UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

VALUTARE LA MASSA GRASSA ATTRAVERSO L'ANALISI DELL'IMPEDENZA BIOELETTRICA: NUOVE FORMULE DI PREDIZIONE

Relatore: Prof. Francesco Campa

Laureando: Polencig Devid

N° di matricola: 2083089

Anno Accademico 2024/2025

Indice

Abstract 2

Introduzione 2

Materiali e metodi 5

Partecipanti 5

Procedure 5

Analisi statistiche 6

Risultati 8

Discussione 15

Conclusioni 18

Bibliografia 19

Abstract

L'obiettivo di questo studio era sviluppare nuove equazioni predittive per la stima della massa grassa (FM) a partire dalla valutazione della massa magra (FFM), verificando al contempo la concordanza tra le diverse metodiche utilizzate. Inizialmente è stata analizzata la corrispondenza tra le stime di FFM effettuate dalle differenti tecnologie BIA e quelle derivati dalla DXA, adottata come metodo di riferimento. Successivamente, è stata valutata anche la concordanza per la FM ottenuta indirettamente dalla FFM.

Il campione era costituito da 288 adulti (167 uomini, 37,2 ± 18,7 anni, BMI 23,0 ± 3,1 kg/m²; 121 donne, 33,8 ± 16,8 anni, BMI 25,1 ± 3,3 kg/m²). Le misurazioni sono state eseguite con dispositivi BIA foot-to-hand e segmentale diretta, entrambi a 50 kHz, che hanno rilevato resistenza (R), reattanza (Xc) e angolo di fase (PhA). Le equazioni predittive della FFM sono state sviluppate tramite regressione stepwise in due terzi del campione e validate nel restante terzo. La concordanza tra BIA e DXA è stata verificata con il metodo di Bland-Altman e con il coefficiente di concordanza di Lin.

La BIA foot-to-hand ha prodotto valori di R inferiori ($p < 0,001$) e valori di X_c e PhA superiori ($p < 0,001$) rispetto alla BIA segmentale diretta. Nonostante queste differenze, non sono emersi bias significativi nella stima della FFM. Le analisi hanno indicato un'elevata concordanza tra metodiche senza deviazioni sistematiche. La FM derivata dalla FFM ha mostrato accordo con la DXA a livello di gruppo, ma ha rivelato limiti di accuratezza nel confronto individuale.

Introduzione

"La determinazione della composizione corporea è una pratica comune per valutare lo stato di salute e nutrizionale, nonché per monitorare gli effetti delle strategie di allenamento o dietetiche" (*Campa et al., 2024*). Essa permette di descrivere i costituenti della massa corporea come: massa magra (Free-Fat Mass, FFM), massa grassa (Fat Mass, FM), massa muscolare e acqua corporea. Le metodologie utilizzate nello studio per stimare le componenti della composizione corporea sono di duplice natura: BIA e DXA. Quest'ultima nello specifico è stata sfruttata per identificare una stima affidabile della FM e FFM, in modo da fornire un valore rispetto al quale confrontare la concordanza tra le differenti tecnologie BIA utilizzate.

L'analisi dell'impedenza bioelettrica (BIA) è una metodica che consente in primo luogo di misurare i parametri elettrici grezzi delle componenti biologiche, e poi attraverso specifiche formule predittive permette di stimare indirettamente i costituenti della composizione corporea. Queste misurazioni avvengono grazie al passaggio di corrente alternata mediante l'applicazione di elettrodi sulla pelle. Il

principio teorico della BIA si fonda sulle differenti caratteristiche di conduzione elettrica dei tessuti biologici, che vengono espresse attraverso due parametri di impedenza grezzi: la resistenza (R) e la reattanza (X_c). Tali valori dipendono in larga misura dal volume dei compartimenti conduttivi, come ad esempio i tessuti morbidi magri (*Campa F. et al., 2024*). "La resistenza è la diminuzione di tensione che riflette la conduttività attraverso soluzioni ioniche. La reattanza è il ritardo nel flusso di corrente misurato come sfasamento, che riflette le proprietà dielettriche, ovvero la capacità, delle membrane cellulari e delle interfacce tissutali" (*Norman K. et al., 2012*). "In particolare, queste proprietà possono essere attribuite a modelli teorici, secondo i quali i tessuti biologici sono tradizionalmente concepiti come circuiti elettrici disposti in serie tra loro" (*Campa F. et al., 2024*).
L'impedenza bioelettrica è costituita quindi da due componenti principali: la R, legata al contenuto idrico dell'organismo, e la X_c, che riflette le proprietà capacitive delle membrane cellulari (*Khalil S.F. et al., 2014*). Infatti, nei sistemi biologici la resistenza è influenzata dagli elettroliti, dall'acqua intracellulare ed extracellulare; di conseguenza la presenza di meno liquidi coincide con una maggiore resistenza al segnale elettrico. Viceversa, una minore resistenza al segnale è sinonimo di una buona idratazione, condizione correlata a livelli di massa magra ottimali. Invece la reattanza può essere definita come la capacità cellulare; ovvero la perturbazione del segnale elettrico dovuta ai tessuti e alle membrane cellulari, che in base alla loro densità, integrità e composizione influenzano il passaggio della corrente alternata.
Il rapporto tra questi due fattori dà origine all'angolo di fase (PhA), ovvero il parametro indicatore della capacità dei tessuti e delle cellule di contrastare il passaggio della corrente. Valori elevati di PhA sono indicatori di una maggiore funzionalità e integrità cellulare (*Norman K. et al., 2012*), e solitamente sono associati a elevati livelli di massa muscolare. D'altro canto, una diminuzione del PhA è correlata alla perdita di massa muscolare, aumento del rischio di fragilità e accumulo di liquidi extracellulari, condizioni comunemente osservate in caso di infortuni o infiammazioni (*Kilic M.K. et al., 2017*) (*Asano Y. et al., 2025*).
Essendo R, Xc e PhA degli indicatori di integrità e funzionalità, sia cellulare che tissutale, nel momento in cui vengono integrati all'interno di equazioni predittive consentono di poter stimare la FFM e ricavare poi indirettamente la FM, attraverso la differenza tra massa corporea e FFM.
La densitometria a raggi X a doppia energia (DXA) è uno strumento altamente utilizzato per la misurazioni di massa grassa e massa muscolare, ed inoltre è considerato come gold standard per la valutazione della densità minerale ossea (BMD). "La DXA affronta la composizione corporea secondo un approccio molecolare e, a differenza della tecnologia BIA, sfrutta i raggi X per

discriminare i diversi materiali, i quali in base al loro numero atomico interferiscono diversamente con i fotoni. Infatti, la DXA determina la composizione corporea analizzando il grado di attenuazione che i fotoni subiscono nel momento in cui attraversano i tessuti. Il flusso di fotoni viene attutito diversamente da ogni singolo tessuto: l'osso, grazie alla sua struttura più densa, riesce ad essere identificato più chiaramente dai pixel; d'altro canto, i tessuti molli hanno una minor influenza sul flusso, a causa della loro componente acquosa e organica. Quindi di base la DXA suddivide la composizione corporea in due compartimenti, tessuto osseo e tessuto molle. Poi all'interno di quest'ultimo, grazie al passaggio dei fotoni a due livelli energetici differenti, vengono discriminate altre due componenti: massa grassa (FM) e massa magra (FFM). (*Sebastiá-Rico J. et al., 2023*) (*Wang Z. et al., 2010*)

