



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

ANDREIA BAUERMANN

**PREDIÇÃO DA MASSA LIVRE DE GORDURA E DO ÍNDICE DE MASSA
MUSCULAR POR IMPEDANCIA BIOELÉTRICA EM HOMENS COM
TETRAPLEGIA FÍSICAMENTE ATIVOS**

Belém
2022

ANDREIA BAUERMANN

**PREDIÇÃO DA MASSA LIVRE DE GORDURA E DO ÍNDICE DE MASSA
MUSCULAR POR IMPEDANCIA BIOELÉTRICA EM HOMENS COM
TETRAPLEGIA FISICAMENTE ATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano como requisito para obtenção do título de mestre em Ciências do Movimento Humano.

Área de concentração: Biodinâmica do movimento humano.

Orientador: Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva.

Coorientadora: Dra. Josely Corrêa Koury

BELÉM
2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

B344p Bauermann, Andreia.
PREDIÇÃO DA MASSA LIVRE DE GORDURA E DO
ÍNDICE DE MASSA MUSCULAR POR IMPEDANCIA
BIOELÉTRICA EM HOMENS COM TETRAPLEGIA
FISICAMENTE ATIVOS / Andreia Bauermann. — 2022.
59 f. : il. color.

Orientador(a): Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa E Silva
Coorientação: Prof^a. Dra. Josely Corrêa Koury
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará,
Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em
Ciências do Movimento Humano, Belém, 2022.

1. impedância bioelétrica. 2. composição corporal. 3. lesão
medular. 4. sarcopenia. 5. tetraplegia. I. Título.

CDD 371.904486

ANDREIA BAUERMANN

**PREDIÇÃO DA MASSA LIVRE DE GORDURA E DO ÍNDICE DE MASSA
MUSCULAR POR IMPEDANCIA BIOELÉTRICA EM HOMENS COM
TETRAPLEGIA FISICAMENTE ATIVOS**

Dissertação de mestrado apresentação ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano como requisito para obtenção do título de mestre.

Data de aprovação: 25/05/2022

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva
(Orientador – PPGCMH/ICS/UFPA)

Prof. Dr. Luis Alberto Gobbo
(Membro - UNESP)

Prof.^a Dr. Eduardo Macedo Penna
(Membro – PPGCMH/ICS/UFPA)

Dedico este trabalho à minha ex-coordenadora
e amiga Romênia Estrela, que foi o elo para
que este sonho fosse realizado.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que é a minha força e o Senhor do impossível. Que faz coisas grandes e maravilhosas, e os seus milagres não têm fim.

Ao meu orientador Anselmo, pela paciência e dedicação. Obrigada por me aceitar no seu grupo de pesquisa. Por tantas horas disponibilizadas para me ensinar e por ter compartilhado sua experiência e até seus amigos comigo. Que nossa parceria e amizade possa permanecer.

A minha coorientadora Josely, que desde o início me abraçou como sua aluna e nunca me deixou na mão, mesmo nos momentos mais difíceis, foi incansável em compartilhar seu conhecimento. Que possamos trabalhar juntas por muito tempo.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Luís Gobbo e Prof. Eduardo Penna, que tão gentilmente aceitaram participar e colaborar com esta dissertação.

Ao meu esposo Daniel que me apoiou e incentivou com amor, carinho e compreensão em toda essa jornada. E a minha filha Marina, que foi compreensiva e amorosa e sempre me deixou estudar.

À minha família, que torceu e se alegrou por essa conquista.

Aos professores que fizeram parte do meu caminho durante essa jornada, pela dedicação, competência e conhecimento compartilhado.

Aos colegas que diversas vezes me conectaram pelos seus celulares nas aulas presenciais e minimizaram a distância física. E aqueles que me ajudaram em diversos outros momentos, para que eu pudesse cumprir minhas tarefas.

Muito obrigada!

GAM ZU LE TOVA.

Isto também é para o bem.

