



UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



ANÁLISE DA IMPEDÂNCIA BIOELÉTRICA LOCALIZADA NOS MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL E SEMITENDINOSO DE FUTEBOLISTAS

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em
Exercício e Saúde

Orientadora: Doutora Analiza Mónica Lopes de Almeida Silva

Júri:

Presidente

Doutor Rúben Samuel Cordeiro Francisco, assistente convidado da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Vogais

Doutora Analiza Mónica Lopes Almeida Silva, professora associada com agregação da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Doutora Vanessa Ribeiro dos Santos, doutorada em Ciências da Motricidade na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho.

Mariana Cristina de Paiva da Silva

2025

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por me permitir sonhar com a realização deste mestrado e por me conceder a coragem e a ousadia de tentar e persistir nesta caminhada. Sem a Sua graça, nada disso teria sido possível.

À minha orientadora, Professora Doutora Analiza Silva, expresso a minha mais profunda gratidão. Desde as primeiras interações, fui recebida e acolhida no meio acadêmico com a sua expertise e mente brilhante, que me fizeram ter a certeza de que gostaria de ser orientada por si. Obrigada pela partilha, pela orientação constante e pela disponibilidade em ajudar e guiar sempre que necessário. A autonomia que me concedeu foi essencial para a consolidação do meu processo de aprendizagem. Foi uma honra aprender consigo durante o período em que estive em Portugal, e levo comigo a inspiração que representa para a minha trajetória acadêmica.

Ao meu marido, Davi, que desde o início desta caminhada esteve ao meu lado em todos os momentos, bons e desafiadores. A sua presença foi a minha rocha, o meu porto seguro, sempre oferecendo conforto e incentivo inabalável. Em muitos momentos, acreditou mais em mim do que eu mesma e, do seu jeito, fez-me enxergar o meu potencial. Obrigada pelo amor, apoio e paciência incondicional.

Aos meus pais, Cleiton e Elisete, que desde sempre me ensinaram que o sucesso viria da minha determinação em alcançar os meus objetivos. Ensinos valiosos como a importância da resiliência e da perseverança moldaram a pessoa que sou hoje. Trabalhadores, guerreiros, resilientes e meus verdadeiros heróis, fizeram tudo o que podiam com as condições que tinham, e isso foi muito mais do que suficiente para me formar. Espero ter-vos orgulhado.

Aos meus irmãos, Juliana e Ygor, que sempre foram meus melhores amigos e, apesar da distância física de um oceano, estiveram sempre presentes em alma e coração. A ligação que nos une vai além do espaço e do tempo, e sou imensamente grata por tê-los na minha vida.

Ao Professor Doutor Ruben Francisco, pela partilha de conhecimento ao longo do curso e pelo contributo essencial no desenvolvimento desta dissertação. Foi um privilégio aprender consigo.

Ao Professor Doutor Sandro Freitas, pelo apoio e conhecimento partilhado durante o processo de recolha de dados, permitindo-me aprender e expandir os meus horizontes académicos.

À Investigadora Doutora Vanessa dos Santos, pela disponibilidade e auxílio nos momentos de dúvida e pelo direcionamento crucial na reta final do desenvolvimento desta pesquisa. Foi uma honra contar com a sua colaboração.

Ao meu primeiro orientador, Professor Doutor Luis Alberto Gobbo, que me incentivou e guiou a percorrer este caminho. O seu apoio e aconselhamento foram fundamentais para que eu tomasse a decisão de trilhar este percurso, sabendo que estaria em boas mãos.

Aos amigos que ficaram no Brasil e torceram por mim, e aos colegas de turma que se tornaram amigos na FMH, agradeço por tornarem esta jornada mais leve e repleta de momentos de partilha e bom humor, mesmo diante dos desalentos.

Um agradecimento especial a todos os participantes voluntários desta investigação, pois sem a vossa colaboração, este trabalho não teria sido realizado.

Por fim, a todos que, de alguma forma, contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão deste trabalho – seja com uma palavra de incentivo ou com um abraço num momento difícil –, o meu mais sincero obrigada!

RESUMO

Introdução: A avaliação da composição corporal e da funcionalidade muscular é essencial no futebol, dada a alta incidência de lesões. A impedância bioelétrica localizada (BIA-L) apresenta-se como um método inovador para análise de regiões musculares.

Objetivo: Analisar variações nos parâmetros bioelétricos dos músculos bíceps femoral e semitendinoso (esquerdo e direito) em repouso e em diferentes níveis de ativação muscular (20% e 40% da contração voluntária máxima - CVM) em atletas profissionais de futebol e futsal.

Metodologia: Estudo observacional com medidas repetidas e teste t de amostras emparelhadas em 59 atletas (46 homens e 13 mulheres) de Portugal. Foram coletados dados de resistência (R), reatância (Xc) e ângulo de fase (AnF) com o dispositivo AKERN BIA 101.

Resultados: Do repouso para 20% e aos 40% da CVM, a R reduziu no bíceps femoral ambos os lados e aumentou no semitendinoso ambos os lados ($p < 0,05$). A Xc reduziu em ambos os músculos com diferenças significativas apenas aos 40% do bíceps femoral e ambas intensidades no semitendinoso ($p < 0,001$). O AnF aumentou no bíceps femoral ambos os lados ($p < 0,001$) e reduziu no semitendinoso ambos os lados ($p < 0,05$). Entre 20% e 40% da CVM, todas as variáveis diferiram em ambos os músculos e lados, sendo aumento na R e redução da Xc e do AnF ($p < 0,001$). Dadas as reduções do AnF do músculo semitendinoso em ambas as intensidades, ressalta-se que este é um preditor do risco de lesão, indicando que em comparação ao músculo bíceps femoral, é mais suscetível nas alterações dos parâmetros bioelétricos.

Conclusão: A BIA-L parece ser um instrumento com potencial na avaliação da resposta bioelétrica dos isquiotibiais à contração, evidenciando diferenças entre bíceps femoral e semitendinoso, com expectável suporte na implementação de monitorização do processo de avaliação e controlo do treino.

Palavras chave: isquiotibiais, composição corporal, atletas, resistência, reatância, ângulo de fase;

ABSTRACT

Introduction: The assessment of body composition and muscle functionality is essential in football due to the high incidence of injuries. Localized bioelectrical impedance (BIA-L) emerges as an innovative method for analyzing specific muscle regions.

Objective: To analyze variations in the bioelectrical parameters of the biceps femoris and semitendinosus muscles (left and right) at rest and at different levels of muscle activation (20% and 40% of maximal voluntary contraction - MVC) in professional soccer and futsal athletes.

Methodology: Observational study with repeated measures and paired sample t-test in 59 athletes (46 men and 13 women) from Portugal. Data on resistance (R), reactance (Xc), and phase angle (PhA) were collected using the AKERN BIA 101 device.

Results: From rest to 20% and 40% of MVC, R decreased in the biceps femoris on both sides and increased in the semitendinosus on both sides ($p < 0.05$). Xc decreased in both muscles, with significant differences observed only at 40% MVC in the biceps femoris and at both intensities in the semitendinosus ($p < 0.001$). PhA increased in the biceps femoris on both sides ($p < 0.001$) and decreased in the semitendinosus on both sides ($p < 0.05$). Between 20% and 40% of MVC, all variables differed in both muscles and sides, with an increase in R and a decrease in Xc and PhA ($p < 0.001$). Given the reductions in PhA of the semitendinosus muscle at both intensities, it is noteworthy that PhA is a predictor of injury risk, indicating that, compared to the biceps femoris, the semitendinosus is more susceptible to changes in bioelectrical parameters.

Conclusion: BIA-L appears to be a promising tool for evaluating the bioelectrical response of the hamstrings to contraction, highlighting differences between the biceps femoris and semitendinosus. This suggests its potential support in implementing monitoring processes for assessment and training control.

Key Words: hamstrings, body composition, athletes, resistance, reactance, phase angle.

ÍNDICE GERAL

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
ÍNDICE GERAL	vii
Índice de Tabelas	ix
Índice de Figuras	x
ABREVIATURAS	xi
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 Relação entre composição corporal e desempenho desportivo	3
2.2 Aspectos fisiológicos e morfológicos dos isquiotibiais	4
2.3 Avaliação da composição corporal.....	7
2.3.1 Níveis de complexidade na avaliação de composição corporal.....	9
2.3.2 Modelos compartimentais da avaliação de composição corporal.....	10
2.3.3 Impedância bioelétrica.....	11
2.3.4 Impedância bioelétrica Localizada	17
3 PERTINÊNCIA DO ESTUDO	21
4 METODOLOGIA	22
4.1 Desenho de estudo e amostra	22
4.2 Reprodutibilidade do protocolo.....	23
4.2.1 Preparação.....	23
4.3 Instrumentos utilizados na recolha de dados	24
4.4 Procedimento.....	25
4.4.1 Antropometria.....	28
4.4.2 Parâmetros brutos da BIA-L.....	28
4.5 Análise estatística	29

5	RESULTADOS	33
5.1	Reprodutibilidade	33
5.1.1	Característica da amostra de reprodutibilidade.....	33
5.1.2	Repouso	35
5.1.3	20% da CVM	37
5.1.4	40% da CVM	39
5.2	Utilização da média	40
5.2.1	Resistência	43
5.2.2	Reatância.....	43
5.2.3	Ângulo de Fase	43
5.3	Influência da ordem realizada do protocolo	43
5.4	Estudo principal.....	46
5.4.1	Característica da amostra do estudo	47
5.4.2	Repouso a 20% da CVM	51
5.4.3	Repouso a 40% da CVM	52
5.4.4	20% a 40% da CVM.....	53
6	DISCUSSÃO	55
	LIMITAÇÕES E ESTUDOS FUTUROS	60
	CONCLUSÃO	61
	BIBLIOGRAFIA	62

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Características dos sujeitos participantes no estudo de reprodutibilidade com valores brutos da Bia-L	34
Tabela 2 - Resultados da reprodutibilidade em Repouso.....	35
Tabela 3 - Resultados da reprodutibilidade aos 20% da CVM.....	37
Tabela 4 - Resultados da reprodutibilidade aos 40% da CVM.....	39
Tabela 5 - Análise de medidas repetidas dos parâmetros de BIA-L em diferentes tempos de medição.....	41
Tabela 6 - Diferenças dos parâmetros de BIA-L ao longo do tempo e comparação com o ETM	42
Tabela 7 – Resultados da correlação intraclasse entre 10s, 20s e 30s das flexões isométricas de joelho a 20% da CVM e 40% da CVM	42
Tabela 8 - Estatística descritiva por Grupo: 20% CVM	44
Tabela 9 - Estatística descritiva por Grupo: 40% CVM	45
Tabela 10 - Resultados do Teste t para Igualdade de Médias: 20% CVM.....	46
Tabela 11 - Resultados do Teste t para Igualdade de Médias: 40% CVM.....	46
Tabela 12 - Características dos atletas participantes no estudo com valores normalizados da BIA-L	48
Tabela 13 - Estatística descritiva das amostras com valores normalizados da impedância: Repouso, 20% da CVM e 40% da CVM.....	49
Tabela 14 - Tamanho do efeito da amostra	50
Tabela 15 - Teste de Amostras Emparelhadas: Repouso - 20% da CVM.....	52
Tabela 16 - Teste de Amostras Emparelhadas: Repouso - 40% da CVM.....	53
Tabela 17 - Teste de Amostras Emparelhadas: 20% da CVM - 40% da CVM.....	54

Índice de Figuras

Figura 1 - As três áreas de investigação da Composição Corporal (Wang et al., 1992).....	9
Figura 2 – Representação gráfica do AnF e a relação com R, Xc, Z (Adaptado de Kyle, 2004a).	13
Figura 3 - Dispositivo para avaliar a CVM na posição de decúbito ventral.....	25
Figura 4 - Marcações e posicionamentos dos elétrodos de BIA-L.....	26
Figura 5 - Feedback visual da produção de força.....	27
Figura 6 - Apresentação dos percentuais da CVM durante o protocolo.....	28

ABREVIATURAS

ACT	Água corporal total
AEC	Água extracelular
AIC	Água intracelular
AnF	Ângulo de fase
BIA	Impedância bioelétrica
BIA-L	Impedância bioelétrica localizada
BIS	Impedância bioelétrica espectral
CK	Creatina quinase
CRP	Proteína C reativa
CV	Coefficiente de variação
CVM	Contração voluntária máxima
DXA	Densitometria Radiológica de Dupla Energia
ETM	Erro técnico de medição
FEC	Fluidos Extracelulares
ICC	Coefficiente de correlação intraclasse
MF-BIA	Impedância bioelétrica multifrequencial
MG	Massa gorda
MIG	Massa isenta de gordura
MIGO	Massa isenta de gordura e osso
MO	Mineral ósseo
R	Resistência
TPF	Taxa de produção e força
UF-BIA	Impedância bioelétrica unifrequência
Xc	Reatância
Z	Impedância

1 INTRODUÇÃO

A análise da composição corporal e da funcionalidade muscular tornou-se um aspecto fundamental na supervisão do desempenho atlético e na prevenção de lesões. Entre as diversas metodologias existentes, destaca-se a impedância bioelétrica (BIA), uma técnica prática, não invasiva e acessível para estimar tanto a composição corporal quanto a hidratação dos tecidos (Campa et al., 2021; Matias et al., 2021). A impedância bioelétrica localizada (BIA-L) constitui uma variação desta técnica que permite avaliar as propriedades elétricas específicas de segmentos corporais ou grupos musculares, como a resistência (R) e a reatância (Xc), fornecendo informações detalhadas sobre a composição e a integridade tecidual local (Nescolarde et al., 2013). No entanto, o emprego da impedância bioelétrica localizada (BIA-L) ainda é pouco explorado no âmbito desportivo, especialmente no que diz respeito à avaliação específica de grupos musculares frequentemente exigidos na prática desportiva (Nescolarde et al., 2023).

Entre esses grupos musculares, os isquiotibiais desempenham um papel crucial na mecânica da corrida, nas mudanças de direção e no controlo excêntrico do movimento, especialmente no futebol (Mendiguchia et al., 2021; Opar et al., 2021). Estudos indicam que desequilíbrios na ativação e na composição muscular dessa região podem aumentar significativamente o risco de lesões, comprometendo, assim, o desempenho dos atletas (Freitas et al., 2023). Diante disso, uma avaliação detalhada e direcionada dos isquiotibiais pode fornecer informações essenciais para a otimização de métodos de treino e reabilitação.

A BIA-L representa, portanto, uma evolução significativa em relação à BIA convencional. Enquanto esta última fornece apenas uma visão geral da composição corporal, a BIA-L permite a análise específica de grupos musculares determinados. Esse método baseia-se na aplicação de uma corrente elétrica de baixa intensidade em segmentos musculares específicos, proporcionando medições mais detalhadas da resistência (R), reatância (Xc) e ângulo de fase (AnF) dessa região muscular, tal como ocorre na BIA de corpo inteiro (Foster & Lukaski, 1996; Nescolarde et al., 2023, 2024a). Esses parâmetros são fundamentais, pois fornecem informações sobre a integridade celular, a hidratação intracelular e a funcionalidade muscular, sendo, portanto, indicadores valiosos para a avaliação do desempenho desportivo e da predisposição a lesões.

Além disso, a BIA-L se diferencia da BIA tradicional por sua capacidade de identificar desequilíbrios musculares e assimetrias que poderiam passar despercebidos em avaliações de

corpo inteiro. Essa particularidade é especialmente relevante no contexto do futebol, modalidade em que a sobrecarga unilateral e as elevadas exigências biomecânicas frequentemente resultam em lesões recorrentes nos isquiotibiais (Nescolarde et al., 2020). Ademais, a monitorização contínua desses parâmetros ao longo do tempo pode revelar tendências importantes, contribuindo para a personalização de programas de treino e estratégias de recuperação adaptadas às necessidades individuais dos atletas.

Diante do exposto, a implementação desse método de avaliação não apenas aprimora a precisão das análises fisiológicas, mas também favorece uma abordagem mais refinada e individualizada na preparação de atletas. Como consequência, a sua aplicação pode contribuir significativamente para a redução do risco de lesões e a otimização do desempenho desportivo.

Considerando a limitada quantidade de estudos voltados para a aplicação da BIA-L em atletas de futebol, este estudo teve como objetivo investigar as flutuações nos parâmetros bioelétricos dos músculos bíceps femoral e semitendinoso sob diferentes condições de ativação muscular.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Relação entre composição corporal e desempenho desportivo

A influência da composição corporal no desempenho desportivo tem sido amplamente investigada, dado seu impacto direto no rendimento de atletas em diversas modalidades. Esse conceito engloba a proporção entre massa isenta de gordura (MIG) e massa gorda (MG), sendo a MIG um fator determinante para a potência muscular e a eficiência funcional. No futebol, um desporto que demanda explosão, agilidade e resistência, uma composição corporal equilibrada pode proporcionar uma vantagem competitiva significativa.

A MIG, constituída predominantemente por água, proteínas e minerais, é essencial para a geração de força e potência. Estudos indicam que uma maior proporção de MIG nos membros inferiores está positivamente relacionada ao desempenho em acelerações, saltos e mudanças de direção, habilidades fundamentais para jogadores de futebol (Owen et al., 2015). Ademais, pesquisas recentes demonstram que atletas de diferentes posições em campo apresentam perfis distintos de composição corporal, com variações significativas na distribuição da MIG e do percentual de gordura ao longo da temporada. Esses resultados reforçam a importância de abordagens personalizadas em treino e nutrição. Por outro lado, um excesso de massa gorda pode comprometer a eficiência dos movimentos, elevando o custo energético das ações desportivas, reduzindo a velocidade e a agilidade do atleta, além de potencializar desequilíbrios musculares decorrentes de treinos inadequados (Staśkiewicz-Bartecka et al., 2024).

A distribuição da massa muscular também exerce um papel determinante no rendimento desportivo. No futebol, a simetria muscular entre os membros inferiores é essencial para a eficiência biomecânica e para a prevenção de lesões. A análise das variáveis elétricas refletidas nas mudanças fisiopatológicas, realizada por meio de técnicas como a BIA-L, tem se mostrado eficaz na detecção de assimetrias musculares e no acompanhamento das adaptações ao treino (Nescolarde et al., 2013).

Para avaliar com precisão a composição corporal de atletas de alto rendimento, é necessário recorrer a métodos confiáveis. A BIA-L tem ganhado destaque devido à sua praticidade, rapidez e capacidade de fornecer informações detalhadas sobre segmentos musculares específicos, como os isquiotibiais. Lexa Nescolarde e colaboradores têm contribuído significativamente para a validação dessa metodologia em contextos desportivos, ressaltando sua relevância para o monitorização de atletas (Nescolarde et al., 2015).

No que concerne ao treino, a manipulação de variáveis como carga, volume e intensidade é essencial para otimizar a composição corporal. Programas que integram treino de força e resistência têm se mostrado eficazes na redução da massa gorda e no aumento da MIG. O treino pliométrico, por exemplo, tem sido associado a melhorias na potência muscular e na eficiência neuromuscular, enquanto o treino aeróbio contribui para a regulação do peso corporal e o aprimoramento da capacidade cardiorrespiratória (Buchheit et al., 2010).

Além de sua importância para a composição corporal, a hidratação desempenha um papel fundamental no desempenho desportivo, influenciando diretamente a função neuromuscular e a distribuição dos compartimentos hídricos no organismo. O estudo de Francisco et al., (2024) indica que até mesmo níveis moderados de desidratação, correspondentes a uma perda de 1,5% a 2% da massa corporal, podem comprometer significativamente a função muscular. Essas alterações estão associadas à redução da hidratação intramuscular e ao desequilíbrio entre os compartimentos intra e extracelulares, o que pode resultar em menor produção de força, maior percepção de esforço e risco aumentado de fadiga precoce.

Em síntese os estudos apontam que a composição corporal desempenha um papel crucial no rendimento desportivo, especialmente em modalidades intermitentes de esforço máximo e resistência, como o futebol (Čaušević et al., 2023; Sebastiá-Rico et al., 2023). O desenvolvimento de métodos avançados de avaliação, como a BIA-L, tem proporcionado uma compreensão mais detalhada das interações entre estrutura corporal e rendimento atlético (Nescolarde et al., 2015, 2024a; Oliveira et al., 2024).

2.2 Aspectos fisiológicos e morfológicos dos isquiotibiais

Os músculos isquiotibiais desempenham um papel fundamental na locomoção, estabilização e potência muscular, sendo considerados críticos para o desempenho de atletas de alto rendimento, especialmente no futebol. Este grupo muscular é composto pelo bíceps femoral (cabeças longa e curta), semitendinoso e semimembranoso, localizados na parte posterior da coxa. Cada um desses músculos contribui para funções específicas, como flexão do joelho, extensão da anca e estabilização pélvica, ações altamente requisitadas em práticas desportivas intensas (Netter, 2019).

Os isquiotibiais são músculos biarticulares, ou seja, atravessam duas articulações: a anca e o joelho. Essa característica confere uma versatilidade funcional, permitindo que atuem em

movimentos simultâneos de extensão da anca e flexão do joelho. O bíceps femoral, localizado lateralmente, é particularmente ativo durante acelerações e mudanças rápidas de direção, enquanto o semitendinoso e o semimembranoso, na porção medial, são essenciais para estabilização e controle fino do movimento (Fattini, 2006).