Tra queste due tipologie di metodiche, la DXA rappresenta sicuramente la più precisa ed affidabile per la stima della composizione corporea; tuttavia, questo metodo presenta dei limiti legati principalmente ai costi elevati alla sua limitata praticità. Proprio per tale motivo l'alternativa più largamente utilizzata è proprio la BIA, la quale attraverso l'integrazione di adeguate equazioni predittive permette di stimare le componenti della composizione corporea come FFM, FM e fluidi corporei, come acqua corporea totale (TBW) e l'acqua corporea extracellulare (ECW) (*Matias C.N. et al., 2023*). Nonostante ciò, le criticità riguardo a tale procedura sono legate innanzitutto alla discordanza tra le misurazioni dei parametri grezzi delle diverse tecnologie BIA; infatti, persino le apparecchiature BIA più diffuse, come le segmentali dirette e le "foot-to-hand", presentano tale problematica, la quale può essere determinata dalle loro diverse caratteristiche tecnologiche: la diversa posizione del corpo durante la misurazione, posizionamento degli elettrodi e le frequenze operative. Un ulteriore limite deriva dall'errore di stima della composizione corporea, il quale può essere legato alle diverse equazioni predittive di ogni dispositivo, oppure all'applicazione di tali modelli predittivi su popolazioni con caratteristiche individuali differenti da quelle che hanno dato origine all'equazione (*Coratella G. et al., 2021*).

Alla luce di queste considerazioni, l'obiettivo primario dello studio è stato quello di sviluppare e validare nuove equazioni predittive, nello specifico per quantificare la FM partendo dalla FFM. A tale scopo, è stato valutato il grado di concordanza tra le due diverse tecnologie di BIA (foot-to-hand e segmentale diretta), con particolare attenzione alla congruenza tra le misure bioelettriche e le stime di composizione corporea (ovvero la FFM). In particolare, la FFM è stata stimata applicando modelli predittivi elaborati sulla stessa popolazione di riferimento e validati mediante la DXA, considerata

come metodica di riferimento. La FM è stata quindi ricavata in modo indiretto, sottraendo la FFM stimata dalla massa corporea totale.

L'ipotesi di partenza è che, pur esistendoci differenze nei valori bioelettrici grezzi rilevati tra le diverse tecnologie BIA, l'applicazione di modelli predittivi standardizzati possa consentire di ottenere valutazioni sovrapponibili della composizione corporea; però laddove ci fosse un'ulteriore elaborazione dei dati, come nel caso dell'identificazione della FM per differenza, potrebbe non essere garantita l'accuratezza del dato sul singolo soggetto.

Materiali e metodi

Partecipanti

I soggetti che hanno preso parte allo studio hanno effettuato le analisi nel periodo tra settembre e dicembre del 2024 nel laboratorio dell'istituto di fisiologia a Padova. Per poter essere inclusi nello studio i partecipanti dovevano essere adulti, senza infortuni e privi di amputazioni o protesi. Il campione di studio comprendeva 288 soggetti, tra cui 167 uomini con età media di 37.2 ± 18.7 anni e BMI 23.0 ± 3.1 kg/m^2, e 121 donne con età media di 33.8 ± 16.8 anni e BMI 25.1 ± 3.3 kg/m^2. A priori dello studio, le procedure attuate sono state approvate dal Comitato etico locale e la loro realizzazione è stata conforme alla Dichiarazione di Helsinki per gli studi che coinvolgono soggetti umani.

Procedure

Lo svolgimento dei test ha avuto una durata di circa 30 minuti per ogni soggetto, e per tutto questo tempo il soggetto doveva essere privo di ogni oggetto o accessorio metallico; inoltre doveva indossare un vestiario comodo e quanto più leggero possibile. I partecipanti hanno osservato un digiuno di almeno 2 ore prima delle analisi, e nelle 24 ore precedenti al test si sono astenuti dal consumo di alcol, caffeina e diuretici. Hanno inoltre evitato attività fisica intensa il giorno prima del test e riposato per 5 minuti prima della misurazione. La possibilità di partecipazione allo studio era vincolata dalla compilazione di un consenso informato.

La raccolta dei dati cominciava dalle misurazioni della massa corporea e della statura dei soggetti, le quali sono state effettuate tramite l'ausilio di uno stadiometro Seca e con una precisione di 0.1 cm e 0.1 kg. La BIA è stata eseguita per tutti i soggetti da due strumentazioni differenti, ma operanti entrambe alla medesima frequenza di 50 kHz; nello specifico per l'analisi sono stati impiegati un dispositivo foot-to-hand (BIVA PRO, Akern Systems, Pisa, Italia) e un dispositivo segmentale diretto (Technogym Checkup, Technogym, Cesena, Italia).

Successivamente venivano e ilevati i parametri di impedenza grezzi (R, X_c e PhA) grazie all'ausilio della tecnologia BIA foot-to-hand. Durante questa rilevazione il soggetto doveva mantenersi disteso supino e isolato da terra e qualsiasi altro conduttore elettrico; gli arti inferiori abdotti a 45º e gli arti superiori abdotti a 30º rispetto alla linea mediana del corpo. Gli elettrodi per la misurazione venivano applicati due sul piede e due sulla mano pronata, a circa 5 cm l'uno dall'altro. La BIA è stata sempre effettuata sul lato destro del corpo di ogni singolo soggetto. Per la BIA segmentale diretta, a differenza di quella foot-to-hand, ai partecipanti è stato chiesto di assumere la stazione eretta sopra il dispositivo, con gli arti inferiori leggermente abdotti e con i piedi allineati agli elettrodi, i quali erano integrati alla piattaforma. Durante questa analisi gli arti superiori venivano mantenuti leggermente distanziati dal tronco e le mani erano posizionate sugli elettrodi manuali integrati alle maniglie del dispositivo.
Per valutare variabilità relativa delle misurazioni duplicate di R e X_c è stato utilizzato il coefficiente di variazione test-retest (CV = [deviazione standard / |media|] × 100%). I valori ottenuti per il dispositivo foot-to-hand sono pari allo 0.3% per R e allo 0.9% per X_c, mentre per il dispositivo segmentale diretto i valori sono risultati rispettivamente pari allo 0.4% e 0.7%. Invece gli indici di R e X_c sono stati calcolati rapportando la statura del soggetto al quadrato (cm^2) ai corrispondenti parametri bioelettrici. Tenendo conto delle misurazioni bioelettriche rilevate, la FM è stata determinata sottraendo dalla massa corporea la FFM, la quale è stata stimata attraverso i nuovi modelli predittivi. L'ultimo dispositivo a cui sono stati sottoposti i soggetti è stato lo scanner DXA a corpo libero (QDR 4500A, Hologic, Marlborough, Massachusetts) con software versione V8.26a:3.19; quest'ultima analisi è servita per ottenere una stima della FM e della FFM con cui poter confrontare i valori ottenuti con le due tecnologie BIA.
L'insieme delle procedure eseguite è iniziato con la misurazione della massa corporea e della statura, poi veniva eseguita prima l'analisi tramite BIA segmentale diretta e poi quella foot-to-hand; infine si concludeva con la scansione DXA.