RESUMO

Indivíduos com lesão da medula espinhal cervical (LME-c) apresentam perda progressiva da massa livre de gordura (MLG) devido à diminuição da atividade física e comprometimentos neurológicos, porque a função dos circuitos neuronais espinhais abaixo do nível da lesão é prejudicada. Como consequência, há redução da força muscular e do desempenho físico caracterizando o quadro de sarcopenia, semelhante ao que ocorre com idosos. O método da impedância bioelétrica (BIA) é válido e acessível para predição da MLG em diferentes grupos populacionais. O fundamento do método da BIA está pautado no princípio da hidratação constante. Porém, indivíduos com LME-c apresentam variações importantes no estado de hidratação, fato que dificulta o uso de equações preditivas generalizadas para predição de MLG pela BIA. Considerando, que a predição da MLG de indivíduos com LME-c é importante para monitorar as alterações da composição corporal e subsidiar os estudos sobre sarcopenia, a presente dissertação tem como objetivos: 1) testar a concordância entre os valores da MLG obtidos por três distintas equações preditivas da MLG por BIA e por absorciometria de dupla emissão de raios-x (DXA); 2) testar a aplicabilidade da análise vetorial de impedância bioelétrica (BIVA) para este grupo; e 3) comparar o uso do índice de massa muscular (SMI) a partir da MLG obtida por BIA e DXA para diagnóstico de sarcopenia em indivíduos com tetraplegia, considerando diferentes níveis de atividade física (sedentário, ativos >150 minutos por semana, e muito ativos > 210 minutos por semana). Participaram do estudo indivíduos sem (n=23) e com LME-c ativos (n= 13) ou inativos (n= 10) fisicamente. Apenas a equação de Buchholz et al., mostrou concordância (coeficiente de concordância=0,85) com a DXA. A sarcopenia é uma doença comum após a LME-c e pode ser diagnosticada através do SMI, que foi testado neste grupo utilizando as equações sugeridas para BIA e da DXA. O uso do SMI-BIA para classificar a sarcopenia em indivíduos LME-c sedentários apresentou resultado de concordância de diagnóstico substancial (Kappa=0,727) de acordo com o coeficiente de Kappa. A equação para BIA de Buchholz et al. apresentou a melhor concordância, mas esta não foi o suficiente para esta equação ser recomendada para uso em pessoas com LME-c e uma a criação de uma equação específica para esta população deve ser criada. No entanto, o uso dos pontos de corte para diagnosticar sarcopenia a partir do SMI-BIA parece promissor em pessoas com LME-c sedentárias, necessitando de mais estudos em pessoas com LME-c fisicamente ativas.

Palavras-chave: impedância bioelétrica, composição corporal, lesão medular, sarcopenia, tetraplegia

ABSTRACT

Individuals with cervical spinal cord injury (c-SCI) experience progressive loss of fat-free mass (FFM) due to decreased physical activity and neurological impairments because the function of spinal neuronal circuits below the level of injury is impaired. Therefore, there is a reduction in muscle strength and physical performance, characterizing sarcopenia, similar to what occurs in the elderly. The bioelectrical impedance (BIA) method is valid and accessible for predicting FFM in different population. The ground of the BIA method is based on the principle of constant hydration. However, individuals with c-SCI show important variations in hydration status, a fact that makes it difficult to use generalized predictive equations for FFM by BIA. Considering that the prediction of FFM in individuals with c-SCI is important to monitor changes in body composition and to support studies on sarcopenia, the present dissertation aims to: 1) test the agreement between the FFM values obtained by three different predictive equations by BIA and by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), 2) test the applicability of bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) for this group; and 3) compare the use of the muscle mass index (SMI) from the FFM obtained by BIA and DXA for the diagnosis of sarcopenia in people with tetraplegia, considering different levels of physical activity (sedentary, active >150 minutes per week, and very active > 210 minutes per week). Able-bodied individuals (n=23) and with c-SCI physically active (n=13) or inactive (n=10) participated in the study. Only the equation by Buchholz et al. showed agreement (coefficient of agreement=0.85) with DXA. Sarcopenia is a common disease after c-SCI and can be diagnosed using the SMI, which was tested in this group using the suggested equations for BIA and DXA. The use of the SMI-BIA to classify sarcopenia in sedentary c-SCI individuals resulted in substantial diagnostic agreement (Kappa=0.727) according to the Kappa coefficient. Buchholz et al. equation presented the best agreement, but this was not enough for this equation to be recommended for use in people with c-SCI and a specific equation for this population should be created. However, the use of cut-off points to diagnose sarcopenia from the SMI-BIA seems promising in sedentary people with c-SCI, necessitating further studies in people with c-SCI that are physically active.