Do ponto de vista fisiológico, os isquiotibiais apresentam uma composição heterogênea de fibras musculares do tipo I (contração lenta) e do tipo II (contração rápida). Essa combinação permite que o grupo muscular seja resistente à fadiga durante atividades de longa duração, enquanto fornece potência explosiva em ações de alta intensidade. A predominância de fibras do tipo II no bíceps femoral é particularmente relevante em desportos como o futebol, onde sprints e acelerações rápidas são frequentes. Já o semitendinoso, com seu maior volume relativo de fibras do tipo I, oferece maior resistência durante esforços prolongados, como o controle excêntrico do movimento na fase de balanço da corrida (Enoka, 2015).

O bíceps femoral, em especial a cabeça longa, é responsável pela maior parte da força gerada durante a extensão da anca e flexão do joelho. A sua estrutura de fibras musculares do tipo II contribui para respostas explosivas, sendo um músculo essencial durante acelerações e desacelerações rápidas. Por outro lado, o semitendinoso, com a sua composição de fibras mistas (tipo I e II), desempenha um papel crucial na manutenção da estabilidade e controle motor fino, particularmente em condições que exigem equilíbrio e resistência (Netter, 2019). Estudos realizados por Nescolarde e colaboradores destacam a importância desses músculos na biomecânica funcional, utilizando técnicas como a BIA para avaliar as propriedades elétricas e morfológicas específicas desses tecidos (Nescolarde et al., 2013).

No contexto desportivo, a arquitetura muscular dos isquiotibiais é frequentemente avaliada para entender a sua relação com a força e o desempenho. Parâmetros como comprimento do fascículo, ângulo de penetração e área de seção transversal têm sido investigados devido à sua associação com maior capacidade de gerar força explosiva. Estudos indicam que a manutenção de uma arquitetura muscular favorável está relacionada com a prevenção de lesões e aprimoramento do desempenho desportivo (Opar et al., 2021).

A capacidade contrátil dos isquiotibiais também está intimamente ligada à eficiência neuromuscular. A coordenação entre ativação muscular e relaxamento é fundamental para otimizar a produção de força e minimizar o risco de lesões. Em atletas de elite, adaptações neuromusculares são observadas em resposta ao treino regular, aumentando a capacidade de recrutar fibras musculares de forma mais eficiente (Opar et al., 2021).

A funcionalidade dos isquiotibiais está diretamente relacionada a ações críticas no futebol, como chutes, saltos, *sprints* e mudanças de direção. Durante essas ações, os isquiotibiais atuam como principais extensores da anca e controladores excêntricos da flexão do joelho. Estudos biomecânicos demonstram que o momento de força máxima gerado pelos isquiotibiais ocorre próximo ao final da fase de balanço do *sprint*, quando os músculos estão alongados e sob alta tensão (Mendiguchia et al., 2021).

O bíceps femoral é especialmente ativo durante a fase de desaceleração, ajudando a controlar o movimento excêntrico e a proteger as articulações contra forças excessivas. Por outro lado, o semitendinoso desempenha um papel estabilizador, trabalhando em sinergia com o bíceps femoral para distribuir uniformemente as cargas durante movimentos complexos. Nescolarde destacou nos seus estudos que essas diferenças funcionais podem ser identificadas por meio de técnicas de BIA, permitindo uma avaliação mais detalhada da composição e saúde muscular em atletas (Nescolarde et al., 2020).

Adicionalmente, a assimetria funcional entre os membros inferiores pode comprometer o desempenho e aumentar o risco de lesões. Assim, avaliações detalhadas da força e da arquitetura muscular, especialmente em atletas de elite, são essenciais para identificar desequilíbrios e implementar estratégias de treino corretivo (Maloney, 2019). A análise das propriedades elétricas do músculo por meio de técnicas como a BIA-L oferece uma ferramenta valiosa para monitorizar adaptações musculares ao longo do tempo. O estudo de Opar et al. (2021) aponta que o treino direcionado para os isquiotibiais inclui exercícios de força excêntrica, como o *Nordic Hamstring Curl*, que têm demonstrado eficácia na melhoria da força e na prevenção de lesões.

Além disso, estratégias de periodização são fundamentais para maximizar os ganhos de força e minimizar o risco de sobrecarga. A incorporação de exercícios específicos para os isquiotibiais, adaptados às exigências individuais de cada atleta, permite uma melhor transferência para o desempenho em campo. Por exemplo, em futebolistas, a inclusão de exercícios de alta intensidade durante a pré-temporada está associada ao aumento da força excêntrica e à redução de assimetrias musculares (Al Attar & Husain, 2023).

A capacidade dos isquiotibiais de sustentar esforços repetidos depende não apenas de sua força intrínseca, mas também de sua resistência à fadiga, um fator relevante em desportos de alta intensidade, caracterizados por ações explosivas, como *sprints*, mudanças bruscas de direção e acelerações repetidas. O estudo de Freitas et al. (2023) destaca que lesões nos isquiotibiais ocorrem frequentemente durante ações que exigem rápida ativação muscular,

como sprints. Essas ações impõem exigências mecânicas significativas, levando a alterações na força máxima e na taxa de desenvolvimento de força, o que pode comprometer o rendimento e o bíceps femoral, por ser um dos músculos mais exigidos nessas atividades, está particularmente suscetível a tais adaptações.

Por outro lado, o semitendinoso demonstrou uma diminuição na rigidez ativa durante a fadiga, o que sugere que ele pode desempenhar um papel estabilizador em tarefas de longa duração (Freitas et al., 2022). Essa resposta mecânica pode ser explorada para adaptar estratégias de treino e recuperação. Técnicas de recuperação, como o uso de massagens, compressão e crioterapia, são frequentemente empregadas para mitigar os efeitos da fadiga e acelerar a regeneração muscular. Além disso, a monitorização contínua por meio de ferramentas como a BIA-L pode oferecer uma visão mais detalhada sobre o estado de recuperação dos isquiotibiais, permitindo ajustes precisos em programas de treino e recuperação (Freitas et al., 2022).

2.3 Avaliação da composição corporal

O estudo da composição corporal insere-se na biologia humana como uma área fundamental para compreender os diferentes compartimentos do corpo, as relações que mantêm entre si e os princípios que regulam o seu equilíbrio (Heymsfield, 2024; Wang et al., 1992). Embora as investigações sobre a composição corporal remontem à antiguidade, foi apenas a partir de meados do século XIX que este campo começou a desenvolver-se de forma mais sistemática, impulsionado pelo avanço das metodologias científicas (Carnero, 2015). Nesta fase inicial, a dissecação de cadáveres e a análise bioquímica *in vivo* foram essenciais para os primeiros avanços no conhecimento da distribuição e evolução dos tecidos corporais ao longo do tempo.

No entanto, o estudo da composição corporal permaneceu limitado até ao início do século XX, quando ocorreu uma transformação significativa na forma como os seus componentes eram analisados. Até então, as investigações baseavam-se maioritariamente na observação de cadáveres e em exames químicos de órgãos isolados. Um marco aconteceu na década de 1920 com o trabalho inovador do antropólogo tcheco Jindřich Matiegka, que desenvolveu uma metodologia antropométrica pioneira para estimar frações de massa corporal, distinguindo a gordura subcutânea, os músculos esqueléticos, o esqueleto e outros tecidos (Matiegka, 1921).

Antes dessa abordagem, as informações disponíveis sobre a composição corporal humana eram escassas e os estudos experimentais surgiam apenas esporadicamente (Heymsfield, 2024). O impacto desse novo método foi significativo, resultando num aumento expressivo das investigações sobre os componentes do corpo humano e lançando as bases para o desenvolvimento de técnicas mais sofisticadas ao longo do século seguinte.

No contexto desportivo, as medidas de avaliação corporal desempenham um papel fundamental nas investigações, pois fornecem informações essenciais sobre a composição e o desempenho físico dos atletas (Campa et al., 2021). Essas avaliações ajudam a identificar características morfológicas e fisiológicas que influenciam o rendimento desportivo, além de contribuírem para a prevenção de lesões e a recuperação após esforços físicos (Campa et al., 2021; Sebastiá-Rico et al., 2023).

Mesmo com diversas técnicas existentes, uma das mais utilizadas é a antropometria, que consiste em medição de variáveis como peso, altura, circunferências corporais, pregas subcutâneas e proporções corporais, sendo uma técnica mais acessível, validada e não invasiva (Čaušević et al., 2023; Sebastiá-Rico et al., 2023). Com esses parâmetros, é possível estimar a composição corporal, incluindo gordura MG, a MIG e a distribuição de gordura. A simplicidade e o baixo custo tornam a antropometria amplamente utilizada, embora os seus resultados dependam da habilidade do avaliador.

Atualmente, o estudo da composição corporal encontra-se numa fase mais dinâmica e abrangente, marcada pela validação de modelos clássicos em diferentes populações e pela crescente investigação dos fatores genéticos que influenciam a constituição corporal, tanto ao nível dos fenótipos como dos génotipos. Além disso, a investigação contemporânea tem dado maior ênfase à análise das variações da composição corporal ao longo do tempo, proporcionando uma visão mais detalhada sobre os processos biológicos subjacentes e as suas implicações para a saúde e o desempenho humano (Carnero, 2015).

De forma geral, a análise da composição corporal, representada na Figura 1, integra três domínios fundamentais dentro da biologia humana: os níveis de organização da composição corporal e as suas regras estruturais, os métodos de avaliação e os fatores biológicos que influenciam essa composição (Wang et al., 1992). A interação entre esses elementos tem sido essencial para a evolução do conhecimento na área, permitindo abordagens cada vez mais precisas e individualizadas.

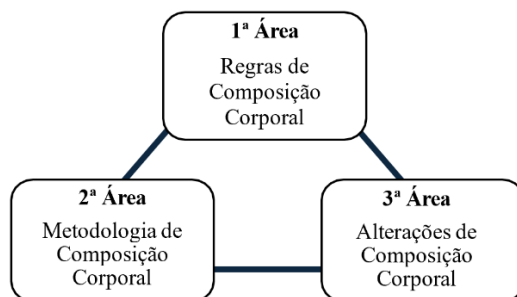


Figura 1 - As três áreas de investigação da Composição Corporal (Wang et al., 1992).

O modelo conceptual proposto abrange três áreas fundamentais. A primeira estabelece uma hierarquia de cinco níveis de complexidade para a análise da composição corporal, nomeadamente: nível atómico, nível molecular, nível celular, nível tecidual e nível do corpo inteiro. A segunda área centra-se no desenvolvimento e aplicação de métodos e técnicas que permitem investigar a composição corporal em cada um destes níveis. Já a terceira área analisa a forma como fatores genéticos, biológicos e ambientais influenciam a composição corporal.

2.3.1 Níveis de complexidade na avaliação de composição corporal

A hierarquia estabelecida no modelo de Wang et al. (1992) permite compreender a composição corporal de forma integrada, já que os componentes dos níveis superiores resultam da combinação de elementos dos níveis inferiores. Essa interdependência é evidente na análise do tecido adiposo, que, no nível tecidual, é composto por adipócitos (nível celular), os quais armazenam lípidos (nível molecular), formados por elementos químicos como carbono e hidrogénio (nível atómico). Abaixo, é possível perceber a composição de cada nível citado:

- I. Atómico: A estrutura do corpo é formada por elementos químicos essenciais, como oxigénio, carbono, hidrogénio, nitrogénio, cálcio e fósforo, representando mais de 98% da massa corporal total, sendo que o oxigénio, isoladamente, corresponde a mais de 60% do peso corporal (Wang et al., 1992). Pouco menos dos outros 2% da composição corporal são constituídos por outros 44 elementos, mas desempenham papéis essenciais em processos fisiológicos e estruturais. Esses elementos constituem a base para a formação de moléculas maiores, sendo fundamentais para a manutenção da vida (Heymsfield et al., 1997).
- II. Molecular: A composição corporal a nível molecular inclui cinco componentes principais: a água subdividida em compartimentos intra e extracelulares; lipídeos compostos maioritariamente por triglicéridos; proteínas, essenciais para a estrutura e

função celular; hidratos de carbono concentrando-se no músculo e fígado; e minerais responsáveis por cerca de 5% do peso corporal, têm papel fundamental na estrutura óssea e no metabolismo celular. A distribuição desses componentes influencia processos metabólicos e a funcionalidade dos tecidos (Heymsfield et al., 1997; Wang et al., 1992).

- III. Celular: O corpo humano contém mais de 10^{18} células, rodeadas por fluídos extracelulares (FEC) e suportadas por sólidos extracelulares. As células, que realizam funções vitais como metabolismo e reprodução, são classificadas em quatro tipos: conectivas, epiteliais, nervosas e musculares. Os FEC, compostos principalmente por água, facilitam as trocas gasosas, o transporte de nutrientes e a eliminação de resíduos. Os sólidos extracelulares incluem fibras de colágeno, reticulares e elásticas, que proporcionam suporte estrutural (Z. Wang et al., 1992).
- IV. Tecidual: No nível tecidual destacam-se na composição corporal órgão e tecidos. O tecido adiposo, composto por adipócitos e fibras de colagénio; o tecido muscular, responsável pela conversão de energia química em trabalho mecânico; e o tecido ósseo, formado por células ósseas e uma matriz rica em hidroxapatita representam cerca de 75% do peso corporal total (Heymsfield et al., 1997; Wang et al., 1992).
- V. Corporal Total: O organismo é considerado na sua totalidade, englobando a interação entre os diversos sistemas fisiológicos (Wang et al., 1992).

2.3.2 Modelos compartimentais da avaliação de composição corporal

Os modelos compartimentais foram desenvolvidos para proporcionar uma compreensão mais válida da composição corporal e são classificados conforme o número de compartimentos considerados:

- Modelo a 2 Compartimentos (2C): Este modelo divide o corpo em MG e MIG, partindo do pressuposto de que a densidade do MIG é constante em $1,1000 \text{ g/cm}^3$, independentemente de fatores como idade, sexo ou nível de ocorrência física. Embora seja um método amplamente utilizado, apresenta limitações relevantes, uma vez que não considera variações individuais na hidratação e na mineralização óssea. Investigações sugerem que esta suposição pode resultar na subestimação da percentagem de gordura corporal, sobretudo em questões de natureza corporal (Withers et al., 1998). Os métodos de avaliação de densitometria como a pesagem hidrostática e a pletismografia por deslocamento de ar (BodPod) são técnicas

que utilizam o modelo 2C para estimar MG. A diluição isotópica também utiliza deste modelo para a determinação da ACT, permitindo a estimativa da MG (Withers et al., 1998).

- Modelo a 3 Compartimentos (3C): Este modelo é uma evolução do modelo 2C, acrescentando a ACT à divisão entre MG e MIG. Esta abordagem permite um controlo mais rigoroso da variação na hidratação do MIG, tornando as estimativas de composição corporal mais válidas. O estudo de Withers et al. (1998) aponta que o modelo 3C pode estimar cerca de 2,2% mais gordura corporal do que o modelo 2C ($p < 0,02$), demonstrando maior validade. Este estudo divide a MIG em ACT e uma porção sem água, composta por proteínas e minerais, reduzindo erros associados à variabilidade na hidratação da MIG. A DXA é enquadrada neste modelo e permite separar a MIG em mineral ósseo (MO) e massa isenta de gordura e osso (MIGO), estimando a composição corporal através da soma $MG + MO + MIGO$ (Messina et al., 2020; Shepherd et al., 2017).

- Modelo a 4 Compartimentos (4C): Esse modelo visa a melhoria da validade na avaliação da composição corporal ao considerar a variabilidade biológica (Withers et al., 1998). Este modelo divide a MIG em água, proteína e minerais, permitindo estimativas mais rigorosas. A medição é realizada com equipamentos como DXA para o MO e diluição de óxido de deutério para a ACT (Wang et al., 2002). Contudo, apesar da maior validade do modelo 4C, erros acumulados nas medições podem afetar a precisão final, e a sua aplicação em ambientes clínicos e estudos epidemiológicos é limitada devido ao tempo, custo e necessidade de múltiplos equipamentos

2.3.3 Impedância bioelétrica

A BIA tornou-se um método amplamente adotado nas ciências do desporto, destacando-se pela sua praticidade, facilidade de transporte e viabilidade económica (Campa et al., 2022). O seu desenvolvimento é resultado de décadas de avanços científicos e aprimoramento tecnológico, permitindo sua aplicação tanto em contextos clínicos quanto desportivos. Segundo Foster & Lukaski, (1996), os primeiros estudos sobre a BIA remontam à década de 1960, quando os equipamentos ainda eram limitados ao ambiente laboratorial e possuíam tecnologia rudimentar. No entanto, foi a partir dos anos 1980, com o surgimento de dispositivos mais acessíveis e precisos, que a técnica se popularizou, consolidando-se como uma ferramenta de análise corporal eficaz. Atualmente, há desde modelos básicos, que oferecem uma visão geral

da composição corporal, até dispositivos segmentares, capazes de avaliar separadamente diferentes regiões do corpo (Matias et al., 2021).

A BIA baseia-se na aplicação de uma corrente alternada de baixa intensidade no corpo, permitindo a medição da impedância (Z), que representa a oposição à passagem da corrente elétrica nos tecidos biológicos. Essa impedância é composta por dois elementos: a resistência (R), relacionada aos componentes que dificultam a passagem da corrente, como a água extracelular (AEC) no corpo, e a reatância capacitiva (X_c), associada à presença de água intracelular (AIC) e estrutura celular e a capacidade das membranas celulares de armazenar carga elétrica, ambas as quais são expressas em ohms (Ω) (Foster & Lukaski, 1996). A relação entre esses componentes pode ser expressa pela fórmula da impedância em números complexos:

$$Z^2 = R^2 + X_c^2$$

O ângulo de fase (AnF) reflete a integridade e funcionalidade das membranas celulares, sendo um indicador relevante da qualidade muscular e do estado nutricional. Foster & Lukaski (1996), Kyle et al. (2004) e Francisco et al., (2024) destacaram a importância do AnF como um indicador funcional da composição corporal, ampliando sua aplicação para monitorizar o estado nutricional e do desempenho muscular em diversas populações (Foster & Lukaski, 1996; Francisco, Jesus, Nunes, et al., 2024; Kyle, 2004). Valores elevados de AnF estão associados a uma melhor preservação da estrutura celular e a uma maior proporção de massa celular ativa (Francisco et al., 2023; Nescolarde et al., 2023).

Dessa forma, a análise do AnF tem-se afirmado como uma ferramenta valiosa na avaliação da composição corporal e na monitorização do desempenho desportivo. O AnF pode ser determinado através da seguinte equação e representação gráfica:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{X_c}{R}\right) \times \left(\frac{180}{\pi}\right)$$

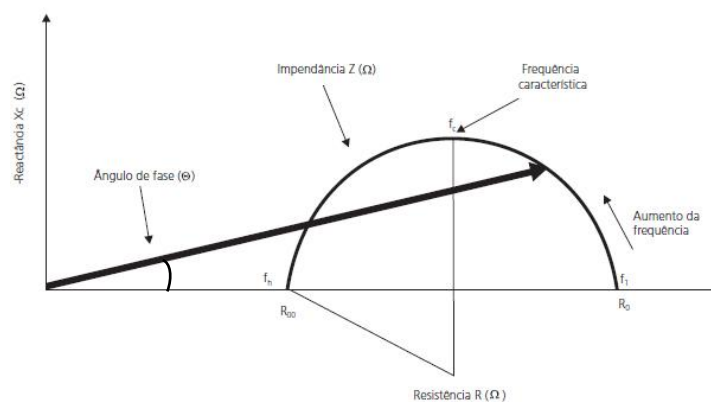


Figura 2 – Representação gráfica do AnF e a relação com R , X_c , Z (Adaptado de Kyle, 2004a).

Assim, a BIA vai além da estimativa de MIG e MG, oferecendo informações e estimativas sobre o estado funcional e fisiológico do organismo (Navarro-Marroco et al., 2024).

Para aprimorar essa análise, a BIA pode ser realizada em diferentes frequências elétricas, cada uma influenciando a validade na distinção dos compartimentos corporais. A aplicação de frequências variadas permite estimar com maior detalhe a distribuição da água intra e extracelular, fornecendo uma compreensão mais abrangente sobre o estado fisiológico e a hidratação do organismo. As principais modalidades da BIA incluem:

- **BIA Unifrequência (UF-BIA):** A UF-BIA é um método amplamente utilizado para estimar a composição corporal, operando com uma corrente fixa de 50 kHz (Lukaski et al., 1985; Ward, 2019). Geralmente, os elétrodos são posicionados na mão e no pé em um arranjo tetrapolar, embora existam variações bipolares (Foucart et al., 2017; Kyle, 2004). A UF-BIA mede a R e a X_c do corpo para estimar a ACT, assumindo uma hidratação fixa de 73,2% para calcular a MIG e, por consequência, a MG pelo modelo 2C (peso corporal = MIG + MG) (Mulasi et al., 2015). No entanto, esse método não distingue com precisão entre AIC e AEC, tornando-o menos válido em indivíduos com alterações na hidratação, como obesidade e entre outras condições (Kyle, 2004; Park et al., 2018). Apesar da sua ampla aplicação, é possível que a UF-BIA sobrestime a MIG em condições específicas e apresente limitações devido à suposição de hidratação constante. Para minimizar esses erros, equações alternativas têm sido desenvolvidas para estimar a MIG sem essa suposição (Langer et al., 2016; Wang, 2014).

