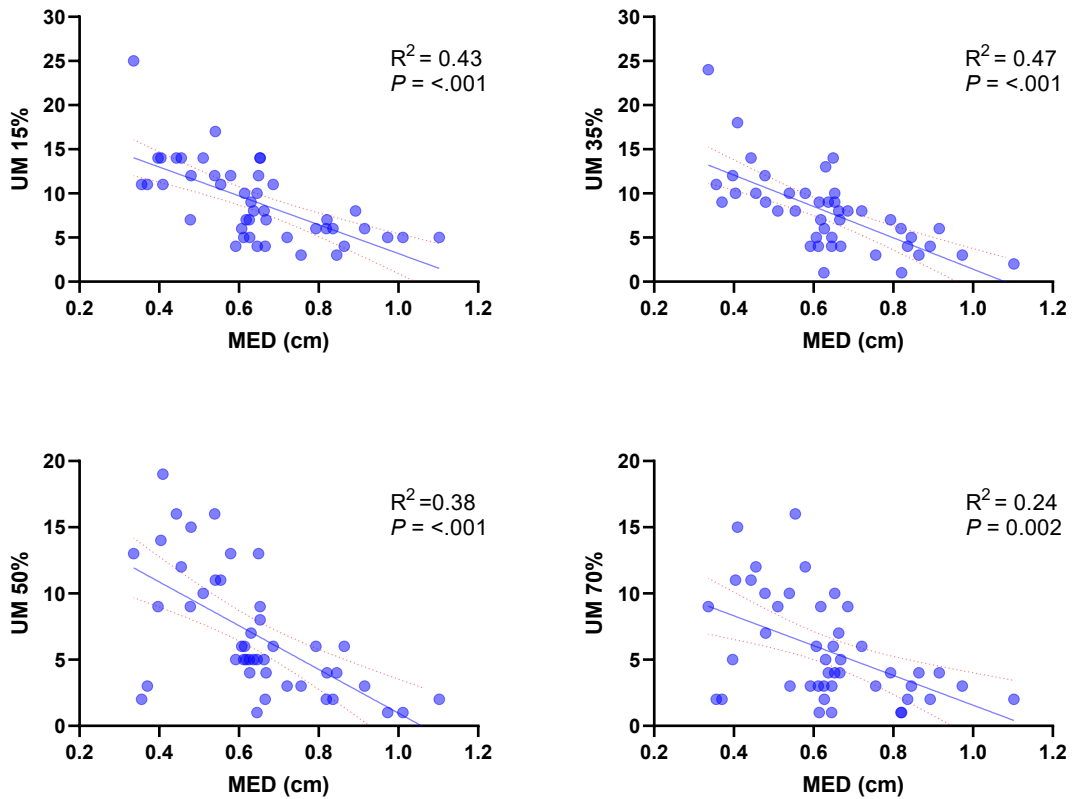


Figura 18: Regressione lineare tra UM alle diverse intensità e MED.

Nella regressione lineare la distanza tra gli elettrodi e il muscolo (comprende quindi il derma, il pannicolo adiposo sottocutaneo e l'aponeurosi superficiale del vasto laterale) risulta relazionata negativamente alle unità motorie decomposte (Figura 18).

Infine, nella regressione lineare la CSA e la Muscle Thickness del muscolo vasto laterale non risultano relazionati alle unità motorie decomposte al 15%, 35%, 50% e 70% della MVC.

CAPITOLO 6 - DISCUSSIONE DEI RISULTATI

Lo scopo di questo studio metodologico era quello individuare quali variabili possano influenzare la capacità della metodica HDsEMG di individuare le unità motorie durante un test di forza sub massimale.