Keywords: bioelectrical impedance, body composition, spinal cord injuries, sarcopenia, tetraplegia.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Grau de comprometimento do funcionamento das funções corporais de acordo com o nível de lesão da medula espinhal.....	15
Figura 2. Padrão do gráfico BIVA, R-Xc/estatura. Resistencia (R) e reactancia (Xc) foram normalizadas pela estatura (metros).....	20
Figura 3. Gráficos de concordância de Bland-Altman entre as equações preditivas de massa livre de gordura em comparação com DXA.....	32
Figura 4. Intervalos de tolerância para o vetor de impedância.	33
Figura 5. Número de casos com sarcopenia conforme o método de avaliação da composição corporal.....	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Equações de BIA encontradas para a predição da MLG em indivíduos com LME e indivíduos sem deficiência física* .	28
Tabela 2. Características gerais dos indivíduos com LME-c de acordo com o exercício físico	30
Tabela 3. Valores da massa livre de gordura obtidos por meio de equações preditivas da BIA e DXA.	31
Tabela 4. Características gerais dos sujeitos classificados em LME não ativo, LME ativo, LME mais ativo e sem LME.	43
Tabela 5. Comparação do diagnóstico de sarcopenia utilizando a o índice de massa esquelética obtida por DXA e BIA.	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF	ativo fisicamente
aLM	massa muscular apendicular
AngF	ângulo de fase
BIA	impedância bioelétrica
BIS	espectroscopia de bioimpedância
BIVA	análise vetorial de impedância bioelétrica
DXA	absorciometria de dupla emissão de raio-X
ECW	água extracelular
Ht	Altura
ICW	água intracelular
IMC	índice de massa corporal
LME	lesão da medula espinhal
LME-c	lesão da medula espinhal cervical
MG	Massa de gordura
MLG	massa livre de gordura
NAF	não ativos fisicamente
R	Resistência
SF-BIA	impedância bioelétrica de frequência única
SMI	índice de massa muscular esquelética
TBW	Água Corporal Total
W	peso em quilogramas
Xc	Reatância
Z	Impedância

SUMÁRIO

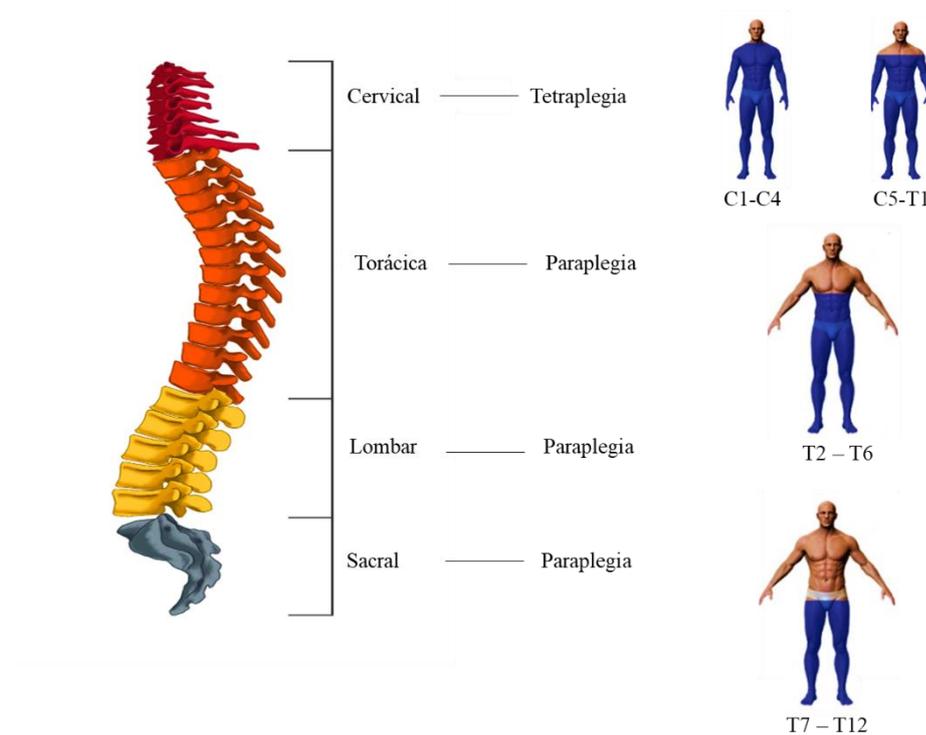
1. INTRODUÇÃO.....	14
2. ARTIGO 1.....	22
Resumo	22
Abstract.....	23
Introdução	24
Materiais e métodos.....	25
Resultados	30
Discussão	34
3. ARTIGO 2.....	36
Resumo	37
Abstract.....	37
Introdução	39
Materiais e métodos.....	40
Resultados	42
Discussão	46
Conclusão.....	48
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	49
REFERÊNCIAS.....	50