- **BIA Multifrequência (MF-BIA):** A MF-BIA aprimora a UF-BIA ao utilizar diversas frequências (1–500 kHz) para diferenciar a água extracelular (AEC) da água intracelular (AIC), permitindo uma avaliação mais válida da composição corporal e do balanço hídrico (Park et al., 2018; Marra et al., 2019). Enquanto frequências baixas (<5 kHz) atravessam apenas a AEC, frequências mais altas (>50 kHz) penetram nas células, medindo também a AIC (Kyle, 2004; Yamada et al., 2017). No entanto, medições abaixo de 5 kHz e acima de 1 MHz apresentam baixa reprodutibilidade (Hannan et al., 1995). Assim como a UF-BIA, a MF-BIA usa modelos estatísticos para estimar compartimentos corporais, mas destaca-se por fornecer informações mais detalhadas sobre a hidratação, tornando-se uma alternativa mais eficaz na análise da ACT, AEC e AIC (Mulasi et al., 2015).

- **BIA Espectral (BIS):** A BIS estima a composição corporal utilizando uma ampla faixa de frequências (5 kHz a 1.000 kHz) e diferencia-se da UF-BIA e MF-BIA por empregar modelos matemáticos (Cole-Cole e Hanai), em vez de equações estatísticas (Marra et al., 2019; Park et al., 2018). O modelo de Cole-Cole trata o corpo como um circuito elétrico, onde a R intracelular e extracelular são determinadas para calcular a AEC e AIC (Zhang et al., 2020). Já o modelo de Hanai considera a condutividade do corpo como uma mistura de materiais condutores e não condutores, refinando a estimativa dos compartimentos hídricos (Lukaski, 2013). A BIS permite uma avaliação mais detalhada dos compartimentos hídricos, sendo útil para monitorizar atletas, pois pequenas variações nestes compartimentos podem impactar o rendimento desportivo (Silva et al., 2010; 2014). Além disso, apresenta boa concordância com métodos de referência, oferecendo uma alternativa acessível e eficiente para profissionais da saúde e do desporto (Gonçalves et al., 2015; Matias et al., 2013).

Para além das diferentes modalidades de BIA, cada uma com as suas vantagens e limitações, a UF-BIA continua a ser uma opção amplamente utilizada devido à sua praticidade na estimativa da composição corporal. Esta técnica destaca-se, sobretudo, em contextos clínicos, académicos e desportivos, onde a rapidez e a fiabilidade da avaliação são essenciais (Tinsley et al., 2020; Ward, 2019).

Em comparação com técnicas tradicionais, como a antropometria, a BIA apresenta a vantagem de oferecer uma avaliação mais detalhada e com menor influência da experiência do avaliador. Além disso, sua praticidade e fácil transporte tornam esse método aplicável em diversos contextos, incluindo hospitais, clínicas, academias e pesquisas em campo (Fichet et al., 2025).

Além das suas aplicações clínicas e acadêmicas, a BIA tem ganhado destaque no contexto desportivo, tornando-se uma ferramenta essencial para atletas e treinadores. A composição corporal desempenha um papel determinante no rendimento desportivo, influenciando variáveis como força, potência e resistência. Nesse sentido, a capacidade da BIA de monitorizar mudanças na MIG e nos níveis de hidratação é particularmente valiosa em modalidades intermitentes de esforço máximo, como o futebol, onde a recuperação adequada e o equilíbrio hídrico são fatores cruciais para a rendimento e a prevenção de lesões (Wagner et al., 2025).

Além das aplicações desportivas, a BIA apresenta diferentes modalidades, cada uma com características específicas para atender a distintas necessidades de avaliação. De acordo com Anand et al. (2021), a BIA de corpo inteiro é a mais amplamente utilizada, uma vez que a corrente elétrica atravessa todo o organismo, permitindo uma estimativa global da composição corporal. Essa abordagem é especialmente adotada em contextos clínicos e estudos populacionais devido à sua praticidade e rapidez. No entanto, apesar de sua ampla aplicação, essa técnica pode apresentar limitações em determinados grupos, como atletas profissionais e indivíduos com obesidade, cujas particularidades na distribuição corporal, como MIG e MG, podem comprometer a estimativa das medições (Anand et al., 2021; Bennett et al., 2024). Para esses casos, modalidades mais específicas da BIA podem ser mais adequadas, permitindo avaliações mais detalhadas e ajustadas às características individuais.

Para contornar essas limitações, a BIA segmentar surge como uma alternativa mais detalhada, permitindo a análise específica de diferentes regiões do corpo, como braços, pernas e tronco. Essa abordagem é particularmente vantajosa para detetar desequilíbrios musculares e acompanhar alterações localizadas na composição corporal. Por exemplo, ela pode ser empregada para avaliar a perda de massa muscular em membros imobilizados devido a lesões ou, por outro lado, para monitorizar o desenvolvimento da hipertrofia muscular em resposta a programas de exercícios direcionados (Campa et al., 2021; Marra et al., 2021; Staśkiewicz-Bartecka et al., 2024).

Adicionalmente, estudos recentes indicam que a BIA segmentar pode auxiliar na identificação de assimetrias musculares e desequilíbrios entre os membros, fornecendo dados relevantes para a personalização de treinos e o desenvolvimento de estratégias de reabilitação (Busta et al., 2024; Cabarkapa et al., 2024; Jiang et al., 2022). Dessa forma, a BIA consolida-se como uma ferramenta versátil, com aplicações que vão além da avaliação corporal, contribuindo para otimizar o desempenho atlético e reduzir riscos de lesões.

De forma semelhante à BIA segmentar, outra modalidade que vem ganhando atenção em pesquisas recentes é a BIA localizada (BIA-L). Esse método foca em regiões específicas do corpo, permitindo uma avaliação altamente detalhada de grupos musculares ou áreas de interesse. Embora ainda seja menos utilizada em comparação com outras formas de BIA, seu potencial para aplicação em reabilitação e a monitorização do desempenho desportivo é promissor, oferecendo informações mais precisas para ajustes em treinos e estratégias terapêuticas (Anand et al., 2021; Campa et al., 2021).

A BIA tem-se consolidado como uma ferramenta essencial no contexto desportivo, especialmente pela capacidade de fornecer dados em tempo real, o que possibilita ajustes rápidos nos programas de exercícios e nas estratégias de recuperação. Em modalidades de resistência, como o ciclismo e a corrida de longa distância, a monitorização contínua da hidratação desempenha um papel crucial na prevenção da fadiga precoce e no aprimoramento do desempenho. Da mesma forma, em desportos de força, como o levantamento de peso, a análise detalhada da composição corporal pode ser determinante para ajustar o peso corporal de forma estratégica, visando otimizar o desempenho em competições específicas (Wagner et al., 2025).

No contexto clínico, a BIA também tem-se consolidado como uma ferramenta valiosa na avaliação e controlo do estado nutricional, hidratação, obesidade e também na monitorização da sarcopenia, uma condição que envolve a perda progressiva de massa muscular e força, especialmente em idosos (Novak et al., 2024).

Embora a BIA ofereça diversas vantagens, é importante reconhecer as suas limitações. Fatores como o estado de hidratação, a temperatura ambiente e a posição do corpo podem impactar os resultados, tornando essencial a padronização rigorosa dos protocolos de medição. Além disso, a correta interpretação dos dados exige conhecimento técnico especializado, assim como a utilização de equações de predição validadas para a população específica em análise (Campa et al., 2023; Costa et al., 2022; Masset et al., 2025; Sardinha et al., 2023). A BIA-L, por exemplo, exige equipamentos especializados e formação adequada para os operadores, o que pode restringir a sua aplicação em ambientes com infraestrutura limitada. No entanto, a sua capacidade de fornecer dados sobre grupos musculares específicos é inegável, especialmente em pesquisas que buscam entender a relação entre a composição corporal e o desempenho muscular em desportos que fazem exigências metabólicas elevadas e esforços físicos próximos ou acima do limiar anaeróbio, como os desportos de resistência e modalidades intermitentes de esforço máximo (Campa et al., 2021; Nescolarde et al., 2024a)

Segundo Catterm et al., (2024), a técnica de BIA é amplamente utilizada para avaliar a composição corporal, oferecendo informações valiosas sobre o desempenho desportivo e o estado fisiológico, o que a torna uma ferramenta essencial nas ciências da saúde e do desporto. Com a sua evolução constante e a expansão das suas aplicações, a BIA solidifica-se como um recurso indispensável tanto para profissionais quanto para pesquisadores. À medida que a tecnologia avança e novos conhecimentos surgem, a BIA continua a desempenhar um papel fundamental na promoção da saúde e na otimização do desempenho humano (Fichet et al., 2025).

2.3.4 Impedância bioelétrica Localizada

A BIA-L representa um avanço significativo na aplicação dessa tecnologia, focando em análises detalhadas de áreas específicas do corpo. Esse método proporciona uma avaliação mais precisa das propriedades biofísicas e da composição de grupos musculares ou regiões de interesse. Diferente das abordagens de BIA que envolvem o corpo inteiro ou partes maiores, a BIA-L destaca-se por sua capacidade de investigar minuciosamente as características locais, oferecendo dados valiosos tanto no campo da saúde quanto do desporto (Nescolarde et al., 2023).

Os primeiros estudos que utilizaram a BIA-L datam da década de 2000, quando os pesquisadores adaptaram elétrodos para realizar análises mais localizadas e desenvolveram algoritmos específicos para essas medições (Aaron & Shiffman, 2000; Rutkove et al., 2002). Desde então, com os avanços tecnológicos, como dispositivos de maior sensibilidade e software analíticos mais refinados, houve um grande progresso na aplicação dessa técnica (Nescolarde et al., 2013).

Baseada nos mesmos princípios da BIA, a BIA-L mede parâmetros como R, Xc, AnF e Z. Entretanto, a sua principal diferença está no foco de análise, que possibilita detetar pequenas alterações nas propriedades elétricas dos tecidos de regiões específicas. Por exemplo, ao avaliar os músculos isquiotibiais, a BIA-L pode estimar variações na hidratação intracelular e extracelular, além de fornecer informações cruciais sobre a integridade das membranas celulares da área (Nescolarde et al., 2014). Diversos estudos recentes demonstram que a aplicação do AnF local pode ser eficaz na deteção precoce de lesões musculares, tornando-se um indicador sensível da saúde e funcionamento dos tecidos (Nescolarde et al., 2023, 2024a).

No contexto desportivo, a BIA-L tem-se mostrado uma ferramenta promissora para otimizar o desempenho e promover uma recuperação mais eficaz entre atletas. A sua capacidade de avaliar a composição corporal de forma localizada oferece uma monitorização precisa dos efeitos do treino e das intervenções terapêuticas. Por exemplo, no futebol, a análise da musculatura isquiotibial pode ser crucial para identificar desequilíbrios musculares entre os membros, os quais podem predispor o atleta a lesões (Nescolarde et al., 2013, 2024a).

Além disso, a BIA-L tem sido amplamente utilizada para avaliar a eficácia de programas de reabilitação, permitindo o acompanhamento detalhado da recuperação muscular após lesões. A possibilidade de medir mudanças na hidratação e na massa celular na área afetada oferece dados valiosos para ajustes no planeamento de reabilitação (Thomas et al., 2024). Um estudo conduzido por Nescolarde et al., (2023) destacou que a monitorização contínua das propriedades elétricas do músculo durante a reabilitação de atletas lesionados permite a deteção precoce de sinais de recuperação insuficiente, possibilitando ajustes no tratamento para um retorno mais seguro às competições.

Segundo Lukaski et al., (2019), uma das principais vantagens da BIA-L é a capacidade de realizar avaliações em tempo real de grupos musculares específicos, sem a necessidade de métodos invasivos ou de alto custo. No entanto, a sua eficácia depende de um rigoroso seguimento dos protocolos e da formação adequada dos operadores para garantir a precisão e reprodutibilidade dos resultados. Vários fatores, como a posição dos elétrodos, temperatura ambiente e o estado de hidratação do sujeito, podem afetar os resultados, tornando essencial a adesão a normas estabelecidas para a coleta de dados (Nescolarde et al., 2024a).

No campo da pesquisa científica, a BIA-L tem sido amplamente utilizada para examinar a relação entre a composição corporal e o desempenho muscular. Estudos longitudinais indicam que alterações no AnF localizado estão diretamente associadas a mudanças na força e resistência muscular. Nesse sentido, Oliveira et al., (2024) identificaram que o aumento do AnF nos músculos isquiotibiais correlaciona-se com melhorias em testes de salto vertical e acelerações curtas. Esse resultado reforça a importância da BIA-L como ferramenta para monitorizar a função muscular e aprimorar o desempenho atlético. Dessa forma, os resultados sugerem que a BIA-L pode contribuir significativamente para a avaliação e otimização da rendimento desportiva.

Nos últimos cinco anos, a pesquisa sobre a BIA-L tem avançado, aprofundando a sua aplicação prática e fundamentação científica. Estudos recentes têm explorado a relação entre os parâmetros da BIA-L e aspectos como desempenho desportivo, prevenção de lesões e processos

de reabilitação (Nescolarde et al., 2023, 2024a; Oliveira et al., 2024). Em uma investigação conduzida por Fukuoka et al., (2024) verificou-se que atletas submetidos a um protocolo de exercícios em múltiplas séries para os membros inferiores apresentaram alterações nos parâmetros da BIA-L. Além disso, a variação no AnF localizado demonstrou estar associada ao desempenho durante o esforço físico, independentemente da quantidade total de MIG na perna avaliada. De maneira semelhante, Nescolarde et al. (2020) destacam que a medição por BIA-L é uma abordagem eficaz para distinguir entre lesões na junção miotendinosa e na junção miofascial. O estudo também revelou que essa tecnologia permite diferenciar lesões de grau 3 na junção miotendinosa em relação às de grau 1 e 2. Além disso, os resultados ressaltam a elevada sensibilidade da BIA-L, evidenciada pela variação percentual da resistência aferida 24 horas após a lesão, indicando sua associação com a ruptura de fibras musculares.

A aplicação da BIA-L em populações específicas, como atletas jovens e mulheres atletas, também tem sido objeto de investigação. Evidências indicam que a BIA-L é capaz de identificar ligeiras variações das propriedades elétricas do músculo. Por exemplo, Oliveira et al., (2023) apontam que o AnF localizado pode ser um indicador promissor da potência muscular média.

Mais recentemente, Nescolarde et al. (2024) realizaram medições de BIA-L nos músculos isquiotibiais e identificaram alterações significativas em parâmetros como R e Xc após a corrida. A redução desses valores pode estar relacionada a microdanos ou ao *stress* muscular. Além disso, os pesquisadores observaram correlações entre os parâmetros da BIA-L e biomarcadores inflamatórios, como a proteína C reativa (CRP) e a creatina quinase (CK). Esses resultados sugerem que a BIA-L pode ser uma ferramenta útil para monitorizar a integridade muscular e a resposta inflamatória. O estudo também investigou a relação entre as variações nos parâmetros da BIA-L e o desempenho atlético, sugerindo que essas medições podem auxiliar na previsão do tempo necessário para a recuperação muscular.

Adicionalmente, a BIA-L tem se mostrado útil em ambientes hospitalares, especialmente na avaliação da composição corporal de pacientes críticos. Em indivíduos com insuficiência cardíaca ou renal, a técnica tem sido empregada para monitorizar variações na hidratação e na massa muscular, fornecendo dados essenciais para o tratamento clínico. Trabalhos como o de Lukaski & Piccoli (2012) ressaltam a eficiência da BIA-L na identificação precoce de edemas localizados, possibilitando intervenções imediatas.

Dessa forma, a BIA-L tem-se consolidado como uma tecnologia inovadora e em constante evolução, apresentando grande potencial de aplicação tanto na saúde quanto no

desporto. Com o avanço das pesquisas e o desenvolvimento de novas tecnologias, o seu uso tende a expandir-se, promovendo não apenas a otimização do desempenho desportivo, mas também a melhoria da qualidade de vida e da saúde da população.

3 PERTINÊNCIA DO ESTUDO

A análise da composição corporal é um aspecto fundamental na área das ciências do desporto e do exercício, uma vez que influencia diretamente o desempenho, a prevenção de lesões e a recuperação de atletas. Neste contexto, a BIA destaca-se como uma ferramenta prática e acessível para avaliação da composição corporal. No entanto, grande parte dos estudos e aplicações práticas da BIA são focados na análise de corpo inteiro ou segmentar, deixando uma lacuna no uso da BIA-L, especialmente em grupos musculares específicos e essenciais para o rendimento atlético, como os isquiotibiais.

O presente estudo procura contribuir para a evolução da prática profissional dos fisiologistas do exercício, treinadores e pesquisadores do desporto, oferecendo uma abordagem inovadora e mais detalhada para a monitorização das propriedades elétricas do músculo. Os isquiotibiais desempenham um papel crucial em diversas modalidades desportivas, sendo responsáveis pela estabilidade da articulação do joelho, potência em sprints e resistência muscular. Ao fornecer dados mais precisos sobre a qualidade muscular e o estado de hidratação local, a BIA-L pode auxiliar no desenvolvimento de estratégias de treino mais eficazes, no acompanhamento da recuperação pós-lesão e na identificação precoce de desequilíbrios musculares que possam levar a lesões.

Dessa forma, este estudo torna-se pertinente ao propor uma aplicação direcionada da BIA-L no desporto, ampliando o leque de possibilidades para os profissionais fisiologistas do exercício, e fortalecendo a base científica para intervenções mais individualizadas e eficazes. Espera-se que os resultados obtidos possam fomentar novas práticas de monitorizar o estado muscular dos atletas e abrir caminho para pesquisas futuras que aprofundem ainda mais o conhecimento sobre a aplicabilidade deste método no desporto.

Assim, esta investigação tem como objetivo analisar as variações nas configurações bioelétricas dos músculos bíceps femoral e semitendinoso em repouso e durante flexões isométricas a 20% e 40% da CVM.

4 METODOLOGIA

O conteúdo deste capítulo visa descrever o tipo de estudo, a amostra da reprodutibilidade e do estudo, a preparação, os procedimentos e instrumentos utilizados na recolha de dados, assim como o tratamento e abordagem estatística.

4.1 Desenho de estudo e amostra

Esta investigação é um estudo experimental do tipo crossover, envolveu uma amostra inicial de 92 atletas profissionais de futebol (n=81) e futsal (n=11), todos ativos em clubes de Portugal. Entre os participantes, 16 eram do sexo feminino e 76 do sexo masculino. A recolha de dados foi realizada durante a pré-época desportiva, no Laboratório de Exercício e Saúde e no Laboratório de Função Neuromuscular da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. Todos os atletas foram informados sobre os procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo recebeu aprovação ética do Comité de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Os critérios de inclusão para o recrutamento dos participantes neste estudo foram:

- Atletas profissionais de futebol e futsal;
- Estão em atividade competitiva na pré-época;
- Maior ou igual de 17 anos;
- Estar vestido adequadamente de forma a possibilitar o mínimo de roupa que o teste exige;

Critérios de exclusão da amostra final:

- Auto reportar lesão ou cirurgia nos últimos 24 meses;

Após a aplicação desses critérios de inclusão/exclusão, a amostra final foi sintetizado para 59 atletas, sendo 13 do sexo feminino e 46 do sexo masculino.

As medições realizadas incluíram parâmetros de BIA-L: R, Xc e AnF, os quais foram avaliados nos músculos bíceps femoral e semitendinoso, tanto da perna direita quanto da perna esquerda. As medições foram realizadas em três condições distintas: em repouso, a 20% e a 40% da CVM. A escolha desses diferentes níveis de ativação muscular permitiu examinar as variações nas propriedades bioelétricas dos músculos em repouso e sob esforço, oferecendo

uma análise detalhada das características musculares e hídricas dos atletas profissionais, com possível aplicação na otimização do desempenho desportivo e na prevenção de lesões.

4.2 Reprodutibilidade do protocolo

A reprodutibilidade de um protocolo é fundamental para garantir a precisão e consistência dos dados coletados em estudos experimentais. Para avaliar a confiabilidade do protocolo proposto, foram realizadas análises em diferentes condições, utilizando métricas como o Erro Técnico de Medida (ETM), o Coeficiente de Variação (CV) e o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC).

Cinco sujeitos participaram no estudo, realizando o protocolo completo duas vezes, com um intervalo de 30 minutos entre o término da primeira avaliação e o início da segunda, seguindo também a mesma preparação.