Analisi statistiche

Le analisi statistiche sono state condotte attraverso il software RStudio (versione 2024.x; RStudio Team, 2024). Inizialmente è stato utilizzato il test di Kolmogorov-Smirnov per verificare se la distribuzione delle variabili seguisse un andamento normale. Quest'ultima è una condizione fondamentale per i successivi test impiegati, cioè il t-test a coppie e l'analisi della varianza per misure ripetute (ANOVA), che sono serviti per analizzare le differenze intra-soggetto tra le condizioni. Il campione è stato suddiviso in due sottogruppi: due terzi dei soggetti sono stati assegnati in maniera casuale al gruppo di sviluppo, mediante randomizzazione tramite la piattaforma random.org; mentre

il restante terzo dei partecipanti è stato destinato al gruppo di validazione. Per entrambi i gruppi, le caratteristiche descrittive sono state riportate come media ± deviazione standard. Successivamente, tramite regressione lineare con procedura a passi inversa, nel gruppo di sviluppo è stata esaminata la capacità di alcune variabili di predire la FFM; nello specifico sono state considerate le variabili come sesso, età, indice di resistenza [R], indice di reattanza [X_c] e PhA. Questo approccio ha consentito di eliminare progressivamente le variabili meno rilevanti, mantenendo nel modello finale solo quelle in grado di spiegare in modo significativo la variabilità della FFM. Per ciascuna tecnologia bioimpedenziometrica è stata sviluppata un'equazione predittiva distinta ed è stato calcolato il fattore di inflazione della varianza (VIF), al fine di escludere problemi di multicollinearità tra le variabili inserite nei modelli predittivi.

La concordanza tra i valori di FFM stimati dai modelli BIA e quelli ottenuti tramite DXA è stata valutata attraverso differenti approcci. Innanzitutto, è stato calcolato il coefficiente di correlazione di concordanza (CCC) seguendo il metodo di Lin e interpretandolo sulla base delle soglie proposte da McBride (quasi perfetto >0.99; sostanziale >0.95 a 0.99; moderato 0.90-0.95 con 0.90 compreso; scarsa <0.90). Un ultreriore indicatore della concordanza è stata la valutazione della correlazione tra differenza e media dei metodi, la quale è stata effettuata tramite l'analisi di regressione lineare e attraverso il metodo di Bland-Altman.

Per tutti i test statistici è stato adottato un livello di significatività pari a $p<0.05$. La numerosità campionaria è stata determinata a priori sulla base dei dati pilota; è emerso che un totale di 90 misurazioni appaiate sarebbe stato sufficiente a garantire degli intervalli di confidenza al 95%, seguendo i limiti di concordanza di Bland-Altman, con una semi-ampiezza di ±0.45 unità. Tale numerosità rilevata era inoltre in grado di assicurare una potenza statistica superiore all'80% ($\alpha = 0.05$) tale da poter rilevare una concordanza elevata (CCC) nell'analisi di regressione; questo permette di soddisfare i requisiti di precisione e potenza richiesti dallo studio.

Risultati

Figura 1. I boxplot mostrano la distribuzione tra le condizioni. La linea orizzontale solida in ogni casella è la mediana, mentre la linea tratteggiata mostra la media. I baffi indicano l'intervallo di dati

entro 1,5 volte l'intervallo interquartile. I valori individuali sono mostrati come punti (nero = uomini, bianco = donne), leggermente diffusi per riflettere la densità. Le linee grigie collegano le misure dello stesso soggetto.

La Figura 1 mostra il confronto dei parametri grezzi tra le due tecnologie. La tecnologia piede-mano ha mostrato valori di R inferiori ($t = -17.7$, $p < 0.001$) e valori di Xc ($t = 17.3$, $p < 0.001$) e PhA ($t = 32.5$, $p < 0.001$) superiori rispetto alla tecnologia segmentale diretta.

Fig. 1

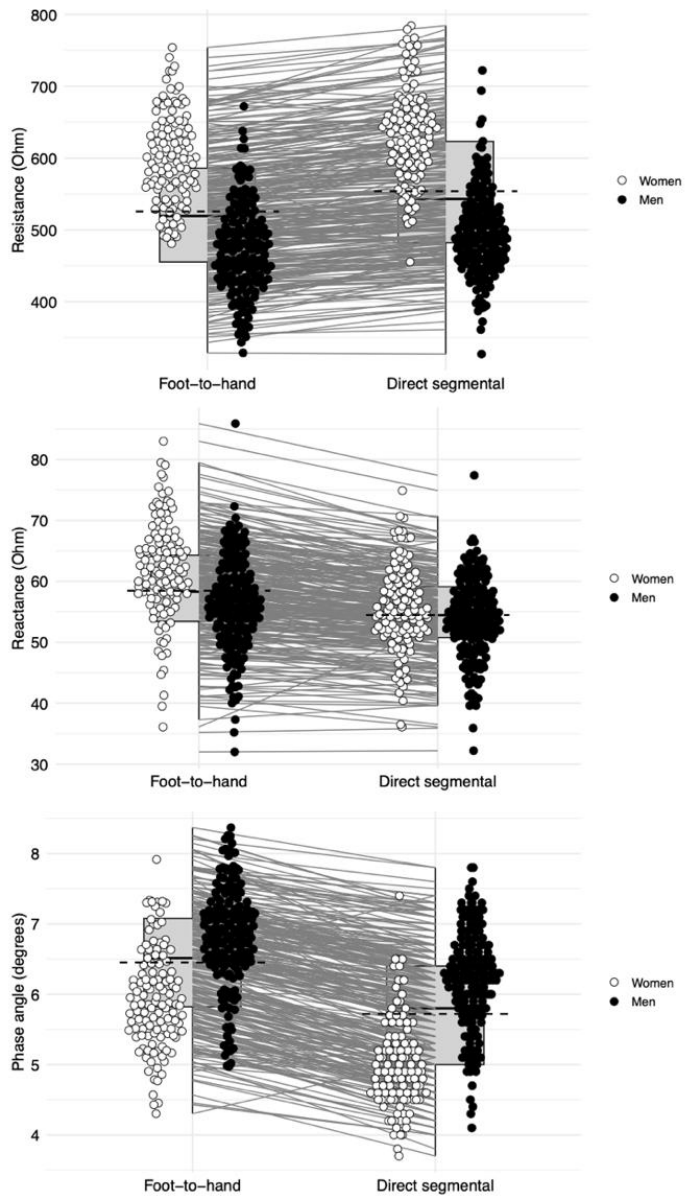


Tabella 1.
Caratteristiche descrittive per il gruppo di sviluppo e di validazione.