1. INTRODUÇÃO

A medula espinhal é o principal canal através do qual as informações motoras e sensoriais são transportadas entre o cérebro e o corpo (HOU; RABCHEVSKY, 2014). A lesão da medula espinhal (LME) ocorre principalmente por trauma e pode afetar a medula espinhal, atingindo as funções dos sistemas motor, sensorial e autônomo (HOU; RABCHEVSKY, 2014). O grau de paralisia será determinado em função do local da LME e será classificado quanto à severidade como completa ou incompleta. A LME completa ocorre quando há secção completa da medula e não existe mais função sensitiva ou motora abaixo do nível da lesão, há perda total de contração muscular voluntária (paralisia ou plegia) e incompleta, quando a secção é parcial e existem funções residuais (paresia) (SCHULD *et al.*, 2016). No Brasil estima-se 15 a 40 novos casos por milhão de habitantes todos os anos, principalmente em homens e causados por colisões de veículos motorizados ou ferimentos por armas branca e de fogo (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Tetraplegia é o quadro causado pela lesão da medula espinhal cervical (LME-c) e levam a perda funcional nos membros inferiores e superiores abaixo do nível da lesão (ASIA AND ISCOS INTERNATIONAL STANDARDS COMMITTEE, 2019). As duas primeiras vértebras cervicais estão ligadas ao nervo frênico e quando são afetadas geralmente causam a morte do indivíduo, porque ocorre parada respiratória. Lesões a partir da terceira vertebra permitem que a respiração aconteça, geralmente com o uso de respiradores artificiais. Nesse nível, a prática de atividade física fica limitada a atividades físicas passivas. A partir no nível de lesão C4 há a possibilidade de atividade física ativa, porque a partir deste nível começa a movimentação do pescoço e diafragma (DUMONT *et al.*, 2001). Nas lesões em segmento cervical, entre as vértebras C5 e C7 há função nos músculos do pescoço, ombros, bíceps, flexão nos cotovelos, controle do diafragma (não há necessidade de aparelhos para auxiliar na respiração), permitindo a prática de atividades físicas que exijam maior vigor respiratório. O último nível da tetraplegia é o nível C8, onde há mobilidade também nas falanges distais (KIRSHBLUM *et al.*, 2020). A Figura 1, ilustra o grau de comprometimento de acordo com a altura da lesão da medula espinhal.

Figura 1. Grau de comprometimento do funcionamento das funções corporais de acordo com o nível de lesão da medula espinhal.



Fonte: Construído pela autora.

Entre as sequelas causadas pela tetraplegia estão incluídas as alterações na composição corporal, causadas pela imobilização, rápida atrofia e ausência da contração muscular voluntária (VASTANO; PEREZ, 2020). Há redução do conteúdo mineral ósseo, massa muscular e água corporal, concomitante ao aumento da massa de gordura ao redor das vísceras, músculo esquelético e medula óssea (HOU; RABCHEVSKY, 2014; MCMILLAN *et al.*, 2021), semelhante ao que ocorre durante o envelhecimento (RAGUINDIN *et al.*, 2021; SCHEER *et al.*, 2021).

Os indivíduos com tetraplegia são vulneráveis à obesidade, devido ao desenvolvimento concomitante da diminuição da taxa metabólica, mobilidade limitada e diminuição dos níveis de atividade física (BUCHHOLZ; MCGILLIVRAY; PENCHARZ, 2003a). A composição corporal é comprometida acentuadamente durante os primeiros 6 meses após a LME-c (GIANGREGORIO; MCCARTNEY, 2006): a massa livre de gordura (MLG) total diminui em até 9,5% em 6 meses após a lesão (BALDI *et al.*, 1998), enquanto a MLG da perna diminui 15,1% por ano após a lesão (WILMET *et al.*, 1995). A redução da massa muscular e o aumento da massa de gordura é uma doença chamada sarcopenia, considerada fator de risco para complicações secundárias a saúde e doenças crônicas (HICKS *et al.*, 2011).