4.2.1 Preparação

Para que todas as avaliações fossem realizadas da forma reprodutíveis, foram exigidos alguns pré-requisitos a todos os participantes que incluíam:

- Preenchimento do consentimento informado previamente à realização dos testes e após cada participante e/ou responsável (no caso dos participantes menores de idade) serem informados sobre os riscos desta investigação;
- Aquecimento de 5 minutos na bicicleta estática (Monark Ergomedic 828E);
- Calibração do aparelho de BIA;
- Os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral no equipamento de dinamometria, com a bacia em posição neutra (Figura 3);
- Identificação e marcação dos músculos através de ultrassonografia e palpação (tuberosidade isquiática);
- Depilação da região que os elétrodos foram posicionados;
- Colocação dos elétrodos onde os músculos foram identificados (Figura 4);
- Os joelhos fletidos a 30° (0° = extensão total), mantendo a tíbia em posição neutra;
- Os pés foram fixados no suporte específico contendo o transdutor de força,

garantindo que o tornozelo permanecesse a 90°.

4.3 Instrumentos utilizados na recolha de dados

Neste estudo, A BIA localizada foi aplicada usando o AKERN BIA 101 (*BIA-101, RJI/Akern Systems, Firenze, Itália*), um dispositivo BIA de frequência única a 50 kHz, sensível à fase (SF-BIA) que mede AnF e Z e calcula R e Xc com apresentação dos resultados no software *Akern BodyScan 1.2*. Após a limpeza da pele dos participantes com álcool isopropílico, sete elétrodos de baixa impedância (Biatrodes, Akern Srl) foram utilizados para medir os parâmetros brutos.

Para a obtenção da CVM, foi utilizado um dinamómetro feito sob medida (Figura 3) para medir o torque flexor do joelho a uma taxa de amostragem de 1 kHz. O sistema de medição incluía um transdutor de força (Modelo STC, Visam Precision, Malvern, PA, EUA) acoplado a um suporte específico, posicionado ao nível do calcanhar para captar a força linear perpendicular à orientação da perna. Os dados de força foram amplificados (Modelo UA73.202, Sensor Techniques, Cowbridge, Reino Unido), convertidos digitalmente (USB-230 Series, Measurement Computing Corporation, Norton, MA, EUA) e registrados no software DAQami (v4.1, Measurement Computing Corporation, Norton, MA, EUA). O torque do joelho foi estimado multiplicando os valores de força pela distância perpendicular entre o centro do transdutor e o côndilo lateral femoral.

Na identificação dos músculos e as suas inserções, foi utilizado um ultrassom (EUB-7500; Hitachi Medical Corporation, Chiyoda-ku, Tóquio, Japão), acoplado a uma sonda linear de 6 cm operando a uma frequência de 10 MHz. Durante a recolha dos dados para ambos os músculos, foi aplicada pressão mínima sobre a pele e o hidrogel foi utilizado para melhorar o contato acústico entre a sonda e a pele, e assim melhorar a qualidade da imagem.

Após recolhidos todos os dados, os ficheiros com os respetivos dados de cada individuo foram convertidos em formato *xlsx*, transferidos para o programa *Microsoft Office Excel 365* versão 2409 e foram posteriormente transportadas para o programa *IBM SPSS StatisticsTM 29.0* para se proceder ao respetivo tratamento estatístico.



Figura 3 - Dispositivo para avaliar a CVM na posição de decúbito ventral.

4.4 Procedimento

De seguida será descrito o procedimento que inclui as medições antropométricas, questionário, identificação dos músculos, determinação da CVM através do teste de taxa de produção de força e as técnicas de avaliação do AnF, R e Xc através da BIA-L.

Descrição do Procedimento

O procedimento e protocolo realizado com a amostra da reprodutibilidade e com a amostra dos atletas para a presente investigação ocorreram exatamente da mesma forma, com exceção da reprodutibilidade em que os sujeitos realizaram o protocolo duas vezes no mesmo dia, com intervalo de 30 minutos entre o final da primeira avaliação e o início da segunda, sendo repetido todos os passos completamente.

As junções miotendinosas dos músculos bíceps femoral e semitendinoso foram identificadas por meio de palpação e marcação na origem dos músculos, localizada na tuberosidade isquiática e nas inserções musculares, foi utilizada o ultrassom, posicionando o aparelho paralelamente à orientação anatômica dos músculos para a identificação dos mesmos, marcando onde é encontrada a inserção e a colocação precisa dos elétrodos da BIA como apresentado na Figura 4.

A pele da região posterior da coxa foi cuidadosamente depilada utilizando uma lâmina específica para remover pelos que pudessem interferir na condutividade elétrica. Após a depilação, a área foi limpa com algodão embebido em álcool etílico, garantindo a remoção de óleos e resíduos da pele, para otimização do contato entre a pele e os elétrodos e precisão dos

parâmetros bioelétricos.

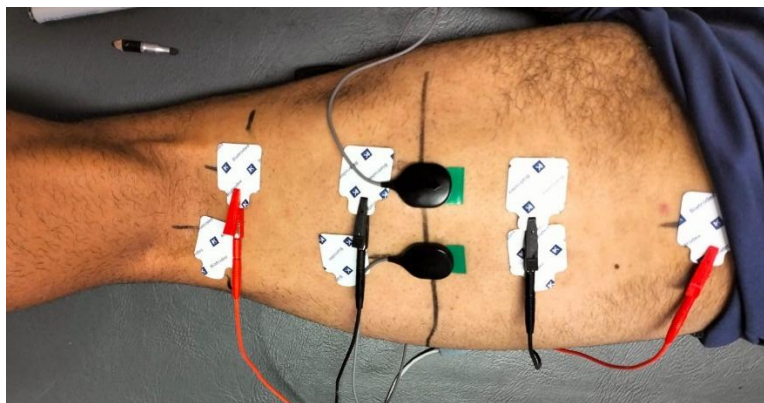


Figura 4 - Marcações e posicionamentos dos elétrodos de BIA-L

Após a conclusão da preparação, as marcas de caneta foram removidas e apenas os participantes do teste de reprodutibilidade saíram do laboratório, retornando 30 minutos depois para repetir todos os passos desde o início.

O protocolo teve início com a coleta de dados antropométricos, incluindo peso e altura, seguida de um aquecimento na bicicleta ergométrica. Em seguida, os participantes foram posicionados no dinamômetro, onde a pele foi preparada de acordo com o descrito no item 4.2.1 (Preparação).

Para determinar a CVM, os participantes realizaram o teste de taxa de produção e força (TPF) e passaram por uma fase de familiarização, na qual realizaram 10 flexões de joelho isométricas unilaterais alternadas em ambas as pernas, recebendo tanto feedback visual sobre a linha de base da força quanto orientações verbais. Durante as sessões de teste, cada participante executou uma série de duas repetições de flexão isométrica unilateral do joelho para cada perna, com a instrução verbal "Rápido e Forte" e eles foram orientados a aplicar a máxima força no menor tempo possível e a sustentar a contração isométrica por pelo menos 3 segundos.

Entre cada repetição, foi respeitado um intervalo de 30 segundos para recuperação. O maior valor registrado entre as tentativas foi utilizado para calcular os 20% e 40% da CVM, também sendo apresentado visualmente no ecrã para o avaliado, sendo os parâmetros necessários para a realização do protocolo de BIA-L. Ambas as repetições contaram com suporte de feedback visual como apresentado na Figura 5.



Figura 5 - Feedback visual da produção de força.

Protocolo

Após todo o procedimento de preparação, obtenção da CVM e posicionamento dos elétrodos, iniciou-se o protocolo.

Os participantes realizaram duas séries de duas repetições de flexão de joelho, sendo uma série a 20% da CVM e a outra a 40% da CVM. Cada repetição teve uma duração de 35 a 40 segundos, permitindo a obtenção dos valores brutos da BIA-L aos 10, 20 e 30 segundos da contração. Para garantir a manutenção da força ao longo do teste, foram utilizados estímulos verbais ("Mantém") e feedback visual, através de marcações exibidas no ecrã à frente dos participantes, como apresentado na Figura 5.

Em cada repetição, os dados da BIA-L foram recolhidos aleatoriamente para o músculo bíceps femoral ou semitendinoso. Entre as séries, foi concedido um intervalo de 30 segundos, tempo necessário para o reposicionamento dos cabos nos elétrodos no músculo ainda não avaliado. O protocolo foi conduzido de forma que os testes foram realizados nos dois músculos das duas pernas para uma das percentagens da CVM e em seguida, após um período de descanso de 1 minuto, iniciou-se os testes para a percentagem restante que também foi aleatorizada.

Todos os participantes completaram o protocolo para ambos os músculos, em ambas as pernas.



Figura 6 - Apresentação dos percentuais da CVM durante o protocolo.

4.4.1 Antropometria

Todos os participantes foram pesados com o mínimo de roupa possível (calções de treino e camiseta) através da balança mecânica (SECA 761; Vogel & Halk, Hamburgo, Alemanha). A estatura foi obtida através do estadiômetro de parede (SECA 321; Vogel & Halk, Hamburgo, Alemanha) antes do início do questionário, que incluem todos os sujeitos descalços, na posição bípede com pernas e pés alinhados, peso distribuído em ambos os pés, braços relaxados ao lado do tronco com as palmas das mãos voltadas para o corpo. Com esses valores recolhidos, calculou-se o IMC dos atletas.

4.4.2 Parâmetros brutos da BIA-L

Antes de cada avaliação foram realizados testes de calibragem para verificar o desempenho e a funcionalidade do dispositivo, tal como proposto pelo fabricante do equipamento. Através deste teste, o usuário pode a qualquer momento, verificar se o dispositivo está a operar corretamente, ao comparar os resultados obtidos com os resultados esperados.

Os parâmetros brutos da BIA-L (R, Xc e o AnF), foram medidos através da AKERN BIA 101 (*BIA-101, RJL/Akern Systems, Firenze, Itália*), após um período de 15 minutos de repouso em decúbito ventral em decorrência da preparação da pele, identificação das junções miotendinosas dos músculos bíceps femoral e semitendinoso através da ultrassom e palpação, colocação dos elétrodos e a introdução das variáveis antropométricas no software como sexo e idade do indivíduo, o exame foi iniciado.

Após a preparação, foram posicionados quatro elétrodos em cada músculo de ambos os lados, seguindo a abordagem tetrapolar. Dois elétrodos ejetores foram colocados na junção miotendinosa do músculo bíceps femoral e na tuberosidade isquiática, responsáveis pela

emissão da corrente elétrica. Os outros dois, elétrodos recetores, foram fixados ao longo do músculo, mantendo uma distância padronizada de 5 cm em relação aos ejetores, a fim de minimizar interferências elétricas. O mesmo procedimento foi adotado para o músculo semitendinoso, utilizando os elétrodos ejetores na junção miotendinosa desse músculo e compartilhando o eletrodo ejetor da tuberosidade isquiática para ambos os músculos, um de cada vez. Foi introduzida uma corrente alternada de 240 μ A-a 50 kHz no eletrodo distal de cada par (eletrodo ejetor), e a detecção de corrente no corpo foi medida através de um eletrodo proximal em cada um dos pares (eletrodo recetor). Foram utilizados elétrodos de baixa impedância (elétrodos Ag/AgCl; BIATRODES® Akern Srl; Florença, Itália) para medir os parâmetros brutos da BIA. Os resultados foram apresentados no software *Akern BodyScan1.2*.

A confiabilidade biológica deste equipamento, medida no laboratório de Exercício e Saúde, foi medida para a R e Xc a uma frequência de 50kHz com resultados de 0,6 e 1,5% respectivamente (Silva et al., 2019).

4.5 Análise estatística

Métricas de Reprodutibilidade

Para avaliar a reprodutibilidade das medições, foram utilizados os seguintes índices estatísticos:

- Erro Técnico de Medição (ETM): O ETM foi calculado para quantificar o erro associado às medições realizadas entre R1 e R2, refletindo a precisão intra-avaliador e permitindo identificar variações não sistemáticas nos dados.
- Coeficiente de Variação (CV): O CV, expresso em percentagem do ETM, normaliza o erro em relação aos valores médios das medições, sendo útil para comparar diferentes variáveis ou grupos.
- Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC): O Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) é um índice amplamente utilizado para quantificar o grau de concordância ou correlação entre diferentes medições ou avaliações realizadas em um mesmo grupo de sujeitos. Esse índice é especialmente útil em situações onde múltiplos avaliadores (ou "raters") estão envolvidos, ou quando as medições são repetidas ao longo do tempo, como em testes-retestes. O ICC é calculado com base na variabilidade das medições, levando em consideração tanto a variabilidade entre os sujeitos (ou seja, as diferenças reais entre os sujeitos) quanto a

variabilidade dentro dos sujeitos (ou seja, as diferenças nas medições realizadas em um mesmo sujeito). Essa abordagem permite uma avaliação abrangente da consistência das medições. A interpretação dos valores do ICC pode ser feita da seguinte forma:

- Valores de ICC inferiores a 0,5 indicam baixa confiabilidade; valores entre 0,5 e 0,75 indicam confiabilidade moderada; valores entre 0,75 e 0,9 indicam boa confiabilidade; valores superiores a 0,90 indicam excelente confiabilidade (Koo & Li, 2016).

Estatísticas da Amostra para utilização da média

Para justificar a opção pelo uso da média das três medições realizadas aos 10, 20 e 30 segundos durante as contrações a 20% e 40% da CVM, recorreu-se à análise de variância para medidas repetidas (ANOVA de medidas repetidas). Este teste estatístico permite avaliar a existência de variações significativas entre os momentos de medição e verificar a estabilidade dos valores obtidos.

Embora possam ocorrer pequenas oscilações entre as medições, o uso da média contribui para atenuar o impacto de flutuações pontuais, como a variabilidade do equipamento, alterações fisiológicas momentâneas e adaptações à contração muscular ao longo do tempo. Adicionalmente, a fiabilidade das medições foi analisada através do Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC), um indicador amplamente utilizado para avaliar a consistência de medições repetidas. Valores elevados de ICC demonstram uma forte concordância entre os momentos analisados, reforçando a pertinência da utilização da média para garantir dados mais estáveis e representativos.

Deste modo, o cálculo da média permite minimizar variações ocasionais e assegurar uma estimativa mais fidedigna dos parâmetros de bioimpedância elétrica localizada (R, XC, AnF) nos músculos bíceps femoral e semitendinoso de ambas as pernas, garantindo uma base sólida para as análises subsequentes.

Estatísticas da influência da ordem realizada do protocolo

Para analisar a possível influência da ordem de realização do protocolo nos valores dos parâmetros de bioimpedância elétrica localizada (R, Xc e AnF), recorreu-se ao Teste t para amostras independentes. Este teste estatístico permite comparar dois grupos distintos e verificar

se existem diferenças significativas entre as suas médias.

Foram analisados os valores obtidos para cada parâmetro nos músculos bíceps femoral e semitendinoso, tanto do lado direito como do esquerdo, nas contrações a 20% e 40% da CVM. Além do teste t, foram calculados os intervalos de confiança de 95% (IC95%) para melhor interpretar a amplitude das diferenças observadas entre os grupos.

Esta abordagem estatística permite avaliar se a sequência de realização do protocolo influencia os valores medidos, contribuindo para a validação da metodologia adotada no estudo.

Estatísticas da Amostra do Estudo Principal

Após a recolha de dados, os ficheiros de cada participante com os respetivos dados foram convertidos para o formato *.xlsx* para serem estruturados e organizados no programa *Microsoft Office Excel 365* versão 2409. Posteriormente foram transportados para o programa *IBM SPSS StatisticsTM 29.0* para Windows para se proceder ao respetivo tratamento estatístico.

A normalização dos valores brutos de resistência (R) e reatância (Xc) foi feita com base no comprimento do segmento anatómico em estudo, correspondente ao fémur. Para garantir a padronização dos dados e permitir análises comparativas entre os participantes, os valores de R e Xc foram divididos pelo respetivo comprimento do fémur. Entre os 92 atletas recrutados, 82 possuíam medidas diretas do fémur, enquanto para 10 participantes, essas medidas não estavam disponíveis. Para esses casos, foi aplicada uma análise de regressão linear no SPSS, utilizando os dados dos 82 atletas como base para estimar os comprimentos desconhecidos. Após a obtenção dessas estimativas, a base de dados foi completamente normalizada, garantindo a integridade metodológica das análises.

Para justificar a utilização da média dos três valores obtidos durante as contrações a 20% e 40% da CVM, foi realizada uma análise de medidas repetidas. Essa análise considerou os valores brutos registados nos intervalos de 10, 20 e 30 segundos de cada contração, com o objetivo de verificar a estabilidade dos dados ao longo do tempo. Comprovada a consistência das medições, a média dos três valores foi adotada para as análises subsequentes, assegurando maior robustez estatística.

Para comparar os diferentes momentos de avaliação, foi aplicado um Teste t para amostras emparelhadas, considerando as seguintes comparações:

- Repouso vs. 20% da CVM

- Repouso vs. 40% da CVM
- 20% da CVM vs. 40% da CVM

Essa abordagem permitiu avaliar as diferenças entre as condições experimentais, levando em conta a ordem aleatória das intensidades de contração no protocolo.

5 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os dados relevantes para o desenvolvimento deste estudo. A primeira abordagem será referente às características da amostra do estudo de reprodutibilidade seguido dos seus principais resultados do ETM, CV e ICC. Na sequência, serão apresentadas as características da amostra dos atletas participantes nesta investigação, seguido da análise estatística realizada entre as diferentes condições.

5.1 Reprodutibilidade

Os resultados do teste de reprodutibilidade obtidos demonstraram que, em repouso, os valores de Xc e AnF apresentaram baixa variabilidade, com CV inferiores a 1,80% para a Xc e abaixo de 2,5% para o AnF, enquanto a R revelou uma variabilidade mais elevada, ultrapassando os 5%. Esta tendência manteve-se a 20% da CVM, com a Xc e o AnF a apresentarem CV inferiores a 2,60% e 5%, respetivamente, enquanto a R continuou a exibir uma variabilidade superior a 5%. A 40% da CVM, verificou-se um padrão semelhante, com a Xc e o AnF a registarem CV inferiores a 1,85% e 5%, respetivamente, e a R a apresentar valores superiores a 4,70%, confirmando a maior estabilidade das medições de Xc e AnF em comparação com a R em diferentes intensidades de contração.

5.1.1 Característica da amostra de reprodutibilidade

Na tabela abaixo, é possível observar a composição da caracterização da amostra de reprodutibilidade, contendo 5 sujeitos do sexo masculino.