	Gruppo di sviluppo (N=192)	Gruppo di validazione (N=96)
Numero di uomini	114	53
Età (anni)	35.6 ± 17.6	32.7 ± 16.2
Intervallo (anni)	18-81	18-83
Massa corporea (kg)	73.9 ± 14.7	67.9 ± 11.4
Statura (cm)	173.1 ± 9.7	169.9 ± 10.3
Indice di massa corporea (kg/m^2)	24.5 ± 3.7	23.4 ± 2.3
Massa magra $_{DXA}$ (kg)	53.9 ± 12.9	50.0 ± 11.0
Massa grassa $_{DXA}$ (kg)	19.9 ± 7.5	18.0 ± 5.9
Resistenza $_{Foot\text{-}to\text{-}hand}$ (Ohm)	519.3 ± 91.5	547.2 ± 96.4
Reattanza $_{Foot\text{-}to\text{-}hand}$ (Ohm)	57.4 ± 8.5	60.9 ± 8.6
Angolo di fase $_{Foot\text{-}to\text{-}hand}$ (gradi)	6.4 ± 0.9	6.5 ± 0.8
Resistenza $_{Segmentale\ diretta}$ (Ohm)	549.2 ± 98.1	570.4 ± 91.6
Reattanza $_{Segmentale\ diretta}$ (Ohm)	53.9 ± 7.6	56.1 ± 7.2
Angolo di fase $_{Segmentale\ diretta}$ (gradi)	5.7 ± 0.9	5.7 ± 0.9

Nota: i dati sono riportati come media ± deviazione standard. DXA, assorbimetria a raggi X a doppia energia.

La Tabella 1 presenta le caratteristiche descrittive dei partecipanti, raggruppati per i gruppi di sviluppo e validazione.

La tabella 2 presenta le nuove equazioni predittive basate sulla BIA. Solo variabili che hanno contribuito alle stime FFM, come identificate attraverso un approcio regressivo graduale, sono stati inclusi nei modelli.

Tabella 2.
Modelli bioelettrici sviluppati per la previsione della massa magra

	Coefficient	R^2	SEE (kg)	VIF
Foot-to-hand				
Modello 1		0.90	3.98	
Intercept	4.952			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.813			1.00
Modello 2		0.92	3.70	
Intercept	9.541			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.688			2.59
Sesso[§]	4.850			2.59
Modello 3		0.93	3.05	
Intercept	12.670			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.675			2.62
Sesso[§]	5.142			2.60
Età (anni)	-0.070			1.01
Direct segmental				
Modello 1		0.91	3.78	
Intercept	5.106			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.856			1.00
Modello 2		0.92	3.59	
Intercept	8.970			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.746			2.72
Sesso[§]	4.050			2.72
Modello 3		0.93	3.36	
Intercept	12.197			
H^2/R (cm^2/ohm)	0.732			2.74
Sesso[§]	4.323			2.73
Età (anni)	-0.073			1.01

Abbreviazioni: H^2/R, indice di resistenza; R^2, coefficiente di determinazione; SEE, errore standard della stima (in kg); VIF, fattore di inflazione della varianza.
[§] 1 se uomo; 0 se donna.

La tabella 2 mostra che, sia per la BIA foot-to-hand che per quella segmentale diretta, il miglioramento della capacità predittiva dei modelli è proporzionale all'inclusione di variabili anagrafiche (sesso ed età) in aggiunta all'indice H^2/R. Infatti, il modello 3 è quello con la performance migliore, in cui si rileva un minor errore di stima e un valore R^2 più vicino ad 1. Questo ci suggerisce

che in entrambi i casi un approccio multivariato è più affidabile rispetto a formule basate sul solo indice di resistenza.

La FFM stimata utilizzando le nuove equazioni non differiva tra tecnologie BIA foot-to-hand e segmentale diretta e DXA (F = 2,816, p = 0,062), come mostrato nella Figura 2. La FM calcolata dai dati FFM non differiva tra BIA foot-to-hand, BIA segmentale diretta e DXA (F = 2,204, p = 0,113) (Figura 2).

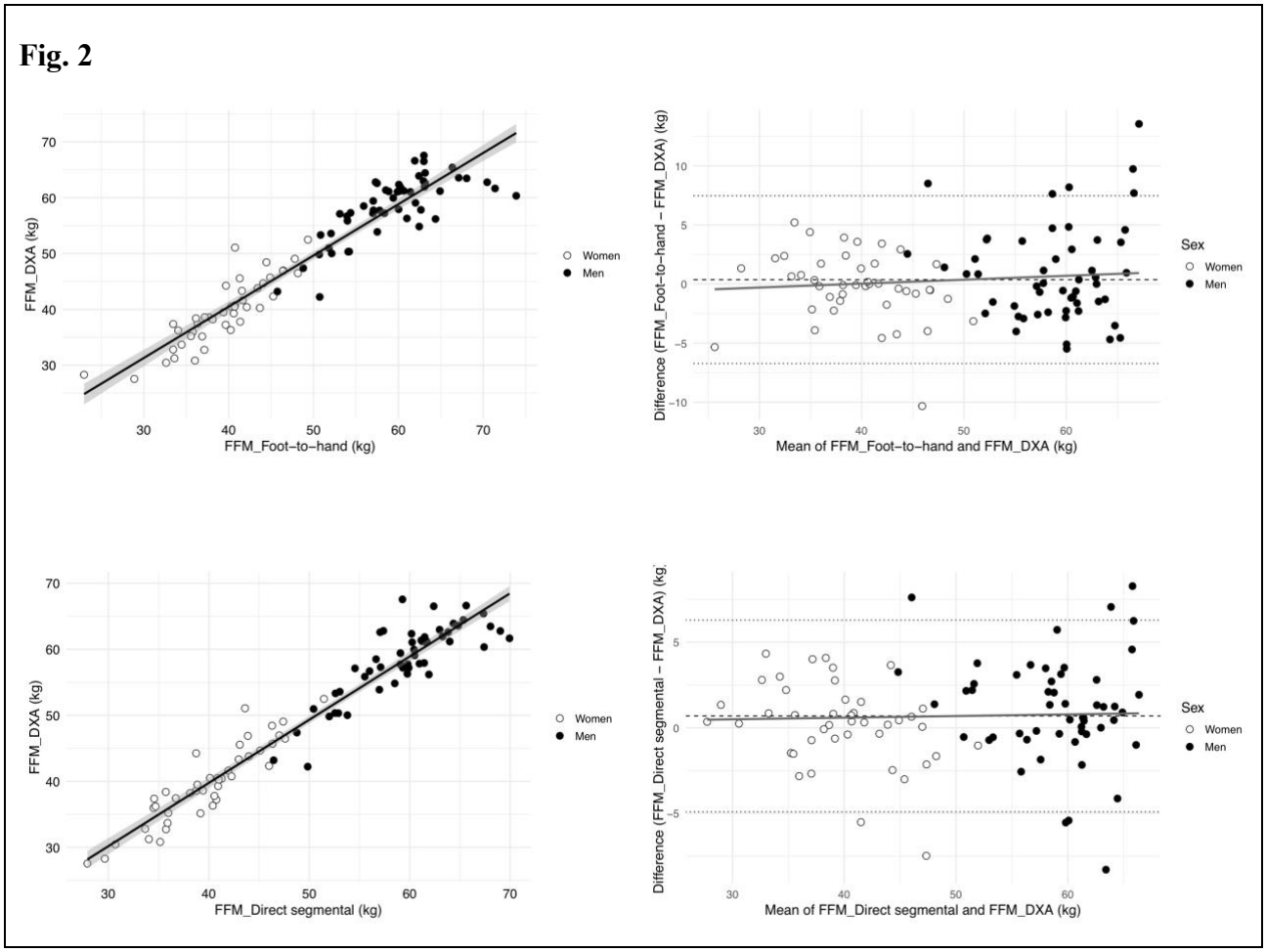
La Tabella 3 presenta i risultati della validazione per la FFM stimata e la FM calcolata. I risultati delle analisi di regressione lineare e Bland–Altman sono mostrati graficamente nella Figura 2 e 3, rispettivamente per la FFM e la FM.