Dalle informazioni disponibili in letteratura sembrerebbe che la MED e l'ACSA siano i parametri antropometrici che meglio predicono il numero di UM identificate (Oliveira et al., 2022). Dalle nostre analisi la MED risulta essere il parametro forte che influisce sul numero di UM predette. La correlazione negativa tra MED e il numero di UM (al 15%, 35%, 50% e 70% della MVC) concorda con l'effetto di filtraggio spaziale del tessuto adiposo sottocutaneo, supportando la letteratura (Lowery et al., 2002; Farina et al., 2004). Il tessuto adiposo sottocutaneo aumenta la distanza tra la sorgente (UM) e gli elettrodi, inoltre, aumenta la somma dei potenziali d'azione delle fibre muscolari di una unità motoria (MUAP) facendole risultare in forme d'onda più simili. Tutto questo influisce sulla precisione dell'algoritmo di decomposizione (BSS) che non riesce a discriminare a quale UM appartenga il potenziale d'azione. A rafforzare il ruolo del tessuto adiposo sottocutaneo nell'influenzare la decomposizione, vi è anche la correlazione negativa presente nella valutazione con DXA e BIA. In queste, riscontriamo una correlazione statisticamente significativa per la % Fat Mass Right Leg (al 15%, 35%, 50% e 70% della MVC), la % Fat Mass DXA (al 15% e 35% della MVC) e la % Fat Mass BIA (al 15%, 35%, e 70% della MVC).

Le dimensioni, CSA e Muscle Thickness, del muscolo vasto laterale non hanno influenzato il numero di UM rilevate. Questo risultato è parzialmente in contrasto con Oliveira et al. (2022), che hanno evidenziato un'influenza dell'ACSA sulla discriminazione delle UM al 15% della MVC, ma, in accordo con Farina et al. (2008), che non hanno trovato nessun'influenza da parte delle dimensioni muscolari sulla capacità di discriminare le singole MUAP. Infine, non si è riscontrata alcuna correlazione statisticamente significativa tra il BMI del soggetto e la precisione della decomposizione. Questo potrebbe essere dovuto alla natura del muscolo studiato, Oliveira et al. (2022) infatti, hanno preso in considerazione il muscolo bicipite brachiale. Pensiamo, quindi, che anche l'architettura e la forma del muscolo possano influenzare la rilevazione di UM.

Possiamo concludere che le analisi condotte in questo studio possono essere utili nella valutazione iniziale dei soggetti, come criteri di inclusione, in uno studio con HDsEMG. Abbiamo individuato che la MED risulta essere la variabile forte da valutare, ed è supportata dalla % Fat Mass Right Leg della DXA e anche, in minor misura, dalla % Fat Mass DXA e % Fat Mass BIA. Pertanto, pensiamo che il BMI non può essere l'unico parametro di inclusione/esclusione quando vengono svolti studi longitudinali in ambito scienze motorie che coinvolgono l'HDsEMG. Infatti, l'impossibilità di identificare le UM al test baseline potrebbe non permettere di svolgere delle analisi di comparazione del comportamento delle UM tra l'inizio e il post-intervento.

Un'ulteriore evoluzione di questo progetto potrebbe essere quella di includere anziani e soggetti che presentano patologie croniche, in modo da valutare se la decomposizione del segnale sia influenzata dalle stesse.