Tabela 1 - Características dos sujeitos participantes no estudo de reprodutibilidade com valores brutos da Bia-L

Variáveis	N = 5	
	Medida 1	Medida 2
Idade (anos)	28,6 ± 8	
Massa corporal (kg)	76,6 ± 7,1	
Estatura (cm)	176 ± 7,8	
IMC (kg/m²)	24,5 ± 1,3	
Repouso R	D 10,4 ± 2,7	D 9,9 ± 3,0
Bíceps femoral (Ohm)	E 10,9 ± 2,8	E 11,3 ± 2,7
Repouso Xc	D 17,0 ± 0,8	D 17,2 ± 0,8
Bíceps femoral (Ohm)	E 16,7 ± 0,6	E 16,7 ± 0,6
Repouso AnF	D 58,9 ± 7,6	D 60,4 ± 8,5
Bíceps femoral (°)	E 57,2 ± 7,6	E 56,3 ± 7,1
CVM 20% R	D 10,4 ± 2,7	D 9,7 ± 2,9
Bíceps femoral (Ohm)	E 10,5 ± 2,7	E 10,8 ± 2,7
CVM 20% Xc	D 16,8 ± 1,0	D 16,8 ± 0,5
Bíceps femoral (Ohm)	E 16,7 ± 0,6	E 16,8 ± 0,6
CVM 20% AnF	D 58,5 ± 7,7	D 60,4 ± 7,7
Bíceps femoral (°)	E 58,2 ± 7,6	E 57,6 ± 7,3
CVM 40% R	D 10,6 ± 2,7	D 9,6 ± 2,9
Bíceps femoral (Ohm)	E 10,6 ± 2,6	E 10,8 ± 2,7
CVM 40% Xc	D 16,8 ± 1,0	D 17,1 ± 0,8
Bíceps femoral (Ohm)	E 16,7 ± 0,6	E 16,7 ± 0,6
CVM 40% AnF	D 58,0 ± 7,8	D 60,8 ± 8,3
Bíceps femoral (°)	E 57,9 ± 7,1	E 57,5 ± 7,2
Repouso R	D 10,1 ± 3,2	D 8,9 ± 2,1
Semitendinoso (Ohm)	E 9,7 ± 2,3	E 9,8 ± 2,3
Repouso Xc	D 16,8 ± 0,6	D 17,2 ± 0,5
Semitendinoso (Ohm)	E 16,6 ± 0,5	E 16,7 ± 0,4
Repouso AnF	D 59,4 ± 8,4	D 62,9 ± 5,9
Semitendinoso (°)	E 59,9 ± 6,4	E 59,9 ± 6,5
CVM 20% R	D 10,5 ± 2,9	D 9,3 ± 1,9
Semitendinoso (Ohm)	E 9,9 ± 2,3	E 10,1 ± 2,3
CVM 20% Xc	D 16,7 ± 0,7	D 17,1 ± 0,6
Semitendinoso (Ohm)	E 16,5 ± 0,5	E 16,7 ± 0,5
CVM 20% AnF	D 58,1 ± 7,6	D 61,6 ± 5,2
Semitendinoso (°)	E 59,2 ± 6,4	E 59,0 ± 6,5
CVM 40% R	D 10,8 ± 2,9	D 9,4 ± 1,9
Semitendinoso (Ohm)	E 10,2 ± 2,4	E 10,3 ± 2,5
CVM 40% Xc	D 16,6 ± 0,8	D 17,0 ± 0,7
Semitendinoso (Ohm)	E 16,4 ± 0,5	E 16,6 ± 0,5
CVM 40% AnF	D 57,4 ± 7,6	D 61,2 ± 5,4
Semitendinoso (°)	E 58,6 ± 6,7	E 58,5 ± 7,0

Abreviaturas: IMC: Índice de Massa Corporal; CVM: Contração voluntária máxima; D: Direito; E: Esquerdo; R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase;

5.1.2 Repouso

Tabela 2 - Resultados da reprodutibilidade em Repouso

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média \pm DP	Dif. (Ω)	Z (Ω)	ETM (Ω)	CV (%)	ICC	95% CI	Sig
Bíceps Femoral Esquerdo	R1 (Ω)	10,9 \pm 2,8		20					
	R2 (Ω)	11,3 \pm 2,7	-0,4 \pm 0,1	20	0,59	5,28	0,977	0,827 - 0,998	0,002
	Xc1 (Ω)	16,7 \pm 0,6							
	Xc2 (Ω)	16,7 \pm 0,6	0,0 \pm 0,0		0,13	0,80	0,977	0,764 - 0,998	0,002
	AnF1 ($^\circ$)	57,2 \pm 7,6							
	AnF2 ($^\circ$)	56,3 \pm 7,1	0,9 \pm 0,5		0,64	1,12	0,978	0,832 - 0,998	0,002
Semitendinoso Esquerdo	R1 (Ω)	9,7 \pm 2,3		19					
	R2 (Ω)	9,8 \pm 2,3	-0,1 \pm 0,0	19	0,48	4,87	0,978	0,783 - 0,998	0,002
	Xc1 (Ω)	16,6 \pm 0,5							
	Xc2 (Ω)	16,7 \pm 0,4	-0,1 \pm 0,1		0,08	0,47	0,985	0,793 - 0,999	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	59,9 \pm 6,4							
	AnF2 ($^\circ$)	59,9 \pm 6,5	0,0 \pm 0,1		0,00	0,00	0,984	0,838 - 0,998	0,001
Bíceps Femoral Direito	R1 (Ω)	10,4 \pm 2,7		20					
	R2 (Ω)	9,9 \pm 3,0	0,5 \pm -0,3	20	0,62	6,09	0,977	0,824 - 0,998	0,001
	Xc1 (Ω)	17,0 \pm 0,8							
	Xc2 (Ω)	17,2 \pm 0,8	-0,2 \pm 0,0		0,18	1,06	0,974	0,285 - 0,998	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	58,9 \pm 7,6							
	AnF2 ($^\circ$)	60,4 \pm 8,5	-1,5 \pm -0,9		1,13	1,06	0,974	0,786 - 0,997	0,001
Semitendinoso Direito	R1 (Ω)	10,1 \pm 3,2		20					
	R2 (Ω)	8,9 \pm 2,1	1,2 \pm 1,1	19	1,54	16,18	0,820	-0,159 - 0,980	0,050
	Xc1 (Ω)	16,8 \pm 0,6							
	Xc2 (Ω)	17,2 \pm 0,5	-0,4 \pm 0,1		0,30	1,76	0,877	-0,114 - 0,988	0,001
	AnF1 ($^\circ$)	59,4 \pm 8,4							
	AnF2 ($^\circ$)	62,9 \pm 5,9	-3,5 \pm 2,5		6,13	2,47	0,824	-0,122 - 0,981	0,044

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; DP: Desvio Padrão; ETM: Erro Técnico de Medição; CV: Coeficiente de Variação; ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC: Intervalo de Confiança;

No músculo bíceps femoral esquerdo, o ICC para a R foi de 0,997, com um IC de 95% entre 0,827 e 0,998 ($p=0,002$). Para a Xc, o ICC também foi de 0,997, com IC entre 0,764 e 0,998 ($p=0,002$). Já para o AnF, o ICC apresentou um valor elevado de 0,978, com IC entre 0,832 e 0,998 ($p=0,002$).

No músculo semitendinoso esquerdo, os ICCs também foram elevados. Para a R, o ICC foi de 0,978, com IC entre 0,783 e 0,998 ($p=0,002$). Para a Xc, o valor foi de 0,985, com IC entre 0,793 e 0,999 ($p<0,001$). Quanto ao AnF, o ICC foi de 0,984, com IC entre 0,838 e 0,998 ($p=0,001$).

No músculo bíceps femoral direito, os valores de ICC seguiram uma tendência semelhante. Para a R, o ICC foi de 0,977, com IC entre 0,824 e 0,998 ($p=0,001$). No caso da Xc, o ICC foi de 0,974, com IC entre 0,285 e 0,998 ($p<0,001$). Para o AnF, o ICC foi de 0,974, com IC entre 0,786 e 0,997 ($p=0,001$).

Por fim, no músculo semitendinoso direito, o ICC para a R foi de 0,820, com IC de 95% entre -0,159 e 0,980 ($p=0,05$). Para a Xc, o ICC foi de 0,877, com IC entre -0,114 e 0,988 ($p=0,001$). No caso do AnF, o ICC foi de 0,824, com IC entre -0,122 e 0,981 ($p=0,044$). Esses resultados reforçam a consistência das medições realizadas.

5.1.3 20% da CVM

Tabela 3 - Resultados da reprodutibilidade aos 20% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média \pm DP	Dif. (Ω)	Z (Ω)	ETM (Ω)	CV (%)	ICC	95% CI	Sig
Bíceps Femoral Esquerdo	R1 (Ω)	10,5 \pm 2,7		20					
	R2 (Ω)	10,8 \pm 2,7	-0,3 \pm 0,0	20	0,53	4,98	0,981	0,851 - 0,998	0,001
	Xc1 (Ω)	16,7 \pm 0,6							
	Xc2 (Ω)	16,8 \pm 0,6	0,0 \pm 0,0		0,17	1,01	0,961	0,620 - 0,996	0,006
	AnF1 ($^\circ$)	58,2 \pm 7,6							
	AnF2 ($^\circ$)	57,6 \pm 7,3	0,5 \pm 0,3		0,42	0,73	0,981	0,839 - 0,998	0,001
Semitendinoso Esquerdo	R1 (Ω)	9,9 \pm 2,3		19					
	R2 (Ω)	10,1 \pm 2,3	-0,2 \pm 0,0	20	0,50	4,95	0,975	0,793 - 0,997	0,002
	Xc1 (Ω)	16,5 \pm 0,5							
	Xc2 (Ω)	16,7 \pm 0,5	-0,1 \pm 0,1		0,11	0,67	0,976	0,043 - 0,998	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	59,2 \pm 6,4							
	AnF2 ($^\circ$)	59,0 \pm 6,5	0,3 \pm -0,1		0,14	0,24	0,984	0,855 - 0,998	0,001
Bíceps Femoral Direito	R1 (Ω)	10,4 \pm 2,6		20					
	R2 (Ω)	9,7 \pm 2,9	0,7 \pm -0,3	19	0,65	6,51	0,972	0,531 - 0,997	<0,001
	Xc1 (Ω)	16,8 \pm 1,0							
	Xc2 (Ω)	16,8 \pm 0,5	0,0 \pm 0,4		0,44	2,60	0,788	-2,588 - 0,979	0,105*
	AnF1 ($^\circ$)	58,5 \pm 7,7							
	AnF2 ($^\circ$)	60,4 \pm 7,7	-1,9 \pm 0,0		1,34	2,26	0,972	0,616 - 0,997	<0,001
Semitendinoso Direito	R1 (Ω)	10,5 \pm 2,9		20					
	R2 (Ω)	9,3 \pm 1,9	1,2 \pm 1,1	19	1,44	14,53	0,808	-0,207 - 0,979	0,053*
	Xc1 (Ω)	16,7 \pm 0,7							
	Xc2 (Ω)	17,1 \pm 0,6	-0,4 \pm 0,1		0,29	1,72	0,913	-0,075 - 0,992	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	58,1 \pm 7,6							
	AnF2 ($^\circ$)	61,6 \pm 5,2	-3,4 \pm 2,4		2,47	4,14	0,817	-0,152 - 0,980	0,043

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; DP: Desvio Padrão; ETM: Erro Técnico de Medição; CV: Coeficiente de Variação; ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC: Intervalo de Confiança;

No músculo bíceps femoral esquerdo, o ICC para a R foi de 0,981, com um IC de 95% entre 0,851 e 0,998 ($p=0,001$). Para a Xc, o ICC foi de 0,961, com IC entre 0,620 e 0,996 ($p=0,006$). No caso do AnF (AnF), o ICC manteve-se elevado, com um valor de 0,981 e IC entre 0,839 e 0,998 ($p=0,001$).

No músculo semitendinoso esquerdo, os ICCs também revelaram valores elevados. Para a R, o ICC foi de 0,975, com IC entre 0,793 e 0,997 ($p=0,002$). Relativamente à Xc, o ICC foi de 0,976, com IC entre 0,043 e 0,998 ($p<0,001$). Já para o AnF, o ICC foi de 0,984, com IC entre 0,855 e 0,998 ($p=0,001$).

No músculo bíceps femoral direito, a R apresentou um ICC de 0,972, com IC entre 0,531 e 0,997 ($p<0,001$). Para a Xc, o ICC foi de 0,788, com IC entre -2,588 e 0,979 ($p=0,105^*$). Quanto ao AnF, o ICC manteve-se elevado, com um valor de 0,972 e IC entre 0,616 e 0,997 ($p<0,001$).

Por fim, no músculo semitendinoso direito, o ICC para a R foi de 0,808, com IC de 95% entre -0,207 e 0,979 ($p=0,053^*$). Para a Xc, o ICC foi de 0,913, com IC entre -0,075 e 0,992 ($p<0,001$). No caso do AnF, o ICC registou um valor de 0,817, com IC entre -0,152 e 0,980 ($p=0,043$), validando a estabilidade das medições realizadas.

5.1.4 40% da CVM

Tabela 4 - Resultados da reprodutibilidade aos 40% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média \pm DP	Dif. (Ω)	Z (Ω)	ETM (Ω)	CV (%)	ICC	95% CI	Sig
Bíceps Femoral Esquerdo	R1 (Ω)	10,6 \pm 2,6		20					
	R2 (Ω)	10,8 \pm 2,7	-0,2 \pm -0,1	20	0,51	4,74	0,981	0,851 - 0,998	0,001
	Xc1 (Ω)	16,7 \pm 0,6							
	Xc2 (Ω)	16,7 \pm 0,6	0,0 \pm 0,0		0,20	1,19	0,938	0,346 - 0,994	0,014
	AnF1 ($^\circ$)	57,9 \pm 7,1							
	AnF2 ($^\circ$)	57,5 \pm 7,2	0,5 \pm -0,1			0,28	0,49	0,982	0,842 - 0,998
Semitendinoso Esquerdo	R1 (Ω)	10,2 \pm 2,4		19					
	R2 (Ω)	10,3 \pm 2,5	-0,1 \pm -0,1	19	0,52	5,12	0,977	0,778 - 0,998	0,002
	Xc1 (Ω)	16,4 \pm 0,5							
	Xc2 (Ω)	16,6 \pm 0,5	-0,1 \pm 0,0		0,12	0,73	0,975	0,555 - 0,998	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	58,6 \pm 6,7							
	AnF2 ($^\circ$)	58,5 \pm 7,0	0,1 \pm -0,3			0,07	0,12	0,982	0,819 - 0,998
Bíceps Femoral Direito	R1 (Ω)	10,6 \pm 2,7		20					
	R2 (Ω)	9,6 \pm 2,9	0,9 \pm -0,2	20	0,89	8,78	0,950	0,363 - 0,995	0,002
	Xc1 (Ω)	16,8 \pm 1,0							
	Xc2 (Ω)	17,1 \pm 0,8	-0,2 \pm 0,2		0,25	1,48	0,962	0,630 - 0,996	0,002
	AnF1 ($^\circ$)	58,0 \pm 7,8							
	AnF2 ($^\circ$)	60,8 \pm 8,3	-2,8 \pm -0,5			1,98	3,33	0,948	0,339 - 0,995
Semitendinoso Direito	R1 (Ω)	10,8 \pm 2,9		20					
	R2 (Ω)	9,4 \pm 1,9	1,3 \pm 1,0	19	1,48	14,67	0,805	-0,201 - 0,978	0,049
	Xc1 (Ω)	16,6 \pm 0,8							
	Xc2 (Ω)	17,0 \pm 0,7	-0,4 \pm 0,1		0,31	1,84	0,915	-0,073 - 0,992	<0,001
	AnF1 ($^\circ$)	57,4 \pm 7,6							
	AnF2 ($^\circ$)	61,2 \pm 5,4	-3,7 \pm 2,2			2,69	4,53	0,820	-0,158 - 0,980

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; DP: Desvio Padrão; ETM: Erro Técnico de Medição; CV: Coeficiente de Variação; ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC: Intervalo de Confiança;

No músculo bíceps femoral esquerdo, o ICC para a R foi de 0,981, com um IC de 95% entre 0,851 e 0,998 ($p=0,001$). Para a Xc, o ICC foi de 0,938, com IC entre 0,346 e 0,994 ($p=0,014$). Já para o AnF (AnF), o ICC registou um valor elevado de 0,982, com IC entre 0,842 e 0,998 ($p=0,001$).

No músculo semitendinoso esquerdo, os valores de ICC também se mantiveram elevados. Para a R, o ICC foi de 0,977, com IC entre 0,778 e 0,998 ($p=0,002$). No caso da Xc, o ICC foi de 0,975, com IC entre 0,555 e 0,998 ($p<0,001$). Relativamente ao AnF, o ICC foi de 0,982, com IC entre 0,819 e 0,998 ($p=0,001$).

No músculo bíceps femoral direito, a R apresentou um ICC de 0,950, com IC entre 0,363 e 0,995 ($p=0,002$). Para a Xc, o ICC foi de 0,962, com IC entre 0,630 e 0,996 ($p=0,002$). Já para o AnF, o ICC foi de 0,948, com IC entre 0,339 e 0,995 ($p=0,002$).

Por fim, no músculo semitendinoso direito, o ICC para a R foi de 0,805, com IC de 95% entre -0,201 e 0,978 ($p=0,049$). No caso da Xc, o ICC foi de 0,915, com IC entre -0,073 e 0,992 ($p<0,001$). Para o AnF, o ICC registou um valor de 0,820, com IC entre -0,158 e 0,980 ($p=0,035$), corroborando a precisão das medições realizadas.

5.2 Utilização da média

A utilização da média das medidas de BIA-L obtidas aos 10, 20 e 30 segundos durante 20% e 40% da CVM fundamenta-se na necessidade de garantir maior precisão e consistência nos dados recolhidos. Embora algumas variáveis tenham apresentado diferenças estatisticamente significativas entre os momentos de medição, conforme apresentado na Tabela 5, estas permaneceram dentro da margem do ETM, onde estão destacadas na Tabela 6, indicando que as variações observadas são compatíveis com a variabilidade esperada da técnica. Além disso, os ICC entre os três momentos de medição foram elevados (Tabela 7), com excelente confiabilidade ($ICC>0,90$), de acordo com os critérios estabelecidos por Koo & Li (2016). Dessa forma, o cálculo da média permite minimizar flutuações pontuais decorrentes de fatores como variabilidade do equipamento, oscilações fisiológicas momentâneas e possíveis ajustes na contração muscular ao longo do tempo. Com isso, obtém-se uma representação mais estável e fidedigna dos parâmetros de BIA (R, XC, AnF) nos músculos bíceps femoral e semitendinoso das pernas direita e esquerda, assegurando uma base sólida para as análises subsequentes.

Tabela 5 - Análise de medidas repetidas dos parâmetros de BIA-L em diferentes tempos de medição

% CVM	Músculo	Parâmetro BIA	10s (M±DP)	20s (M±DP)	30s (M±DP)	p-valor
20%	Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	10,52 ± 2,45	10,53 ± 2,45	10,52 ± 2,48	0,156
		Xc (Ω)	16,55 ± 0,63	16,55 ± 0,63	16,55 ± 0,63	0,573
		AnF ($^\circ$)	57,93 ± 6,29	57,90 ± 6,29	57,92 ± 6,39	0,109
	Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	10,53 ± 2,85	10,53 ± 2,85	10,54 ± 2,84	0,553
		Xc (Ω)	16,31 ± 0,61	16,31 ± 0,61	16,32 ± 0,62	0,103
		AnF ($^\circ$)	57,65 ± 7,30	57,65 ± 7,30	57,64 ± 7,27	0,800
	Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	10,27 ± 2,39	10,28 ± 2,39	10,30 ± 2,39	0,002*
		Xc (Ω)	16,63 ± 0,55	16,63 ± 0,55	16,64 ± 0,56	0,429
		AnF ($^\circ$)	58,67 ± 6,14	58,66 ± 6,14	58,60 ± 6,12	0,084
	Semitendinoso Direito	R (Ω)	10,03 ± 2,60	10,03 ± 2,60	10,05 ± 2,58	0,166
		Xc (Ω)	16,46 ± 0,64	16,46 ± 0,64	16,46 ± 0,65	1,000
		AnF ($^\circ$)	59,05 ± 6,88	59,05 ± 6,88	59,00 ± 6,85	0,162
40%	Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	10,66 ± 2,48	10,66 ± 2,48	10,68 ± 2,48	0,060
		Xc (Ω)	16,47 ± 0,64	16,48 ± 0,64	16,48 ± 0,65	0,504
		AnF ($^\circ$)	57,47 ± 6,38	57,46 ± 6,37	57,42 ± 6,37	0,217
	Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	10,74 ± 2,90	10,74 ± 2,89	10,76 ± 2,89	0,040*
		Xc (Ω)	16,24 ± 0,63	16,24 ± 0,63	16,24 ± 0,63	0,317
		AnF ($^\circ$)	57,04 ± 7,41	57,04 ± 7,38	56,99 ± 7,39	0,166
	Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	10,42 ± 2,38	10,43 ± 2,38	10,42 ± 2,37	0,555
		Xc (Ω)	16,55 ± 0,56	16,55 ± 0,55	16,56 ± 0,56	0,317
		AnF ($^\circ$)	58,17 ± 6,06	58,16 ± 6,06	58,17 ± 6,04	0,402
	Semitendinoso Direito	R (Ω)	10,16 ± 2,61	10,18 ± 2,60	10,22 ± 2,60	<0,001*
		Xc (Ω)	16,39 ± 0,66	16,38 ± 0,65	16,39 ± 0,65	0,640
		AnF ($^\circ$)	58,62 ± 6,88	58,57 ± 6,85	58,47 ± 6,83	<0,001*

*Diferenças significativas

Abreviaturas: CVM: Contração Voluntária máxima; R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; M: Média; DP: Desvio Padrão; s: segundos;

Tabela 6 - Diferenças dos parâmetros de BIA-L ao longo do tempo e comparação com o ETM

%CVM	Músculo	Parâmetro BIA	>Diferença (10s, 20s ou 30s)	ETM (Ω)	Diferença \leq ETM?
20%	Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	0,034 Ω	0,65 Ω	Sim
40%	Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,026 Ω	0,52 Ω	Sim
40%	Semitendinoso Direito	R (Ω)	0,056 Ω	1,48 Ω	Sim
40%	Semitendinoso Direito	AnF ($^\circ$)	0,2 $^\circ$	2,69 $^\circ$	Sim

Abreviaturas: R: Resistência; AnF: Ângulo de fase; CVM: Contração voluntária máxima; D: Direito; E: Esquerdo; ETM: Erro técnico de medição; s: Segundos;

Tabela 7 – Resultados da correlação intraclassa entre 10s, 20s e 30s das flexões isométricas de Joelho a 20% da CVM e 40% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	20%	Confiabilidade	40%	Confiabilidade
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
	Xc (Ω)	0,999	Excelente	0,999	Excelente
	AnF ($^\circ$)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
	Xc (Ω)	1,000	Excelente	0,999	Excelente
	AnF ($^\circ$)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
	Xc (Ω)	0,998	Excelente	0,999	Excelente
	AnF ($^\circ$)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
Semitendinoso Direito	R (Ω)	1,000	Excelente	1,000	Excelente
	Xc (Ω)	1,000	Excelente	0,998	Excelente
	AnF ($^\circ$)	1,000	Excelente	1,000	Excelente

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância;

5.2.1 Resistência

No bíceps femoral direito, durante os 20% da CVM, as análises indicaram uma diferença significativa entre os 10s e 30s ($p=0,002$) e dos 20s para os 30s ($p=0,008$). Para os 40% da CVM, não foi constatada significância entre os tempos avaliados.

No músculo semitendinoso esquerdo, foram encontradas diferenças significativas na realização do protocolo de 40% da CVM dos 20s para os 30s ($p=0,037$).

Para o semitendinoso direito, durante os 40% da CVM, uma diferença significativa foi identificada entre os 10 e 30 segundos ($p<0,001$) e entre os 20 e 30 segundos ($p<0,001$).

5.2.2 Reatância

No bíceps femoral esquerdo e direito, tanto para os 20% quanto para os 40% da CVM, as análises não apontaram diferenças significativas entre os tempos avaliados. O mesmo padrão foi observado nos músculos semitendinoso esquerdo e direito.