Tabella 3.
Validazione delle equazioni predittive sviluppate

	Accordo a livello di gruppo			Accordo a livello individuale		
	Media ± SD	r2 (SEE)	CCC	Bias	95% LoA	Trend
FFM $_{DXA}$ (kg)	50.0 ± 11.0	-	-	-	-	-
FFM $_{Foot\text{-}to\text{-}hand}$ (kg)	50.3 ± 11.4	0.89 (3.5)	0.947	0.37	-6.7; 7.5	r= 0.101; p=0.328
FFM $_{Segmentale\ diretta}$ (kg)	50.7 ± 11.1	0.93 (2.8)	0.965	0.69	-4.9; 6.3	r= 0.037; p=0.723
FM $_{DXA}$ (kg)	18.0 ± 5.9	-	-	-	-	-
FM $_{Foot\text{-}to\text{-}hand}$ (kg)	17.9 ± 7.0	0.78 (2.8)	0.873	-0.14	-6.6; 6.6	r= 0.341; p=0.001
FM $_{Segmentale\ diretta}$ (kg)	17.5 ± 6.6	0.83 (2.5)	0.903	-0.55	-5.9; 4.8	r= 0.247; p=0.007

Note: r2, coefficiente di correlazione; SEE, errore standard della stima; CCC, coefficiente di correlazione di concordanza; LoA, limiti di accordo.

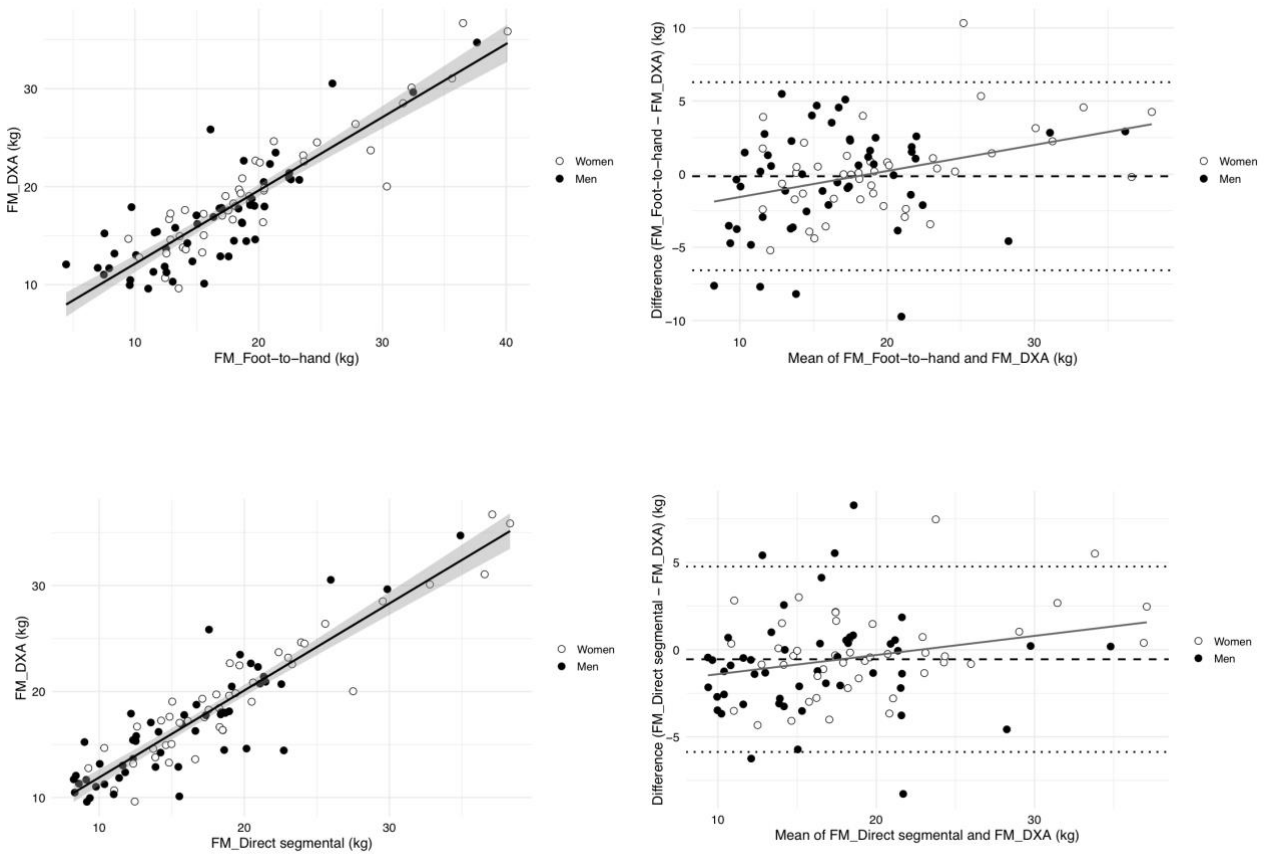
Figura 2. Sul lato sinistro gli output dell'analisi di regressione lineare. La linea nera mostra l'adattamento alla regressione lineare mentre l'area ombreggiata rappresenta l'intervallo di confidenza del 95% della regressione. Sul lato destro gli output Bland-Altman. La linea tratteggiata mostra la differenza media; le linee tratteggiate sopra e sotto indicano i limiti del 95% dell'accordo; la linea continua mostra la tendenza attraverso l'intervallo di misurazione.