BIBLIOGRAFIA

- Drost G, Stegeman DF, van Engelen BG, Zwarts MJ. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006 Dec;16(6):586-602. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.09.005. PMID: 17085302.
- Ellis KJ. Human body composition: in vivo methods. *Physiol Rev.* 2000 Apr;80(2):649-80. doi: 10.1152/physrev.2000.80.2.649. PMID: 10747204.
- Franchi MV, Raiteri BJ, Longo S, Sinha S, Narici MV, Csapo R. Muscle Architecture Assessment: Strengths, Shortcomings and New Frontiers of *in Vivo* Imaging Techniques. *Ultrasound Med Biol.* 2018 Dec;44(12):2492-2504. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.07.010. Epub 2018 Sep 2. PMID: 30185385.
- Franchi, M. v., & Narici, M. v. (2023). *Imaging of Skeletal Muscle Mass: Ultrasound* (pp. 65–84). https://doi.org/10.1007/978-1-0716-3315-1_4
- Gonzalez MC, Barbosa-Silva TG, Bielemann RM, Gallagher D, Heymsfield SB. Phase angle and its determinants in healthy subjects: influence of body composition. *Am J Clin Nutr.* 2016 Mar;103(3):712-6. doi: 10.3945/ajcn.115.116772. Epub 2016 Feb 3. PMID: 26843156; PMCID: PMC6546229.
- Haun CT, Vann CG, Roberts BM, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Roberts MD. A Critical Evaluation of the Biological Construct Skeletal Muscle Hypertrophy: Size Matters but So Does the Measurement. *Front Physiol.* 2019 Mar 12; 10:247. doi: 10.3389/fphys.2019.00247. PMID: 30930796; PMCID: PMC6423469.
- Kuriyan R. Body composition techniques. *Indian J Med Res.* 2018 Nov;148(5):648-658. doi: 10.4103/ijmr.IJMR_1777_18. PMID: 30666990; PMCID: PMC6366261.
- Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Dec;18(6):879-90. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.09.002. Epub 2008 Nov 11. PMID: 19004645.
- Narici M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr*
- Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Basel).* 2014 Jun 19;14(6):10895-928. doi: 10.3390/s140610895. PMID: 24949644; PMCID: PMC4118362.

- Kinesiol. 1999 Apr;9(2):97-103. doi: 10.1016/s1050-6411(98)00041-8. PMID: 10098710.
- Philip J. Atherton, Daniel J. Wilkinson “Neuromuscular Assessments of Form and Function”, Human Press.
- Oliveira DS, Casolo A, Balshaw TG, Maeo S, Lanza MB, Martin NRW, Maffulli N, Kinfe TM, Eskofier BM, Folland JP, Farina D, Del Vecchio A. Neural decoding from surface high-density EMG signals: influence of anatomy and synchronization on the number of identified motor units. *J Neural Eng.* 2022 Aug 2;19(4). doi: 10.1088/1741-2552/ac823d. PMID: 35853438.
- Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online.* 2006; 8:11-35. doi: 10.1251/bpo115. Epub 2006 Mar 23. Erratum in: *Biol Proced Online.* 2006; 8:163. PMID: 16799694; PMCID: PMC1455479.
- Richard L. Lieber “Skeletal Muscle Structure, function e plasticity” the physiological basis of rehabilitation, Lippincott Williams e Wilkins.
- Schoenfeld B. “Science and Development of Muscle Hypertrophy” Human Kinetics, second edition.
- Shepherd JA, Ng BK, Sommer MJ, Heymsfield SB. Body composition by DXA. *Bone.* 2017 Nov; 104:101-105. doi: 10.1016/j.bone.2017.06.010. Epub 2017 Jun 16. PMID: 28625918; PMCID: PMC5659281.
- Walter-Kroker A, Kroker A, Mattiucci-Guehlke M, Glaab T. A practical guide to bioelectrical impedance analysis using the example of chronic obstructive pulmonary disease. *Nutr J.* 2011 Apr 21; 10:35. doi: 10.1186/1475-2891-10-35. PMID: 21510854; PMCID: PMC3110108.
- Wang Z, Wang ZM, Heymsfield SB. History of the study of human body composition: A brief review. *Am J Hum Biol.* 1999;11(2):157-165. doi: 10.1002/(SICI)1520-6300(1999)11:2<157: AID-AJHB3>3.0.CO;2-M. PMID: 11533939.

SITOGRAFIA

- Dual-Energy X-ray absorptiometry - statpearls - NCBI bookshelf. (n.d.). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK519042/>.
- Medicine, S. (n.d.). *Dax Body Composition Analysis: Sports Medicine: UC davis health*. DAX body composition analysis | Sports Medicine | UC DAVIS Health. <https://health.ucdavis.edu/sports-medicine/resources/dxa-info>.
- World Health Organization. (n.d.). *Non communicable diseases*. World Health Organization. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>.