5.2.3 Ângulo de Fase

No bíceps femoral esquerdo e direito, tanto para os 20% quanto para os 40% da CVM, as análises não apontaram diferenças significativas entre os tempos avaliados. O mesmo padrão foi observado nos músculos semitendinoso esquerdo, com exceção do AnF do músculo semitendinoso direito, que apresentou uma diferença significativa entre os 10s e 30s ($p<0,001$) e entre os 20 e 30 segundos ($p=0,006$).

5.3 Influência da ordem realizada do protocolo

A fim de avaliar a influência da ordem de início do protocolo nos valores obtidos dos parâmetros de BIA-L (R, Xc e AnF), foram realizadas análises estatísticas utilizando o Teste t para amostras independentes e suas estatísticas descritivas são apresentadas nas Tabelas 5 e 6.

Os resultados das Tabelas 8 e 9 mostram os valores de t, graus de liberdade (df), p-valor e intervalos de confiança de 95% (IC95%) para a comparação entre os grupos que iniciaram o protocolo em diferentes ordens.

Para 20% da CVM (Tabela 10), os valores de p-valor para todos os parâmetros analisados nos músculos bíceps femoral e semitendinoso, tanto do lado esquerdo quanto do

direito, foram superiores a 0,05, indicando ausência de diferenças estatisticamente significativas entre os grupos. Isso sugere que a ordem na qual os sujeitos iniciaram o protocolo não influenciou significativamente os valores médios de R, Xc e AnF durante a contração a 20% CVM.

Resultados semelhantes foram observados para 40% CVM (Tabela 11), onde nenhum dos parâmetros apresentou $p < 0,05$, reforçando a não influência da ordem do protocolo nos valores de BIA medidos.

Além disso, os intervalos de confiança de 95% incluem valores próximos de zero, o que sugere uma baixa magnitude de diferença entre os grupos, corroborando a inexistência de um efeito significativo da ordem do protocolo na resposta bioelétrica dos músculos analisados.

Tabela 8 - Estatística descritiva por Grupo: 20% CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Grupo	N	Média	Desvio-Padrão
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	20	30	18,357	3,7615
		40	29	17,658	4,0339
	Xc (Ω)	20	30	28,731	2,4358
		40	29	28,277	2,5696
	AnF ($^\circ$)	20	30	57,652	5,5810
		40	29	58,182	7,0956
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	20	30	18,694	5,4873
		40	29	17,470	4,2122
	Xc (Ω)	20	30	28,275	2,0862
		40	29	27,902	2,5904
	AnF ($^\circ$)	20	30	57,146	7,5401
		40	29	58,160	7,1191
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	20	30	17,986	4,1199
		40	29	17,233	3,6851
	Xc (Ω)	20	30	28,911	2,1240
		40	29	28,376	2,5916
	AnF ($^\circ$)	20	30	58,441	5,5969
		40	29	58,852	6,7332
Semitendinoso Direito	R (Ω)	20	30	18,070	4,9961
		40	29	16,381	3,8154
	Xc (Ω)	20	30	28,431	2,2167
		40	29	28,228	2,2968
	AnF ($^\circ$)	20	30	58,027	7,1262
		40	29	60,072	6,5536

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; N: sujeitos;

Tabela 9 - Estatística descritiva por Grupo: 40% CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Grupo	N	Média	Desvio-Padrão
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	20	30	18,483	3,8726
		40	29	18,027	4,0243
	Xc (Ω)	20	30	28,599	2,4351
		40	29	28,152	2,5780
	AnF ($^\circ$)	20	30	57,372	5,7313
		40	29	57,533	7,0740
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	20	30	18,999	5,6391
		40	29	17,895	4,2534
	Xc (Ω)	20	30	28,146	2,0702
		40	29	27,772	2,5637
	AnF ($^\circ$)	20	30	56,630	7,7267
		40	29	57,432	7,1340
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	20	30	18,166	4,0291
		40	29	17,545	3,7572
	Xc (Ω)	20	30	28,760	2,1507
		40	29	28,246	2,5498
	AnF ($^\circ$)	20	30	58,039	5,3739
		40	29	58,297	6,7752
Semitendinoso Direito	R (Ω)	20	30	18,358	5,1485
		40	29	16,610	3,7460
	Xc (Ω)	20	30	28,321	2,2391
		40	29	28,084	2,2635
	AnF ($^\circ$)	20	30	57,543	7,2580
		40	29	59,595	6,3662

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; N: sujeitos;

Tabela 10 - Resultados do Teste t para Igualdade de Médias: 20% CVM

Músculo	Parâmetro BIA	t	df	p-valor	IC 95% Inferior	IC 95% Superior
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	0,688	57	0,494	-1,3342	2,7309
	Xc (Ω)	0,697	57	0,488	-0,8506	1,7594
	AnF ($^\circ$)	-0,320	57	0,75	-3,8519	2,7918
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,958	57	0,342	-1,3334	3,7797
	Xc (Ω)	0,610	57	0,544	-0,8512	1,597
	AnF ($^\circ$)	-0,531	57	0,597	-4,8405	2,8109
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	0,739	57	0,463	-1,2868	2,7935
	Xc (Ω)	0,870	57	0,388	-0,6978	1,769
	AnF ($^\circ$)	-0,255	57	0,799	-3,6346	2,8121
Semitendinoso Direito	R (Ω)	1,456	57	0,151	-0,6343	4,0124
	Xc (Ω)	0,344	57	0,732	-0,9744	1,3789
	AnF ($^\circ$)	-1,146	57	0,257	-5,6175	1,5277

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; N: sujeitos;

Tabela 11 - Resultados do Teste t para Igualdade de Médias: 40% CVM

Músculo	Parâmetro BIA	t	df	p-valor	IC 95% Inferior	IC 95% Superior
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	0,444	57	0,658	-1,6019	2,5155
	Xc (Ω)	0,685	57	0,496	-0,8596	1,7543
	AnF ($^\circ$)	-0,096	57	0,924	-3,5122	3,1898
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,847	57	0,401	-1,5067	3,7148
	Xc (Ω)	0,618	57	0,539	-0,8388	1,5868
	AnF ($^\circ$)	-0,414	57	0,681	-4,6825	3,0785
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	0,612	57	0,543	-1,4118	2,6535
	Xc (Ω)	0,838	57	0,406	-0,7142	1,7421
	AnF ($^\circ$)	-0,162	57	0,872	-3,4397	2,925
Semitendinoso Direito	R (Ω)	1,487	57	0,143	-0,6061	4,1021
	Xc (Ω)	0,404	57	0,688	-0,9371	1,4107
	AnF ($^\circ$)	-1,153	57	0,254	-5,6162	1,5118

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; IC: Intervalo de confiança;

5.4 Estudo principal

Foi realizada uma análise de amostras emparelhadas para comparar os valores normalizados para a altura do membro inferior da R, Xc e AnF em três condições distintas:

repouso, 20% da CVM e 40% da CVM. A análise foi conduzida para os músculos bíceps femoral e semitendinoso, dos lados esquerdo e direito.

Os resultados obtidos demonstram que os parâmetros de BIA-L sofrem alterações significativas com o aumento da intensidade da contração muscular, embora a magnitude e o sentido dessas mudanças variem entre os músculos analisados. A análise do teste t de amostras emparelhadas revelou diferenças estatisticamente significativas entre repouso, 20% e 40% da CVM.

Em relação à R, observou-se uma redução significativa no bíceps femoral a 20% e a 40% da CVM ($p < 0,001$). No semitendinoso, verificou-se um comportamento oposto, com aumento da resistência do repouso a 20% da CVM ($p = 0,020$). A X_c manteve-se estável no bíceps femoral a 20% da CVM, mas reduziu significativamente no semitendinoso ($p = 0,001$). Com o aumento para 40% da CVM, registaram-se reduções significativas da X_c em todos os músculos analisados ($p < 0,001$).

O AnF também apresentou variações expressivas entre os músculos. No bíceps femoral, verificou-se um aumento significativo a 20% da CVM ($p < 0,001$), sem diferenças relevantes a 40% da CVM ($p = 0,081$). No semitendinoso, o comportamento foi inverso, com reduções do AnF tanto a 20% ($p = 0,021$) quanto a 40% da CVM ($p < 0,001$).

5.4.1 Característica da amostra do estudo

Na Tabela 12 apresentam-se as principais características dos atletas incluídos na amostra, sendo que estão representadas as médias da idade, massa corporal, estatura, IMC, resistência, reatância, ângulo de fase, água intracelular, água extracelular, água corporal total e rácio entre a água extracelular e água intracelular. Nesta mesma tabela é possível verificar, para as variáveis referidas, as diferenças entre o sexo masculino e feminino.

Tabela 12 - Características dos atletas participantes no estudo com valores normalizados da BIA-L

Variáveis	Total N = 59	Feminino N = 13	Masculino N = 46
Idade (anos)	24,2 ± 4,4	24,2 ± 3,6	24,2 ± 4,6
Massa corporal (kg)	71,4 ± 7,7	64,6 ± 7,3	73,3 ± 6,7
Estatura (cm)	175 ± 8,6	165,7 ± 8,5	177,7 ± 6,6
IMC (kg/m ²)	23,3 ± 1,6	23,5 ± 1,8	23,2 ± 1,5
Repouso R	D 18,0 ± 3,9	20,5 ± 3,2	17,3 ± 3,8
Bíceps femoral (Ohm)	E 18,5 ± 3,8	20,7 ± 3,2	17,9 ± 3,8
Repouso Xc	D 28,7 ± 2,3	31,1 ± 1,8	28,0 ± 1,9
Bíceps femoral (Ohm)	E 28,5 ± 2,5	31,2 ± 2,0	27,8 ± 2,1
Repouso AnF	D 58,1 ± 6,0	56,8 ± 4,6	58,5 ± 6,3
Bíceps femoral (°)	E 57,2 ± 6,1	56,6 ± 4,8	57,4 ± 6,5
CVM 20% R	D 17,6 ± 3,9	20,1 ± 3,4	16,9 ± 3,8
Bíceps femoral (Ohm)	E 18,0 ± 3,9	20,1 ± 3,3	17,4 ± 3,9
CVM 20% Xc	D 28,6 ± 2,4	31,2 ± 2,0	27,9 ± 2,0
Bíceps femoral (Ohm)	E 28,5 ± 2,5	31,2 ± 2,0	27,7 ± 2,0
CVM 20% AnF	D 58,6 ± 6,1	57,3 ± 5,0	59,0 ± 6,4
Bíceps femoral (°)	E 57,9 ± 6,3	57,4 ± 4,9	58,1 ± 6,7
CVM 40% R	D 17,9 ± 3,9	20,3 ± 3,4	17,2 ± 3,7
Bíceps femoral (Ohm)	E 18,3 ± 3,9	20,3 ± 3,2	17,7 ± 3,9
CVM 40% Xc	D 28,5 ± 2,3	31,0 ± 2,0	27,8 ± 1,9
Bíceps femoral (Ohm)	E 28,4 ± 2,5	31,1 ± 2,0	27,6 ± 2,0
CVM 40% AnF	D 58,2 ± 6,0	56,9 ± 4,9	58,5 ± 6,3
Bíceps femoral (°)	E 57,5 ± 6,4	57,0 ± 4,7	57,6 ± 6,8
Repouso R*	D 16,7 ± 4,2	19,9 ± 4,4	15,8 ± 3,7
Semitendinoso (Ohm)	E 17,8 ± 4,4	20,8 ± 3,6	16,9 ± 4,3
Repouso Xc*	D 28,5 ± 2,2	30,9 ± 1,7	27,8 ± 1,9
Semitendinoso (Ohm)	E 28,3 ± 2,3	30,8 ± 1,8	27,6 ± 1,9
Repouso AnF*	D 59,9 ± 6,4	57,5 ± 5,8	60,6 ± 6,4
Semitendinoso (°)	E 58,2 ± 6,6	56,1 ± 4,5	58,8 ± 7,0
CVM 20% R	D 17,2 ± 4,5	20,4 ± 4,6	16,3 ± 4,1
Semitendinoso (Ohm)	E 18,1 ± 4,9	21,6 ± 4,2	17,1 ± 4,6
CVM 20% Xc	D 28,3 ± 2,3	30,7 ± 1,8	27,7 ± 1,9
Semitendinoso (Ohm)	E 28,1 ± 2,3	30,6 ± 1,8	27,4 ± 2,0
CVM 20% AnF	D 59,0 ± 6,9	56,7 ± 6,0	59,7 ± 7,0
Semitendinoso (°)	E 57,6 ± 7,3	55,0 ± 5,1	58,4 ± 7,7
CVM 40% R	D 17,5 ± 4,6	20,8 ± 4,7	16,6 ± 4,1
Semitendinoso (Ohm)	E 18,5 ± 5,0	22,0 ± 4,3	17,4 ± 4,7
CVM 40% Xc	D 28,2 ± 2,2	30,6 ± 1,8	27,5 ± 1,9
Semitendinoso (Ohm)	E 28,0 ± 2,3	30,4 ± 1,8	27,3 ± 1,9
CVM 40% AnF	D 58,5 ± 6,8	56,1 ± 5,9	59,2 ± 7,0
Semitendinoso (°)	E 57,0 ± 7,4	54,4 ± 5,2	57,8 ± 7,8

Abreviaturas: IMC: Índice de Massa Corporal; CVM: Contração voluntária máxima; D: Direito; E: Esquerdo;

* Medidos a uma frequência de 50 kHz.

Os valores médios e desvios padrão ($M \pm DP$) para cada parâmetro e em cada condição são apresentados na Tabela 13, seguidos do tamanho do efeito na Tabela 14.

Tabela 13 - Estatística descritiva das amostras com valores normalizados da impedância:

Repouso, 20% da CVM e 40% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Repouso ($M \pm DP$)	20% CVM ($M \pm DP$)	40% CVM ($M \pm DP$)
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	18,53 \pm 3,84	18,01 \pm 3,88	18,26 \pm 3,92
	Xc (Ω)	28,52 \pm 2,49	28,51 \pm 2,49	28,38 \pm 2,49
	AnF ($^\circ$)	57,18 \pm 6,13	57,91 \pm 6,32	57,45 \pm 6,37
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	17,77 \pm 4,41	18,09 \pm 4,90	18,46 \pm 4,99
	Xc (Ω)	28,27 \pm 2,32	28,09 \pm 2,33	27,96 \pm 2,31
	AnF ($^\circ$)	58,18 \pm 6,61	57,64 \pm 7,29	57,02 \pm 7,39
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	18,01 \pm 3,87	17,62 \pm 3,90	17,86 \pm 3,88
	Xc (Ω)	28,66 \pm 2,29	28,65 \pm 2,36	28,51 \pm 2,35
	AnF ($^\circ$)	58,09 \pm 5,99	58,64 \pm 6,13	58,17 \pm 6,05
Semitendinoso Direito	R (Ω)	16,71 \pm 4,20	17,24 \pm 4,50	17,50 \pm 4,56
	Xc (Ω)	28,49 \pm 2,22	28,33 \pm 2,24	28,20 \pm 2,23
	AnF ($^\circ$)	59,92 \pm 6,40	59,03 \pm 6,87	58,55 \pm 6,85

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; M: Média; DP: Desvio Padrão;;

Tabela 14 - Tamanho do efeito da amostra

Músculo	Parâmetro BIA	Repouso - 20%		Repouso - 40%		20%-40%	
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	0,822	Grande	0,704	Moderado	0,346	Pequeno
	Xc (Ω)	0,038	Muito Pequeno	0,249	Pequeno	0,140	Muito Pequeno
	AnF ($^\circ$)	-0,717	Moderado	-0,231	Pequeno	0,574	Moderado
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	-0,312	Pequeno	-0,583	Moderado	0,381	Pequeno
	Xc (Ω)	0,497	Moderado	0,403	Moderado	0,143	Muito Pequeno
	AnF ($^\circ$)	0,310	Pequeno	0,599	Moderado	0,602	Moderado
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	0,662	Moderado	0,216	Pequeno	0,439	Pequeno
	Xc (Ω)	0,045	Muito Pequeno	0,324	Pequeno	0,199	Muito Pequeno
	AnF ($^\circ$)	-0,556	Moderado	-0,063	Muito Pequeno	0,724	Moderado
Semitendinoso Direito	R (Ω)	-0,567	Moderado	-0,736	Moderado	0,570	Moderado
	Xc (Ω)	0,442	Moderado	0,387	Moderado	0,152	Muito Pequeno
	AnF ($^\circ$)	0,553	Moderado	0,772	Grande	0,851	Grande

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância;

a. The denominator used in estimating the effect sizes.

Cohen's d uses the sample standard deviation of the mean difference.

Cohen classified effect size: 0,01 – 0,20: very small; 0,20 – 0,50: small; 0,50 – 0,80: medium; >0,80: large.

Para avaliar a magnitude das diferenças observadas, foi calculado o tamanho do efeito (Cohen's d) para as comparações Repouso - 20% CVM, Repouso - 40% CVM e 20% - 40% CVM, conforme apresentado na Tabela 10. A classificação dos tamanhos de efeito seguiu os critérios de Cohen: 0,01 – 0,20: Muito Pequeno; 0,20 – 0,50: Pequeno; 0,50 – 0,80: Moderado; > 0,80: Grande.

Os resultados apontam que a R do bíceps femoral esquerdo apresentou um efeito grande na comparação entre repouso - 20% CVM (d=0,822), reduzindo para um efeito moderado na comparação com 40% da CVM (d=0,704). Já a Xc demonstrou efeitos predominantemente muito pequenos a pequenos, sugerindo menor sensibilidade a variações de intensidade.

No caso do AnF, observou-se um efeito moderado na maioria das comparações, com destaque para o semitendinoso direito, que apresentou um efeito grande entre Repouso - 40% CVM (d=0,772) e 20% - 40% CVM (d=0,851).

Os resultados sugerem que a variação da intensidade da contração influencia principalmente a resistência elétrica dos músculos analisados, enquanto a reatância se mantém mais estável. O ângulo de fase apresentou variações significativas, especialmente no semitendinoso direito, indicando possível influência da ativação muscular sobre esse parâmetro.

5.4.2 Repouso a 20% da CVM

Como apresentado na Tabela 15, os resultados do teste t de amostras emparelhadas demonstraram diferenças estatisticamente significativas para alguns dos parâmetros analisados. A R apresentou um aumento significativo no bíceps femoral esquerdo ($\Delta M=0,52 \Omega$, $p<0,001$) e direito ($\Delta M=0,40 \Omega$, $p<0,001$), enquanto o semitendinoso esquerdo e direito mostraram uma redução significativa nesse parâmetro ($p=0,020$ e $p<0,001$, respectivamente). Esses resultados sugerem possíveis diferenças na ativação e recrutamento de fibras musculares entre os músculos avaliados. Já a Xc demonstrou um aumento significativo no semitendinoso esquerdo ($p<0,001$) e direito ($p=0,001$), sugerindo mudanças na resposta elétrica do músculo sob leve contração. No entanto, no bíceps femoral esquerdo e direito, a Xc não apresentou diferenças estatisticamente significativas ($p=0,769$ e $p=0,732$, respectivamente).

O AnF também sofreu alterações distintas entre os músculos analisados. No bíceps femoral esquerdo e direito, observou-se uma redução significativa nesse parâmetro ($p<0,001$), com diferenças médias de $-0,73^\circ$ e $-0,55^\circ$, respectivamente. Em contrapartida, no semitendinoso esquerdo e direito, houve um aumento significativo do AnF ($p=0,021$ e $p<0,001$, respectivamente), indicando padrões distintos de resposta elétrica sob contração leve.

Tabela 15 - Teste de Amostras Emparelhadas: Repouso - 20% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média	t(58)	p
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	-0,52	-6,31	<0,001
	Xc (Ω)	-0,01	-0,29	0,769
	AnF ($^\circ$)	0,73	5,51	<0,001
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,32	2,40	0,020
	Xc (Ω)	-0,18	-3,82	<0,001
	AnF ($^\circ$)	-0,54	-2,38	0,021
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	-0,40	-5,08	<0,001
	Xc (Ω)	-0,01	-0,34	0,732
	AnF ($^\circ$)	0,55	4,27	<0,001
Semitendinoso Direito	R (Ω)	0,53	4,35	<0,001
	Xc (Ω)	-0,16	-3,40	0,001
	AnF ($^\circ$)	-0,88	-4,25	<0,001

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; M: Média;

5.4.3 Repouso a 40% da CVM

A seguir, na Tabela 16, a análise do teste t revelou diferenças estatisticamente significativas em alguns dos parâmetros avaliados. Em relação à resistência (R), observou-se uma redução significativa no bíceps femoral esquerdo ($\Delta M=0,27 \Omega$, $p=0,005$), enquanto no bíceps femoral direito, essa diferença não atingiu significância estatística ($p=0,104$). Já no semitendinoso esquerdo e direito, verificou-se um aumento significativo da resistência ($p<0,001$), sugerindo diferentes respostas entre esses grupos musculares sob contração mais intensa.

No que se refere à Xc, os resultados indicam reduções significativas em todos os músculos analisados, com valores de $p<0,001$ para todas as comparações.