Nelle prime due regressioni lineari in alto troviamo il confronto tra la valutazione della FFM effettuata dalla BIA foot-to-hand e dalla DXA; invece, in basso troviamo le due regressioni lineari con il confronto tra la valutazione della FFM effettuata dalla BIA segmentale diretta e dalla DXA.

Figura 3. Sul lato sinistro gli output dell'analisi di regressione lineare. La linea nera mostra l'adattamento alla regressione lineare mentre l'area ombreggiata rappresenta l'intervallo di confidenza del 95% della regressione. Sul lato destro, le uscite Bland-Altman. La linea tratteggiata mostra la differenza media, quelle tratteggiate sopra e sotto indicano i limiti del 95% dell'accordo e invece quella continua mostra la tendenza attraverso l'intervallo di misurazione.

Fig. 3



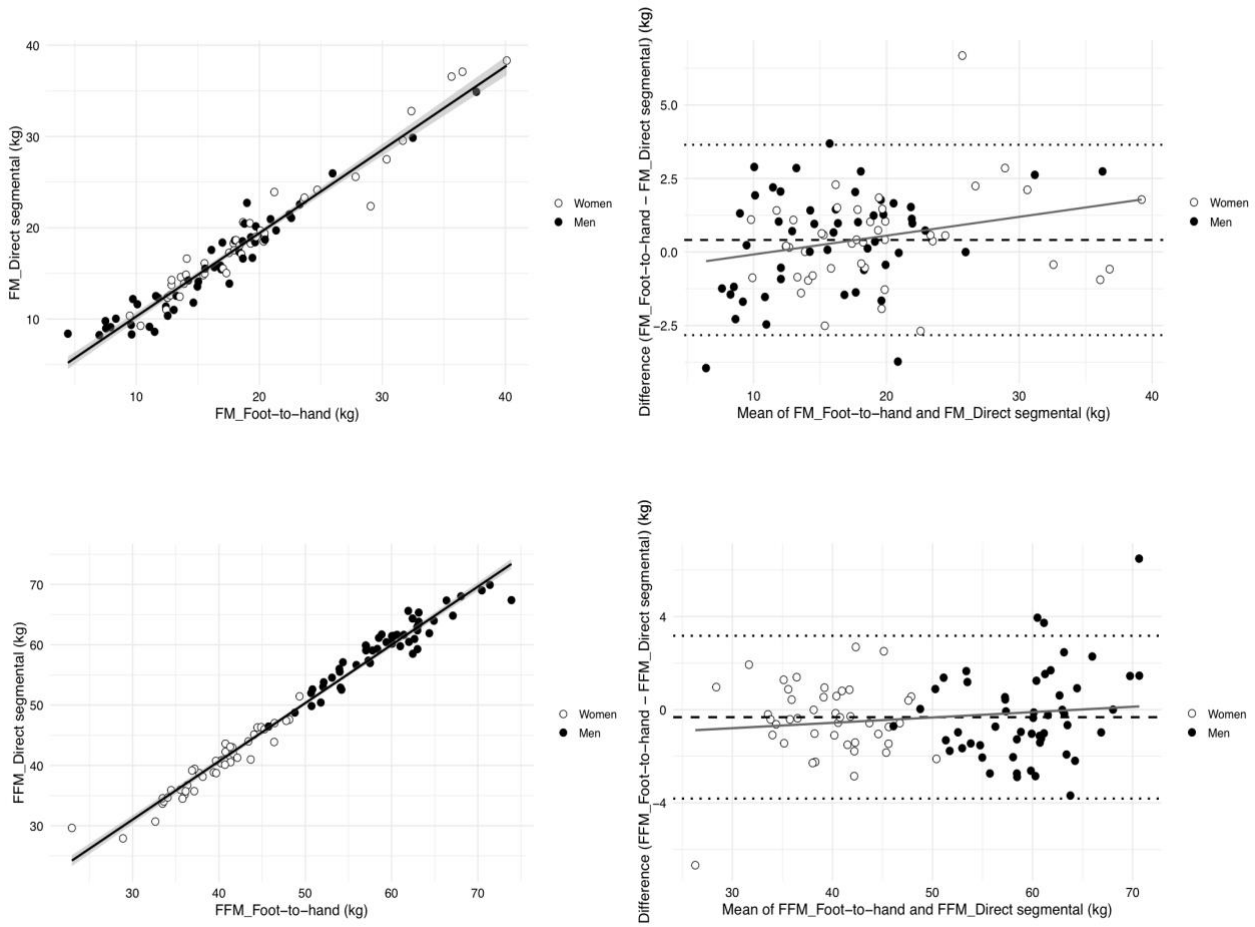
Nelle prime due regressioni lineari in alto troviamo il confronto tra la stima della FM effettuata dalla BIA foot-to-hand e dalla DXA; invece, in basso troviamo le due regressioni lineari con il confronto tra la stima della FM effettuata dalla BIA segmentale diretta e dalla DXA

Per le stime di FFM, la concordanza a livello di gruppo ha mostrato un CCC di Lin di 0.971, con un coefficiente di determinazione (r^2) di 0.98 e un errore standard di stima di 1.79 kg. A livello individuale, i limiti di concordanza al 95% andavano da -3.81 a 3.17 kg, senza una tendenza significativa (r = 0.144, p = 0.160).

Quando la FM è stata calcolata dalla FFM, la concordanza a livello di gruppo ha mostrato un CCC di Lin di 0.969, con un coefficiente di determinazione (r^2) di 0.95 e un errore standard di stima di 1.64 kg. A livello individuale, i limiti di concordanza al 95% andavano da -3.64 a 2.82 kg, con una tendenza significativa (r = 0.262, p = 0.011). I risultati delle analisi di regressione lineare e Bland–Altman sono presentati graficamente nella Figura 4.

Figura 4. Sul lato sinistro i risultati dell'analisi di regressione lineare. La linea nera mostra l'adattamento della regressione lineare. L'area ombreggiata rappresenta l'intervallo di confidenza del 95% della regressione. Sul lato destro, le uscite Bland-Altman. La linea tratteggiata mostra la differenza media, quelle tratteggiate indicano i limiti di accordo del 95% e invece quella continua mostra l'andamento nell'intero intervallo di misurazione.