O AnF apresentou padrões distintos entre os músculos. No semitendinoso esquerdo e direito, observou-se uma redução significativa desse parâmetro ($\Delta M=1,16^\circ$ e $1,37^\circ$, respectivamente, $p<0,001$), o que pode indicar uma maior eficiência na resposta elétrica sob

contração. No entanto, no bíceps femoral esquerdo e direito, a diferença não foi estatisticamente significativa ($p=0,081$ e $p=0,628$, respectivamente).

Tabela 16 - Teste de Amostras Emparelhadas: Repouso - 40% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média	t(58)	p
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	-0,27	-2,95	0,005
	Xc (Ω)	-0,14	-4,20	<0,001
	AnF ($^\circ$)	0,27	1,78	0,081
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,69	4,48	<0,001
	Xc (Ω)	-0,31	-5,91	<0,001
	AnF ($^\circ$)	-1,16	-4,60	<0,001
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	-0,15	-1,65	0,104
	Xc (Ω)	-0,15	-3,64	<0,001
	AnF ($^\circ$)	0,08	0,49	0,628
Semitendinoso Direito	R (Ω)	0,79	5,65	<0,001
	Xc (Ω)	-0,29	-5,71	<0,001
	AnF ($^\circ$)	-1,37	-5,92	<0,001

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; M: Média;

5.4.4 20% a 40% da CVM

A análise do teste t revelou diferenças estatisticamente significativas entre os dois níveis de contração (Tabela 17). A R apresentou um aumento significativo em todos os músculos analisados e em ambos os lados. No bíceps femoral esquerdo, houve um aumento médio de $-0,25 \Omega$ ($p=<0,001$), enquanto no bíceps femoral direito esse aumento foi de $-0,24 \Omega$ ($p<0,001$). O semitendinoso esquerdo e direito também apresentaram aumentos expressivos na resistência, com ΔM de $-0,36 \Omega$ e $-0,26 \Omega$, respectivamente ($p=<0,001$).

A Xc demonstrou uma redução significativa em todos os músculos com a elevação da intensidade da contração. No bíceps femoral esquerdo e direito, as reduções médias foram de

0,13 Ω e 0,14 Ω , respectivamente ($p < 0,001$). No semitendinoso esquerdo e direito, os valores também reduziram de forma significativa, com ΔM de 0,13 Ω e 0,13 Ω , respectivamente ($p < 0,001$).

O AnF também apresentou reduções significativas no bíceps femoral e semitendinoso esquerdo e direito com o aumento da intensidade da contração. No bíceps femoral esquerdo e direito, as diferenças médias foram de 0,46° e 0,48°, respectivamente ($p < 0,001$). No semitendinoso esquerdo e direito, essas reduções foram ainda mais expressivos, com ΔM de 0,62° e 0,48°, respectivamente ($p < 0,001$).

Tabela 17 - Teste de Amostras Emparelhadas: 20% da CVM - 40% da CVM

Músculo	Parâmetro BIA	Δ Média	t(58)	p
Bíceps Femoral Esquerdo	R (Ω)	0,25	5,45	<,001
	Xc (Ω)	-0,13	-7,03	<,001
	AnF ($^\circ$)	-0,46	-6,17	<,001
Semitendinoso Esquerdo	R (Ω)	0,36	7,34	<,001
	Xc (Ω)	-0,13	-6,96	<,001
	AnF ($^\circ$)	-0,62	-7,92	<,001
Bíceps Femoral Direito	R (Ω)	0,24	4,28	<,001
	Xc (Ω)	-0,14	-5,41	<,001
	AnF ($^\circ$)	-0,48	-5,07	<,001
Semitendinoso Direito	R (Ω)	0,26	3,50	<,001
	Xc (Ω)	-0,13	-6,41	<,001
	AnF ($^\circ$)	-0,48	-4,34	<,001

Abreviaturas: R: Resistência; Xc: Reactância; AnF: Angulo de fase; BIA: Bioimpedância; M:

Média;

6 DISCUSSÃO

A análise dos parâmetros da BIA-L durante flexões isométricas em diferentes intensidades (repouso, 20% e 40% da CVM) demonstrou a capacidade da técnica em detetar alterações bioelétricas nos músculos bíceps femoral e semitendinoso. Os resultados indicaram uma redução do AnF no semitendinoso, sugerindo maior vulnerabilidade a danos celulares, enquanto o bíceps femoral apresentou redução da R e aumento do AnF, refletindo uma redistribuição de fluidos e manutenção da integridade celular (Nescolarde et al., 2013, 2023, 2024a). Diferenças estruturais entre os músculos e fatores como hidratação e posicionamento corporal influenciaram os valores obtidos, reforçando a necessidade de protocolos rigorosos.

Esses resultados evidenciam o potencial da BIA-L como ferramenta para monitorizar o estado fisiológico dos músculos e auxiliar na otimização do treino e prevenção de lesões.

Reprodutibilidade do Protocolo

A BIA-L demonstrou ser um método promissor para avaliar os parâmetros elétricos dos músculos isquiotibiais (bíceps femoral e semitendinoso) em atletas, evidenciando boa confiabilidade nas medições realizadas no presente estudo. Os coeficientes de correlação intraclasse (ICC) obtidos indicam uma reprodutibilidade elevada, especialmente para a Xc e o AnF, sugerindo que a técnica pode ser aplicada de maneira consistente para monitorização e avaliação das condições bioelétricas dos músculos dessa região. No entanto, diversos fatores podem influenciar a reprodutibilidade das medições de BIA-L, incluindo o posicionamento dos elétrodos, o nível de hidratação, a temperatura ambiente e a variabilidade biológica do atleta.

Estudos prévios sugerem que a padronização dos protocolos de medição é essencial para minimizar a variabilidade nos resultados. Jaffrin & Morel (2009) destacaram que, embora a BIA seja uma técnica confiável, pequenas variações na posição dos elétrodos podem impactar significativamente as medições. Nescolarde et al. (2013) reforçaram essa necessidade ao relatar que mudanças no estado de hidratação muscular influenciam os parâmetros elétricos, destacando a importância do controlo rigoroso das condições ambientais e fisiológicas.

Além disso, a variação intra-avaliador é outro fator relevante para a reprodutibilidade do método. Lukaski et al. (2019) indicam que diferenças na aplicação dos elétrodos e no posicionamento do atleta podem gerar variações nos resultados de BIA-L. Para minimizar essa

variabilidade, é recomendada a adoção de protocolos padronizados para os avaliadores, além da calibração dos equipamentos.

Os resultados do presente estudo da reprodutibilidade corroboram esses aspectos, evidenciando a necessidade de um protocolo rigoroso para garantir a fidedignidade das medições. A elevada confiabilidade dos valores obtidos para Xc e AnF sugere que, quando aplicados corretamente, esses parâmetros podem fornecer informações importantes sobre a condição celular dos músculos dos atletas. A literatura, incluindo estudos como os de Jönsson et al. (2022) e Jaffrin & Morel (2009), reforça que a BIA-L pode ser utilizada com precisão, desde que seja aplicada com protocolos padronizados e rigorosos.

Utilização da média (10s, 20s e 30s)

Quanto a utilização da média das medições de BIA-L durante flexões isométricas do joelho tem como objetivo reduzir a variabilidade das medições e garantir maior confiabilidade na avaliação das propriedades bioelétricas musculares. Estudos demonstram que as medições repetidas podem ser influenciadas por diversos fatores, incluindo microvariações fisiológicas, ajustes posturais involuntários e alterações na distribuição de fluidos musculares durante a contração (Jaffrin & Morel, 2009; Nescolarde et al., 2013). A abordagem de calcular a média dos valores obtidos aos 10, 20 e 30 segundos da flexão isométrica tem o potencial de minimizar essas flutuações, proporcionando um valor mais representativo do comportamento elétrico do músculo.

A reprodutibilidade das medições de BIA-L é um aspecto crucial na pesquisa aplicada ao desempenho desportivo, pois a confiabilidade dos dados determina sua utilidade na monitorização de alterações fisiológicas ao longo do tempo (Lukaski et al., 2019). No presente estudo, os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) indicaram uma boa estabilidade das medições ao longo do tempo, o que reforça a validade da escolha metodológica. Estudos anteriores já demonstraram que os valores de impedância em condições estáveis de hidratação e temperatura é um fator determinante para a precisão do método (Jönsson et al., 2022).

Outro ponto relevante é que a R, um dos principais parâmetros avaliados na BIA-L, tende a apresentar maior variabilidade em comparação com a Xc e o AnF, conforme observado na literatura (Nescolarde et al., 2015). Isso pode ser explicado pelo fato de que a R está diretamente relacionada ao teor de água muscular, que pode sofrer microajustes durante a

contração. Dessa forma, a utilização da média reduz a influência de *outliers* e artefactos de medição, fornecendo uma estimativa mais robusta da resposta bioelétrica muscular.

A análise estatística de medidas repetidas confirmou que a variação entre os tempos de medição foi, na maioria dos casos, não significativa, reforçando a estabilidade dos valores obtidos. As diferenças estatisticamente observadas em algumas variações entre os momentos de medição contidos dentro da margem do ETM, indicando que essas variações se encontram dentro do intervalo esperado para a técnica e refletem a sua variabilidade natural. Essa estabilidade é essencial para a aplicação prática da BIA-L no contexto desportivo, permitindo que treinadores e pesquisadores tenham um método confiável para avaliar o estado muscular e monitorizar a recuperação dos atletas ao longo do tempo.

Portanto, os resultados deste estudo sustentam que a utilização da média das medições de BIA-L ao longo dos 30s de flexão isométrica do joelho é uma estratégia metodológica válida para aumentar a precisão e confiabilidade dos dados.

Comparação dos parâmetros da BIA-L durante as contrações isométricas

Já em relação aos resultados da comparação dos parâmetros da BIA-L durante as flexões isométricas em repouso, 20% da CVM e 40% da CVM, pode-se afirmar que a este método demonstra um potencial na avaliação das alterações de BIA dos músculos bíceps femoral e semitendinoso diante de diferentes intensidades submetidos. A redução do AnF observada no músculo semitendinoso em ambos os lados, nas condições analisadas a partir do repouso (repouso-20% da CVM; repouso-40% da CVM) e na análise do aumento da intensidade de 20% para 40% da CVM, sugere uma maior suscetibilidade deste músculo a alterações dos parâmetros bioelétricos que sugerem danos na integridade celular quando submetido a esforços mais intensos. Essa tendência para a redução do AnF está em conformidade com os resultados das investigações de (Nescolarde et al., 2013, 2023), que indica que a diminuição do AnF e da Xc sugere a rutura da integridade da membrana celular e a lesão muscular. Na investigação de (Nescolarde et al., 2023), reforça que reduções nestes parâmetros refletem a destruição de células musculares e tecidos. Assim, os presentes resultados corroboram a literatura, sugerindo que a redução do AnF pode ser um preditor relevante do risco de lesão nos músculos isquiotibiais.

Os dados do bíceps femoral mostram que, embora tenha ocorrido uma redução na R (indicando maior distribuição de fluidos), houve também um aumento no AnF, o que, por se

opor à sua habitual associação com quedas de integridade celular, é interpretado como um sinal positivo de preservação celular (Nescolarde et al., 2024a). Essas alterações reforçam a capacidade da BIA-L em detetar modificações fisiológicas que ocorrem durante o processo de ativação muscular, corroborando as evidências apresentadas por Nescolarde et al. (2023, 2024).

Ao comparar as respostas entre o bíceps femoral e o semitendinoso, foi possível observar diferenças significativas. O bíceps femoral apresentou maior redução na R, indicando um impacto mais pronunciado no seu conteúdo hídrico quando comparado ao semitendinoso. Essa diferença pode estar relacionada às características estruturais desses músculos, como a proporção de fibras musculares do tipo I e II. Estudos anteriores (Oliveira et al., 2024) destacam que parâmetros bioelétricos, especialmente o AnF, possuem relação com a capacidade de geração de força e desempenho em atividades explosivas, como acelerações e saltos.

A influência da hidratação muscular também se mostrou relevante. A redução da resistência sugere uma redistribuição dos fluidos intra e extracelulares, um fator que pode estar diretamente relacionado ao funcionamento muscular. Estudos como os de Ward et al. (2013) reforçam essa relação, demonstrando que alterações na hidratação celular afetam a fadiga e a capacidade de recuperação, influenciando diretamente o desempenho atlético. Dessa forma, a BIA-L pode servir como um instrumento útil para a monitorização e ajuste da hidratação muscular em atletas de alto rendimento.

Outro aspecto relevante diz respeito à capacidade da BIA-L em diferenciar tipos de lesão muscular. Conforme apontado por Nescolarde et al. (2020), essa técnica permite distinguir entre lesões tendíneas, miotendinosas e miofasciais, o que pode auxiliar na tomada de decisões clínicas e na personalização da reabilitação de atletas lesionados.

A abordagem quantitativa utilizada trouxe informações importantes sobre as respostas bioelétricas dos músculos à contração, mas futuras investigações podem integrar métodos complementares, como ultrassonografia e ressonância magnética, para ampliar a compreensão sobre as mudanças estruturais associadas aos parâmetros bioelétricos. Além disso, estudos longitudinais podem fornecer uma perspectiva mais abrangente sobre as adaptações musculares ao longo do tempo, especialmente em contextos de treino desportivo e prevenção de lesões.

Diante dos resultados, a BIA-L destaca-se como uma ferramenta importante na avaliação da funcionalidade muscular, oferecendo um método não invasivo e acessível para monitorizar alterações fisiológicas em resposta ao esforço. A sua aplicação pode contribuir significativamente para a otimização do treino desportivo e a prevenção de lesões, fornecendo

informações essenciais para a personalização de programas de fortalecimento muscular e recuperação atlética.

LIMITAÇÕES E ESTUDOS FUTUROS

Apesar das contribuições deste estudo, algumas limitações devem ser reconhecidas. A influência da hidratação muscular antes da avaliação de BIA-L pode ter impactado os resultados, uma vez que a redistribuição dos fluidos intra e extracelulares afeta diretamente os parâmetros bioelétricos. Estudos como os de Ward et al. (2013) demonstram que alterações na hidratação influenciam a R, Xc e AnF, podendo interferir na precisão das medições. A influência da posição corporal e do movimento articular sobre as medições de impedância. Abie et al. (2024) demonstraram que alterações na postura e na amplitude de movimento podem modificar significativamente os valores obtidos, ressaltando a necessidade de um controle rigoroso dessas variáveis para garantir maior reprodutibilidade dos dados.

Assim, futuras investigações devem controlar rigorosamente o estado de hidratação dos atletas antes das recolhas para garantir maior consistência e reprodutibilidade dos dados.

Além disso, a amostra utilizada foi composta exclusivamente por atletas profissionais de futebol e futsal, o que pode limitar a generalização dos resultados para outras modalidades desportivas ou para indivíduos com diferentes níveis de aptidão física. Estudos futuros devem considerar a inclusão de uma amostra mais diversificada, abrangendo atletas de diferentes desportos e níveis de experiência para melhor compreender a aplicabilidade da BIA-L em contextos distintos.

Outra limitação relevante refere-se à ausência de comparação direta com outros métodos de imagem, como ultrassonografia ou ressonância magnética, que poderiam fornecer uma validação mais robusta dos resultados. Estudos recentes (Nescolarde et al., 2020) sugerem que a integração da BIA-L com técnicas de imagem pode permitir uma análise mais abrangente da estrutura muscular. Portanto, futuras investigações devem explorar essa abordagem combinada para ampliar a compreensão sobre as alterações da BIA dos músculos isquiotibiais durante a contração.

A abordagem quantitativa adotada neste estudo proporcionou informações relevantes sobre as respostas musculares à ativação isométrica. No entanto, a inclusão de análises longitudinais poderia oferecer uma perspectiva mais ampla sobre a evolução desses parâmetros ao longo de uma temporada desportiva ou em diferentes fases do treinamento. Pesquisas futuras podem aprofundar a investigação dos efeitos do treinamento e da fadiga muscular sobre a R, Xc e AnF, possibilitando um monitoramento mais preciso do estado fisiológico dos atletas.

CONCLUSÃO

Este estudo contribui para a crescente evidência de que a BIA-L é uma ferramenta útil e precisa para a avaliação das propriedades bioelétricas dos músculos isquiotibiais em diferentes condições de contração. Os resultados demonstraram que a R, a Xc e o AnF são sensíveis às mudanças estruturais e funcionais dos músculos, oferecendo um indicativo confiável da distribuição de fluidos e da integridade celular. Essas informações são particularmente relevantes para a monitorização do desempenho atlético, uma vez que alterações nesses parâmetros podem refletir estados de fadiga, adaptação ao treino ou predisposição a lesões.

A diferença na resposta entre o bíceps femoral e o semitendinoso destaca a importância de considerar a especificidade muscular ao interpretar os resultados da BIA-L. A maior redução da R observada no bíceps femoral do repouso para as contrações isométricas sugere que esse músculo sofre alterações mais pronunciadas na hidratação durante a contração, possivelmente devido à sua composição de fibras musculares e papel biomecânico. Esse resultado reforça a necessidade de estratégias personalizadas de treino e reabilitação, adaptadas às características individuais de cada músculo.

Por fim, os resultados deste estudo ressaltam a importância da padronização dos protocolos de medição e da combinação da BIA-L com outras ferramentas de avaliação, como ultrassonografia e testes funcionais. A ampliação das investigações nessa área, especialmente com amostras diversificadas e estudos longitudinais, poderá consolidar ainda mais a BIA-L como um recurso indispensável nas ciências do esporte e na prática clínica. Esses resultados podem contribuir para o futuro desenvolvimento de estratégias mais adequadas no controle do treino, prevenção e recuperação de lesões em atletas de alto rendimento.

BIBLIOGRAFIA

- Aaron, R., & Shiffman, C. A. (2000). Using localized impedance measurements to study muscle changes in injury and disease. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904, 171–180. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2000.tb06443.x>
- Abie, S. M., De Román, A. O., & Hou, J. (2024). Effect of body orientation and joint movement on local bioimpedance measurements. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 15(1), 137–144. <https://doi.org/10.2478/joeb-2024-0016>
- Al Attar, W. S. A., & Husain, M. A. (2023). Effectiveness of Injury Prevention Programs With Core Muscle Strengthening Exercises to Reduce the Incidence of Hamstring Injury Among Soccer Players: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Health*, 15(6), 805–813. <https://doi.org/10.1177/19417381231170815>
- Anand, G., Yu, Y., Lowe, A., & Kalra, A. (2021). Bioimpedance analysis as a tool for hemodynamic monitoring: Overview, methods and challenges. *Physiological Measurement*, 42(3). <https://doi.org/10.1088/1361-6579/abe80e>
- B. Heymsfield, S., Wang, Z., Baumgartner, R. N., & Ross, R. (1997). Human Body Composition: Advances in Models and Methods. *Annual Review of Nutrition*, 17(1), 527–558. <https://doi.org/10.1146/annurev.nutr.17.1.527>
- Bennett, J. P., Cataldi, D., Liu, Y. E., Kelly, N. N., Quon, B. K., Gonzalez, M. C., Heymsfield, S. B., & Shepherd, J. A. (2024). Variations in bioelectrical impedance devices impact raw measures comparisons and subsequent prediction of body composition using recommended estimation equations. *Clinical Nutrition ESPEN*, 63, 540–550. <https://doi.org/10.1016/j.clnesp.2024.07.009>
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Delhomel, G., Brughelli, M., & Ahmaidi, S. (2010). Improving Repeated Sprint Ability in Young Elite Soccer Players: Repeated Shuttle

- Sprints Vs. Explosive Strength Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2715–2722. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf0223>
- Busta, J., Hellebrand, J., Kinkorová, I., Duchoňová, A., Hybská, T., Sánchez, C. C., & Vajda, M. (2024). Body morphology and handgrip strength parameters of the female canoe slalom paddlers. *Frontiers in Physiology*, 15, 1343341. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1343341>
- Cabarkapa, D., Cabarkapa, D. V., Nagy, D., Szabo, K., Balogh, L., Safar, S., & Ratgeber, L. (2024). Differences in anthropometric and vertical jump force-time characteristics between U16 and U18 female basketball players. *Frontiers in Sports and Active Living*, 6, 1425475. <https://doi.org/10.3389/fspor.2024.1425475>
- Campa, F., Bongiovanni, T., Rossi, A., Cerullo, G., Casolo, A., Martera, G., Trecroci, A., Moro, T., & Paoli, A. (2023). Athletic bioimpedance-based equations underestimate fat free mass components in male elite soccer players: Development and validation of new soccer-specific predictive models. *Journal of Translational Medicine*, 21(1), 912. <https://doi.org/10.1186/s12967-023-04795-z>
- Campa, F., Thomas, D. M., Watts, K., Clark, N., Baller, D., Morin, T., Toselli, S., Koury, J. C., Melchiorri, G., Andreoli, A., Mascherini, G., Petri, C., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2022). Reference Percentiles for Bioelectrical Phase Angle in Athletes. *Biology*, 11(2), 264. <https://doi.org/10.3390/biology11020264>
- Campa, F., Toselli, S., Mazzilli, M., Gobbo, L. A., & Coratella, G. (2021). Assessment of Body Composition in Athletes: A Narrative Review of Available Methods with Special Reference to Quantitative and Qualitative Bioimpedance Analysis. *Nutrients*, 13(5), 1620. <https://doi.org/10.3390/nu13051620>

- Carnero, E. A. (2015). LA EVALUACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL “IN VIVO”; PARTE I: PERSPECTIVA. *NUTRICION HOSPITALARIA*, 5, 1957–1967.
<https://doi.org/10.3305/nh.2015.31.5.8570>
- Cattem, M. V. D. O., Coelho, G. M. D. O., & Koury, J. C. (2024). Fat-free mass predictive equation using multifrequency bioelectrical impedance data in adolescent soccer athletes: Development and cross-validation. *Nutrition*, 125, 112484.
<https://doi.org/10.1016/j.nut.2024.112484>
- Čaušević, D., Rani, B., Gasibat, Q., Čović, N., Alexe, C. I., Pavel, S. I., Burchel, L. O., & Alexe, D. I. (2023). Maturity-Related Variations in Morphology, Body Composition, and Somatotype Features among Young Male Football Players. *Children*, 10(4), 721.
<https://doi.org/10.3390/children10040721>
- Costa, R. F. D., Silva, A. M., Masset, K. V. D. S. B., Cesário, T. D. M., Cabral, B. G. D. A. T., Ferrari, G., & Dantas, P. M. S. (2022). Development and Cross-Validation of a Predictive Equation for Fat-Free Mass in Brazilian Adolescents by Bioelectrical Impedance. *Frontiers in Nutrition*, 9, 820736.
<https://doi.org/10.3389/fnut.2022.820736>
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of human movement* (5th ed). Human kinetics.
- Fattini, C. A. (com Dangelo, J. G.). (2006). *Anatomia Humana Sistêmica E Segmentar*. Atheneu.
- Fichet, M., Le Pabic, E., Lacaze, L., Som, M., Rageul, E., Barrallier, M., Guiho, M., Bergeat, D., & Thibault, R. (2025). Altered body composition in obesity: Prevalence, associated factors and comparison of two methods. *Clinical Nutrition*, 44, 147–154.
<https://doi.org/10.1016/j.clnu.2024.11.040>

- Foster, K., & Lukaski, H. (1996). Whole-body impedance—What does it measure? *The American Journal of Clinical Nutrition*, *64*(3), 388S-396S.
<https://doi.org/10.1093/ajcn/64.3.388S>
- Foucart, L., De Decker, A., Sioen, I., De Henauw, S., & Michels, N. (2017). Hand-to-foot bioelectrical impedance analysis to measure fat mass in healthy children: A comparison with air-displacement plethysmography. *Nutrition & Dietetics*, *74*(5), 516–520. <https://doi.org/10.1111/1747-0080.12345>
- Francisco, R., Jesus, F., Nunes, C. L., Carvalho, A., Alvim, M., Campa, F., Sardinha, L. B., Mendonca, G. V., Lukaski, H., & Silva, A. M. (2023). Prediction of body water compartments by raw bioelectrical impedance parameters in athletes: Comparison between series and parallel measurements. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *33*(10), 1998–2008. <https://doi.org/10.1111/sms.14443>
- Francisco, R., Jesus, F., Nunes, C. L., Santos, P., Alvim, M., Campa, F., Schoeller, D. A., Lukaski, H., Mendonca, G. V., Sardinha, L. F. C. B., & Silva, A. M. L. D. A. (2024). H₂O Athletes study protocol: Effects of hydration changes on neuromuscular function in athletes. *British Journal of Nutrition*, *131*(9), 1579–1590.
<https://doi.org/10.1017/S0007114524000308>
- Francisco, R., Jesus, F., Santos, P., Trbovšek, P., Moreira, A. S., Nunes, C. L., Alvim, M., Sardinha, L. B., Lukaski, H., Mendonca, G. V., & Silva, A. M. (2024). Does acute dehydration affect the neuromuscular function in healthy adults?-a systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme*, *49*(11), 1441–1460. <https://doi.org/10.1139/apnm-2024-0192>
- Freitas, S. R., Mendes, B., Firmino, T., Correia, J. P., Witvrouw, E. E. M. C., Oliveira, R., & Vaz, J. R. (2022). Semitendinosus and biceps femoris long head active stiffness response until failure in professional footballers with vs. Without previous hamstring

- injury. *European Journal of Sport Science*, 22(7), 1132–1140.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1910347>
- Freitas, S. R., Radaelli, R., Oliveira, R., & Vaz, J. R. (2023). Hamstring Stiffness and Strength Responses to Repeated Sprints in Healthy Nonathletes and Soccer Players With Versus Without Previous Injury. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 15(6), 824–834. <https://doi.org/10.1177/19417381231175474>
- Fukuoka, A. H., Oliveira, N. M., Matias, C. N., Guariglia, D. A., Guerra-Júnior, G., & Gonçalves, E. M. (2024). Association between muscle-localized bioelectrical impedance analysis parameters and performance in a multi-set exercise on the isokinetic dynamometer in young women. *European Journal of Sport Science*, 24(9), 1319–1327. <https://doi.org/10.1002/ejsc.12167>
- Gonçalves, E. M., Matias, C. N., Santos, D. A., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2015). Assessment of total body water and its compartments in elite judo athletes: Comparison of bioelectrical impedance spectroscopy with dilution techniques. *Journal of Sports Sciences*, 33(6), 634–640. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.953981>
- Hannan, W. J., Cowen, S. J., Plester, C. E., Fearon, K. C. H., & Debeau, A. (1995). Comparison of Bio-Impedance Spectroscopy and Multi-Frequency Bio-Impedance Analysis for the Assessment of Extracellular and Total Body Water in Surgical Patients. *Clinical Science*, 89(6), 651–658. <https://doi.org/10.1042/cs0890651>
- Heymsfield, S. B. (2024). Advances in body composition: A 100-year journey. *International Journal of Obesity*, 49(2), 177–181. <https://doi.org/10.1038/s41366-024-01511-9>
- Jaffrin, M. Y., & Morel, H. (2009). Extracellular volume measurements using bioimpedance spectroscopy-Hanai method and wrist–ankle resistance at 50 kHz. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(1), 77–84. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0394-z>

- Jiang, F., Tang, S., Eom, J.-J., Song, K.-H., Kim, H., Chung, S., & Kim, C.-H. (2022). Accuracy of Estimated Bioimpedance Parameters with Octapolar Segmental Bioimpedance Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *22*(7), 2681. <https://doi.org/10.3390/s22072681>
- Jönsson, C., Johansson, K., Bjurberg, M., & Brogårdh, C. (2022). Impedance of Extracellular Fluid, Volume, and Local Tissue Water Can Be Reliably Measured in People With Lower Limb Lymphedema. *Physical Therapy*, *102*(5), pzac025. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzac025>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kyle, U. (2004). Bioelectrical impedance analysis?part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*, *23*(5), 1226–1243. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2004.06.004>
- Langer, R., Borges, J., Pascoa, M., Cirolini, V., Guerra-Júnior, G., & Gonçalves, E. (2016). Validity of Bioelectrical Impedance Analysis to Estimation Fat-Free Mass in the Army Cadets. *Nutrients*, *8*(3), 121. <https://doi.org/10.3390/nu8030121>
- Lukaski, H. C. (2013). Evolution of bioimpedance: A circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research. *European Journal of Clinical Nutrition*, *67*(S1), S2–S9. <https://doi.org/10.1038/ejcn.2012.149>
- Lukaski, H. C., & Piccoli, A. (2012). Bioelectrical Impedance Vector Analysis for Assessment of Hydration in Physiological States and Clinical Conditions. Em V. R. Preedy (Ed.), *Handbook of Anthropometry* (pp. 287–305). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1788-1_16

- Lukaski, H. C., Vega Diaz, N., Talluri, A., & Nescolarde, L. (2019). Classification of Hydration in Clinical Conditions: Indirect and Direct Approaches Using Bioimpedance. *Nutrients*, *11*(4), 809. <https://doi.org/10.3390/nu11040809>
- Lukaski, H., Johnson, P., Bolonchuk, W., & Lykken, G. (1985). Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *41*(4), 810–817. <https://doi.org/10.1093/ajcn/41.4.810>
- Maloney, S. J. (2019). The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(9), 2579–2593. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002608>
- Marra, M., Di Vincenzo, O., Sammarco, R., Morlino, D., & Scalfi, L. (2021). Bioimpedance phase angle in elite male athletes: A segmental approach. *Physiological Measurement*, *41*(12), 125007. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/abcb5c>
- Marra, M., Sammarco, R., De Lorenzo, A., Iellamo, F., Siervo, M., Pietrobelli, A., Donini, L. M., Santarpia, L., Cataldi, M., Pasanisi, F., & Contaldo, F. (2019). Assessment of Body Composition in Health and Disease Using Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) and Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DXA): A Critical Overview. *Contrast Media & Molecular Imaging*, *2019*, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2019/3548284>
- Masset, K. V. D. S. B., Silva, A. M., Ferrari, G., Cabral, B. G. D. A. T., Dantas, P. M. S., & Da Costa, R. F. (2025). Development and cross-validation of predictive equations for fat-free mass estimation by bioelectrical impedance analysis in Brazilian subjects with overweight and obesity. *Frontiers in Nutrition*, *12*, 1499752. <https://doi.org/10.3389/fnut.2025.1499752>
- Matias, C. N., Campa, F., Santos, D. A., Lukaski, H., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2021). Fat-free Mass Bioelectrical Impedance Analysis Predictive Equation for Athletes using

- a 4-Compartment Model. *International Journal of Sports Medicine*, 42(01), 27–32.
<https://doi.org/10.1055/a-1179-6236>
- Matias, C. N., Santos, D. A., Gonçalves, E. M., Fields, D. A., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2013). Is bioelectrical impedance spectroscopy accurate in estimating total body water and its compartments in elite athletes? *Annals of Human Biology*, 40(2), 152–156. <https://doi.org/10.3109/03014460.2012.750684>
- Matiegka, J. (sem data). *The testing of physical efficiency*.
<https://doi.org/10.1002/ajpa.1330040302>
- Matiegka, J. (1921). The testing of physical efficiency. *American Journal of Physical Anthropology*, 4(3), 223–230. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330040302>
- Mendiguchia, J., Gonzalez De La Flor, A., Mendez-Villanueva, A., Morin, J.-B., Edouard, P., & Garrues, M. A. (2021). Training-induced changes in anterior pelvic tilt: Potential implications for hamstring strain injuries management. *Journal of Sports Sciences*, 39(7), 760–767. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1845439>
- Messina, C., Albano, D., Gitto, S., Tofanelli, L., Bazzocchi, A., Ulivieri, F. M., Guglielmi, G., & Sconfienza, L. M. (2020). Body composition with dual energy X-ray absorptiometry: From basics to new tools. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 10(8), 1687–1698. <https://doi.org/10.21037/qims.2020.03.02>
- Mulasi, U., Kuchnia, A. J., Cole, A. J., & Earthman, C. P. (2015). Bioimpedance at the Bedside: Current Applications, Limitations, and Opportunities. *Nutrition in Clinical Practice*, 30(2), 180–193. <https://doi.org/10.1177/0884533614568155>
- Navarro-Marroco, J., Hernández-Sánchez, P., Victoria-Montesinos, D., Barcina-Pérez, P., Lucas-Abellán, C., & García-Muñoz, A. M. (2024). Comparative Effects of Sleeve Gastrectomy vs. Roux-en-Y Gastric Bypass on Phase Angle and Bioelectrical

- Impedance Analysis Measures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 13(22), 6784. <https://doi.org/10.3390/jcm13226784>
- Nescolarde, L., Talluri, A., Yanguas, J., & Lukaski, H. (2023). Phase angle in localized bioimpedance measurements to assess and monitor muscle injury. *Reviews in Endocrine & Metabolic Disorders*, 24(3), 415–428. <https://doi.org/10.1007/s11154-023-09790-9>
- Nescolarde, L., Terricabras, J., Mechó, S., Rodas, G., & Yanguas, J. (2020). Differentiation Between Tendinous, Myotendinous and Myofascial Injuries by L-BIA in Professional Football Players. *Frontiers in Physiology*, 11, 574124. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.574124>
- Nescolarde, L., Yanguas, J., & Hernández-Hermoso, J. A. (2024a). Localized hamstring bioimpedance in marathon runners is related to muscle high-energy enzyme serum levels and predicts race time. *Frontiers in Physiology*, 15, 1337119. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1337119>
- Nescolarde, L., Yanguas, J., & Hernández-Hermoso, J. A. (2024b). Localized hamstring bioimpedance in marathon runners is related to muscle high-energy enzyme serum levels and predicts race time. *Frontiers in Physiology*, 15, 1337119. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1337119>
- Nescolarde, L., Yanguas, J., Lukaski, H., Alomar, X., Rosell-Ferrer, J., & Rodas, G. (2013). Localized bioimpedance to assess muscle injury. *Physiological Measurement*, 34(2), 237–245. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/2/237>
- Nescolarde, L., Yanguas, J., Lukaski, H., Alomar, X., Rosell-Ferrer, J., & Rodas, G. (2015). Effects of muscle injury severity on localized bioimpedance measurements. *Physiological Measurement*, 36(1), 27–42. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/1/27>

- Nescolarde, L., Yanguas, J., Lukaski, H., Rodas, G., & Rosell-Ferrer, J. (2014). Localized BIA identifies structural and pathophysiological changes in soft tissue after post-traumatic injuries in soccer players. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2014*, 3743–3746.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944437>
- Netter, F. H. (2019). *Atlas de anatomia humana*. Elsevier.
- Novak, M., Jecminek, V., Pleva, L., Penhaker, M., Schmidt, M., Mimra, T., Kubicek, J., & Augustynek, M. (2024). Bioimpedance measurement: A non-invasive diagnosis of limb compartment syndrome. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 12*, 1433284. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1433284>
- Oliveira, N. M., Fukuoka, A. H., Matias, C. N., Guerra-Júnior, G., & Gonçalves, E. M. (2023). Is muscle localized phase angle an indicator of muscle power and strength in young women? *Physiological Measurement, 44*(12), 125007.
<https://doi.org/10.1088/1361-6579/ad10c5>
- Oliveira, N. M., Lázari, E., Matias, C. N., Guerra-Júnior, G., & Gonçalves, E. M. (2024). Sprint and jump performance are determined by localized BIA - an ecological study in track and field adolescent athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, 16*(1), 235. <https://doi.org/10.1186/s13102-024-01023-z>
- Opar, D. A., Timmins, R. G., Behan, F. P., Hickey, J. T., Van Dyk, N., Price, K., & Maniar, N. (2021). Is Pre-season Eccentric Strength Testing During the Nordic Hamstring Exercise Associated with Future Hamstring Strain Injury? A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine, 51*(9), 1935–1945. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01474-1>

- Owen, A., Dunlop, G., Rouissi, M., Chtara, M., Paul, D., Zouhal, H., & Wong, D. P. (2015). The relationship between lower-limb strength and match-related muscle damage in elite level professional European soccer players. *Journal of Sports Sciences*, *33*(20), 2100–2105. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1064155>
- Park, J. H., Jo, Y.-I., & Lee, J.-H. (2018). Clinical usefulness of bioimpedance analysis for assessing volume status in patients receiving maintenance dialysis. *The Korean Journal of Internal Medicine*, *33*(4), 660–669. <https://doi.org/10.3904/kjim.2018.197>
- Rutkove, S. B., Aaron, R., & Shiffman, C. A. (2002). Localized bioimpedance analysis in the evaluation of neuromuscular disease. *Muscle & Nerve*, *25*(3), 390–397. <https://doi.org/10.1002/mus.10048>
- Sardinha, L. B., Rosa, G. B., Hetherington-Rauth, M., Correia, I. R., Magalhães, J. P., Silva, A. M., & Lukaski, H. (2023). Development and validation of bioelectrical impedance prediction equations estimating regional lean soft tissue mass in middle-aged adults. *European Journal of Clinical Nutrition*, *77*(2), 202–211. <https://doi.org/10.1038/s41430-022-01224-0>
- Sebastiá-Rico, J., Soriano, J. M., González-Gálvez, N., & Martínez-Sanz, J. M. (2023). Body Composition of Male Professional Soccer Players Using Different Measurement Methods: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Nutrients*, *15*(5), 1160. <https://doi.org/10.3390/nu15051160>
- Shepherd, J. A., Ng, B. K., Sommer, M. J., & Heymsfield, S. B. (2017). Body composition by DXA. *Bone*, *104*, 101–105. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2017.06.010>
- Silva, A. M., Fields, D. A., Heymsfield, S. B., & Sardinha, L. B. (2010). Body Composition and Power Changes in Elite Judo Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(10), 737–741. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1255115>

- Silva, A. M., Matias, C. N., Nunes, C. L., Santos, D. A., Marini, E., Lukaski, H. C., & Sardinha, L. B. (2019). Lack of agreement of in vivo raw bioimpedance measurements obtained from two single and multi-frequency bioelectrical impedance devices. *European Journal of Clinical Nutrition*, 73(7), 1077–1083. <https://doi.org/10.1038/s41430-018-0355-z>
- Silva, A., Matias, C., Santos, D., Rocha, P., Minderico, C., & Sardinha, L. (2014). Increases in Intracellular Water Explain Strength and Power Improvements over a Season. *International Journal of Sports Medicine*, 35(13), 1101–1105. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1371839>
- Staśkiewicz-Bartecka, W., Krupa-Kotara, K., Rozmiarnek, M., Malchrowicz-Moško, E., Grajek, M., Elordui, S. A., Urriolabeitia Razkin, J., & Babarro, A. C. (2024). Anthropometric Profile and Position-Specific Changes in Segmental Body Composition of Professional Football Players Throughout a Training Period. *Sports*, 12(10), 285. <https://doi.org/10.3390/sports12100285>
- Thomas, E., Scardina, A., Patti, A., Izzicupo, P., Nakamura, M., Konrad, A., Campa, F., Bellafigliore, M., & Bianco, A. (2024). Acute local and non-local morphological, sensory and fluid responses to stretching and foam rolling in young females. *Heliyon*, 10(20), e39023. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e39023>
- Tinsley, G. M., Moore, M. L., Silva, A. M., & Sardinha, L. B. (2020). Cross-sectional and longitudinal agreement between two multifrequency bioimpedance devices for resistance, reactance, and phase angle values. *European Journal of Clinical Nutrition*, 74(6), 900–911. <https://doi.org/10.1038/s41430-019-0496-8>
- Wagner, D. R., Heath, E. M., Harper, S. A., Cafferty, E. A., Teramoto, M., Evans, A., Burch, T., McBride, J., Spencer, S., & Vakula, M. N. (2025). Multicomponent body

- composition of university club sport athletes. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 22(1), 2446575. <https://doi.org/10.1080/15502783.2024.2446575>
- Wang, S. H. (2014). Validity of Bioelectrical Impedance Measurement in Predicting Fat-Free Mass of Chinese Children and Adolescents. *Medical Science Monitor*, 20, 2298–2310. <https://doi.org/10.12659/MSM.890696>
- Wang, Z., Pierson, R., & Heymsfield, S. (1992). The five-level model: A new approach to organizing body-composition research. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 56(1), 19–28. <https://doi.org/10.1093/ajcn/56.1.19>
- Wang, Z., Pi-Sunyer, F. X., Kotler, D. P., Wielopolski, L., Withers, R. T., Jr, R. N. P., & Heymsfield, S. B. (2002). *Multicomponent methods: Evaluation of new and traditional soft tissue mineral models by in vivo neutron activation analysis* 1–3.
- Ward, L. C. (2019). Bioelectrical impedance analysis for body composition assessment: Reflections on accuracy, clinical utility, and standardisation. *European Journal of Clinical Nutrition*, 73(2), 194–199. <https://doi.org/10.1038/s41430-018-0335-3>
- Ward, L. C., Sharpe, K., Edgar, D., Finlay, V., & Wood, F. (2013). Measurement of localized tissue water – clinical application of bioimpedance spectroscopy in wound management. *Journal of Physics: Conference Series*, 434, 012043. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/434/1/012043>
- Withers, R. T., LaForgia, J., Pillans, R. K., Shipp, N. J., Chatterton, B. E., Schultz, C. G., & Leaney, F. (1998). Comparisons of two-, three-, and four-compartment models of body composition analysis in men and women. *Journal of Applied Physiology*, 85(1), 238–245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.1.238>
- Yamada, Y., Nishizawa, M., Uchiyama, T., Kasahara, Y., Shindo, M., Miyachi, M., & Tanaka, S. (2017). Developing and Validating an Age-Independent Equation Using Multi-Frequency Bioelectrical Impedance Analysis for Estimation of Appendicular Skeletal

Muscle Mass and Establishing a Cutoff for Sarcopenia. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 14(7), 809.

<https://doi.org/10.3390/ijerph14070809>

Zhang, F., Teng, Z., Yang, Y., Zhong, H., Li, J., Rutkove, S. B., & Sanchez, B. (2020). A Novel Method for Estimating the Fractional Cole Impedance Model Using Single-Frequency DC-Biased Sinusoidal Excitation. *Circuits, Systems, and Signal Processing*, 40(2), 543–558. <https://doi.org/10.1007/s00034-020-01512-9>