Fig. 4



Discussione

In primo luogo, uno dei due obiettivi dello studio era di valutare la concordanza tra le misurazioni e le stime della composizione corporea, ottenute utilizzando la BIA foot-to-hand e la BIA segmentale diretta; in secondo luogo, lo scopo era sviluppare delle equazioni che, valutando direttamente la FFM, potessero calcolare in maniera indiretta FM. L'ipotesi iniziale è stata confermata: nonostante le differenze nelle misurazioni bioelettriche grezze tra le due tecnologie BIA, le stime finali della composizione corporea sono risultate essere molto simili tra le due apparecchiature.

Nello specifico le misurazioni effettuate dal dispositivo foot-to-hand hanno dato valori di R più bassi, mentre Xc e PhA erano più alti rispetto a quelli registrati dalla BIA segmentale diretta. Infatti, sebbene entrambi i dispositivi abbiano utilizzato la medesima frequenza di campionamento (50 kHz), le due tecnologie hanno fornito risultati bioelettrici diversi. Questa discrepanza è coerente con la letteratura precedente ed è dovuta alle differenze metodologiche tra le due tecnologie, come la posizione del corpo, supina per la foot-to-hand ed eretta per la segmentale diretta; infatti, la postura eretta e supina presentano una distribuzione dei fluidi ed elettroliti corporei diversa tra loro, determinando sia variazioni nello scorrimento della corrente elettrica che nei valori bioelettrici registrati (*Hamilton-James K et al., 2021*). Come già accennato, anche il tipo e il posizionamento degli elettrodi influisce sulla discrepanza dei risultati. Nello specifico tali variazioni possono essere attribuite alle modalità di contatto: durante BIA segmentale diretta, quando il soggetto è in posizione eretta, gli elettrodi metallici integrati nel dispositivo entrano in contatto con le dita e le piante dei piedi; invece, nelle misurazioni con la BIA foot-to-hand, vengono posizionati degli elettrodi adesivi sul piede e sul dorso della mano (*Jensen B. et al., 2020*). Ciononostante, le stime di FFM ottenute dai modelli predittivi non sono risultate essere significativamente diverse, né le une dalle altre né rispetto ai risultati ottenuti dalla DXA; questo solo a patto che venissero usati modelli predittivi derivanti dallo stesso metodo, dalla stessa popolazione di riferimento e specifici per ogni dispositivo.

Come preventivato nell'ipotesi, malgrado l'esattezza delle stime di FFM, sono rimaste delle preoccupazioni circa l'accuratezza delle variabili derivate da un valore già stimato. Nello specifico la FM, calcolata come differenza tra massa corporea e FFM, non ha rivelato distorsioni a livello di gruppo, però ha peccato di accuratezza nei singoli soggetti. Questo conferma che derivare un dato da una stima potrebbe introdurre degli errori.

Un aspetto importante riguardo ai parametri bioelettrici è la loro dipendenza dalla tecnologia utilizzata, che ne impedisce l'intercambiabilità tra i diversi dispositivi. Un esempio potrebbe essere

la loro implicazione nell'analisi del vettore di impedenza bioelettrica (BIVA), la quale consente di classificare gli individui in base all'acqua corporea totale e alla massa cellulare, facendo riferimento a degli standard specifici per la popolazione. Poiché tali standard variano in relazione al dispositivo impiegato, i risultati non possono essere considerati intercambiabili tra diverse tecnologie, a causa della mancata concordanza riscontrata. Anche l'angolo di fase (PhA) rappresenta un indicatore ampiamente impiegato nella valutazione della composizione corporea. Una sua riduzione, infatti, viene associata a: perdita di massa muscolare, incremento del rischio di fragilità e maggiore accumulo di liquidi extracellulari. Sebbene siano disponibili valori di riferimento sia per i dispositivi foot-to-hand sia per quelli segmentali diretti, è fondamentale sottolineare che tali valori non devono essere utilizzati in maniera intercambiabile. Di conseguenza è fondamentale essere consci delle discordanze legate al dispositivo BIA nel momento in cui si interpretano i dati sulla composizione corporea.

In virtù delle misurazioni bioelettriche di ciascuna tecnologia, sono stati prodotti due differenti modelli predittivi per la FFM e le stime sono state confrontate con i valori identificati dalla DXA su un campione di popolazione generale. Proprio come dimostrato in ricerche precedenti, in entrambi i modelli, il valore predittore cardine della FFM è stato l'indice R. Questa relazione è fisiologicamente giustificata dal ruolo della resistenza nel riflettere il contenuto idrico ed elettrolitico dell'organismo, un principio fondamentale nell'analisi dell'impedenza bioelettrica. Per fornire maggiore accuratezza, sono state poi implementate le variabili di sesso ed età, in modo tale che la formula predittiva potesse tenere conto della maggior quantità di FFM nei maschi e del progressivo declino che quest'ultima subisce con l'invecchiamento. I risultati ottenuti sono stati confrontati con quelli rilevati dalla DXA, ed è così emersa un elevata accuratezza dei valori di FFM, sia a livello di gruppo sia a livello individuale.

Un risultato significativo di questo studio è relativo alle stime di FFM ottenute dalle due tecnologie BIA, le quali non hanno mostrato differenze significative; questo dimostra come sia possibile ottenere una concordanza nel momento in cui i modelli vengono sviluppati all'interno di uno stesso sistema metodologico.

Sebbene esistano numerose equazioni predittive in letteratura, la maggior parte è stata sviluppata per dispositivi foot-to-hand. Inoltre, molto spesso non viene posta sufficiente attenzione all'uso corretto di tali formule su tecnologie differenti; questo aspetto, con buona probabilità, ha contribuito a generare risultati contrastanti negli studi comparativi sulla BIA.

Dimostrare la possibilità di ottenere stime analoghe da apparecchiature diverse apre la strada all'impiego di valori di riferimento standardizzati per componenti quali FFM, FM massa muscolare

e acqua corporea. Tali valori assumono fondamentale importanza per valutazioni qualitative della composizione corporea e per orientare interventi personalizzati di allenamento e nutrizione, volti a migliorare salute e performance.

Le evidenze emerse in questo studio, integrate con quelle già disponibili, forniscono una visione più completa della concordanza tra le tecnologie BIA, sia per le misurazioni bioelettriche grezze che per le stime di composizione corporea. Come accennato precedentemente, le differenze tecniche e tecnologiche (come elettrodi, la frequenza di misura, posizione del corpo e materiali delle apparecchiature) influenzano i parametri bioelettrici grezzi, generando delle incongruenze tra le apparecchiature BIA. Allo stesso tempo però, se questi valori vengono inseriti in equazioni di predizione sviluppate con lo stesso metodo e popolazione di riferimento, possono fornire delle stime di composizione corporea comparabili (come nel caso della FFM).

È necessario sottolineare che questo studio presenta alcune limitazioni e i risultati vanno interpretati con cautela prima di essere generalizzati. Innanzitutto, sebbene i partecipanti abbiano seguito dei protocolli di digiuno standardizzati prima di sottoporsi alle analisi tramite BIA e DXA, non sono stati raccolti marcatori oggettivi dello stato di idratazione, ad esempio la gravità specifica dell'urina, per confermare l'euidratazione. Questo costituisce un limite importante, poiché l'idratazione è un noto elemento confondente nelle misurazioni BIA; infatti, la mancanza di controllo del livello d'idratazione potrebbe aver introdotto variabilità nei parametri bioelettrici registrati, facendo così scaturire dei possibili errori di stima. In secondo luogo, pur essendo la DXA ampiamente utilizzata per stimare la FFM, non rappresenta il vero gold standard, ovvero la metodologia più accurata e attendibile per questa specifica componente. Il modello a quattro compartimenti (4C) è infatti riconosciuto come il riferimento più accurato sia per la valutazione della FFM sia per quella della FM. Di conseguenza, nonostante le nuove equazioni predittive proposte in questo studio siano utilizzabili per stimare la FFM, i modelli sviluppati e validati sul modello 4C dovrebbero essere comunque i prediletti nei contesti di ricerca, quando disponibili. Queste limitazioni relative alla valutazione della FFM hanno poi delle ripercussioni per quanto concerne la stima della FM; difatti, essendo questa componente calcolata come differenza tra massa corporea e FFM, una variazione della stessa FFM potrebbe perturbare la stima della stessa FM. Questo perché la FM rappresenta già un dato derivato indirettamente da una stima, quindi già di per sé contiene un margine di errore al suo interno. Se a questo si aggiungono i possibili bias derivanti dall'idratazione e dalla DXA, sicuramente è importante fare attenzione all'interpretazione dei risultati ottenuti, soprattutto a livello dei singoli soggetti.

Conclusioni

Le tecnologie di impedenza bioelettrica, foot-to-hand e segmentale diretta, generano differenze nei parametri bioelettrici grezzi (come R, Xc e PhA). Sebbene tali misurazioni risultino incongruenti e le tecnologie utilizzate presentino delle differenze tecniche e metodologiche, è possibile comunque ottenere stime affidabili della composizione corporea, purché vengano utilizzate equazioni di predizione sviluppate con lo stesso metodo e stessa popolazione di riferimento.

Questo approccio consentirebbe di incrementare l'affidabilità delle valutazioni della composizione corporea in contesti di screening su ampie popolazioni; inoltre, permetterebbe ridurre le possibili inesattezze derivanti da rielaborazioni o conversioni dei dati tra differenti sistemi predittivi, soprattutto nella valutazione individuale. In questo senso, i risultati evidenziano la necessità di definire procedure standardizzate volte a guidare la scelta del dispositivo più appropriato e delle relative equazioni predittive in base alla popolazione target.

Tuttavia, l'eventuale rielaborazione delle stime ottenute potrebbe generare delle inesattezze a livello individuale, nonostante risultino congruenti a livello di gruppo, come nel caso della FM. È necessario, pertanto, interpretare con cautela i risultati, soprattutto quando calcolati indirettamente da un dato stimato e riferiti al singolo individuo.

Bibliografia

[1] Campa F, Coratella G, Cerullo G, Noriega Z, Francisco R, Charrier D, Irurtia A, Lukaski H, Silva AM, Paoli A. High-standard predictive equations for estimating body composition using bioelectrical impedance analysis: a systematic review. J Transl Med. 2024 May 29;22(1):515. doi: 10.1186/s12967-024-05272-x. PMID: 38812005; PMCID: PMC11137940.

[2] 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.

[3] Norman K, Stobäus N, Pirlich M, Bosy-Westphal A. Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis--clinical relevance and applicability of impedance parameters. Clin Nutr. 2012 Dec;31(6):854-61. doi: 10.1016/j.clnu.2012.05.008. Epub 2012 Jun 12. PMID: 22698802.

[4] Kilic MK, Kizilarslanoglu MC, Arik G, Bolayir B, Kara O, Dogan Varan H, Sumer F, Kuyumcu ME, Halil M, Ulger Z. Association of Bioelectrical Impedance Analysis-Derived Phase Angle and Sarcopenia in Older Adults. Nutr Clin Pract. 2017 Feb;32(1):103-109. doi: 10.1177/0884533616664503. Epub 2016 Sep 25. PMID: 27590205.

[5] Asano Y, Tsunoda K, Nagata K, Lim N, Tsuji T, Shibuya K, Okura T. Segmental phase angle and the extracellular to intracellular water ratio are associated with functional disability in community-dwelling older adults: A follow-up study of up to 12 years. Nutrition. 2025 May;133:112709. doi: 10.1016/j.nut.2025.112709. Epub 2025 Feb 7. PMID: 40048765.

[6] Sebastiá-Rico J, Soriano JM, González-Gálvez N, Martínez-Sanz JM. Body Composition of Male Professional Soccer Players Using Different Measurement Methods: A Systematic Review and Meta-Analysis. Nutrients. 2023 Feb 25;15(5):1160. doi: 10.3390/nu15051160. PMID: 36904159; PMCID: PMC10005265.

[7] Wang Z, Heymsfield SB, Chen Z, Zhu S, Pierson RN. Estimation of percentage body fat by dual-energy x-ray absorptiometry: evaluation by in vivo human elemental composition. Phys Med Biol. 2010 May 7;55(9):2619-35. doi: 10.1088/0031-9155/55/9/013. Epub 2010 Apr 14. PMID: 20393230; PMCID: PMC2921899.

[8] Matias CN, Campa F, Cavaca M, Paoli A, Teixeira FJ. Fat-free mass estimation in male elite futsal players: Development and validation of a new bioelectrical impedance-based predictive

equation. Nutrition. 2023 Mar; 107:111931. doi: 10.1016/j.nut.2022.111931. Epub 2022 Dec 9. PMID: 36584663.

[9] Coratella G, Campa F, Matias CN, Toselli S, Koury JC, Andreoli A, Sardinha LSB, Silva AM. Generalized bioelectric impedance-based equations underestimate body fluids in athletes. Scand J Med Sci Sports. 2021 Nov;31(11):2123-2132. doi: 10.1111/sms.14033. Epub 2021 Aug 19. PMID: 34383339; PMCID: PMC9292858.

[10] Hamilton-James K, Collet TH, Pichard C, Genton L, Dupertuis YM. Precision and accuracy of bioelectrical impedance analysis devices in supine versus standing position with or without retractable handle in Caucasian subjects. Clin Nutr ESPEN. 2021 Oct;45:267-274. doi: 10.1016/j.clnesp.2021.08.010. Epub 2021 Sep 6. PMID: 34620328.

[11] Jensen B, Braun W, Both M, Gallagher D, Clark P, González DL, Klückmann K, Bosy-Westphal A. Configuration of bioelectrical impedance measurements affects results for phase angle. Med Eng Phys. 2020 Oct;84:10-15. doi: 10.1016/j.medengphy.2020.07.021. Epub 2020 Jul 30. PMID: 32977906.