O exercício físico tem papel fundamental na qualidade de vida de indivíduos com LME-c, há melhoras significativas em aspectos sociais, psicológicos, e fisiológicos, como ganho de força, melhora da aptidão cardiovascular e do perfil lipídico (ANNEKEN *et al.*, 2010; LANNEM *et al.*, 2010; TAWASHY *et al.*, 2009). A participação em exercícios físicos (atividade física planejada, estruturada e repetitiva), pode melhorar a aptidão cardiorrespiratória, potência, força dos músculos (HICKS *et al.*, 2011) e preservar a massa muscular em LME-c (MARTIN GINIS *et al.*, 2018). Indivíduos com LME-c praticantes de exercício físico apresentaram menor MG e maior a sensibilidade a insulina do que os não praticantes, este perfil pode reduzir o risco de doença cardiovascular (D'OLIVEIRA *et al.*, 2014; KOURY *et al.*, 2013) e colabora na prevenção da sarcopenia secundária a imobilidade (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010a).

A LME-c causa em poucos dias após a lesão as alterações do músculo (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2019), porque a morte do moto-neurônio e a denervação muscular contribuem para a atrofia severa dos músculos após a LME-c pela lesão da medula que impossibilita o movimento. Associado a isso há diminuição na capacidade do corpo de sintetizar proteínas, porque a imobilidade, a espasticidade e o dano microvascular contribuem para alterações morfológicas e histoquímicas enzimáticas observadas no músculo esquelético paralisado, levando a alterações das propriedades funcionais e atrofia (CAWTHON *et al.*, 2014; BAHAT; İLHAN, 2016). Essas alterações junto com os distúrbios hormonais da tireoide, o hipercortisolismo e a resistência à insulina é que levam à sarcopenia (BAUMAN; SPUNGEN, 1994).

A sarcopenia pode ser diagnosticada de acordo com o índice de massa muscular esquelética ($SMI = \text{massa muscular esquelética apendicular (MMA)} / \text{altura}^2 / (\text{kg}/\text{m}^2)$). Os pontos de corte definidos por Baumgartner *et al.* (1998) foram ajustados como valores de dois desvios-padrão abaixo da média de uma população adulta jovem saudável ($\leq 7.26 \text{ kg}/\text{m}^2$). Embora a massa muscular não mensure a força muscular ou o desempenho físico está significativamente correlacionada com esses indicadores (CAWTHON *et al.*, 2014; KIM; JANG; LIM, 2016). Para calcular a o SMI é preciso obter a MMA, que é obtida por métodos de imagem como a DXA.

A avaliação da composição corporal para os indivíduos com LME-c é importante, pois tem como finalidade acompanhar as alterações que ocorrem com o passar do tempo, além de diagnosticar precocemente a sarcopenia. A avaliação da composição corporal pode ser realizada por meio de diferentes métodos (BORGA *et al.*, 2018). Entre eles, a absorciometria de dupla emissão de raios-x (DXA), a qual é considerada como método de referência, principalmente porque fornece estimativas precisas do conteúdo mineral ósseo, massa de

gordura e massa muscular (BORGA *et al.*, 2018). Este método mensura a atenuação dos feixes de raios-X que passam pelos tecidos corporais (alta atenuação para osso e baixa atenuação para gordura) (SHEPHERD *et al.*, 2017). Porém, é um método de limitado acesso, principalmente pelo seu alto custo, necessita de profissional radiologista para manipulação e expõe o avaliado a pequena dose de radiação. A análise da impedância bioelétrica (BIA) é um método de relativo baixo custo, fácil aplicação e confiável para avaliação da composição corporal (LUKASKI, 2013).

A BIA parte do princípio que o corpo humano é uma rede de resistores e capacitores (LUKASKI, 1996). Os fluidos corporais se comportam como resistores e as membranas celulares atuam como capacitores (X_c). Assim, o corpo pode ser representado como um circuito, no qual a corrente alternada introduzida se divide em vias resistivas (fluido e eletrólitos) e capacitivas (membranas celulares e interfaces de tecido) (FAES *et al.*, 1999). A resistividade específica mais baixa de fluidos e tecidos corporais contendo água e eletrólitos em comparação com membranas celulares carregadas de lipídios intactas permite medições de impedância (Z) dependente de frequência (FOSTER; LUKASKI, 1996). A corrente alternada de baixo nível passa predominantemente pelo componente resistivo, mas simultaneamente atrasada (temporariamente armazenada) por elementos capacitivos em tecidos e interfaces de tecido. É importante ressaltar que uma quantidade variável de corrente de muito baixa frequência, independentemente da frequência em que a corrente é introduzida, pode penetrar nas membranas das células musculares, principalmente quando a corrente é paralela à fibra muscular (GRIMNES; MARTINSEN, 2015).

As membranas celulares são elementos capacitivos que envolvem o fluido intracelular em um circuito em série que existe em paralelo com o gel intersticial contendo água ou fluido extracelular. Qualquer corrente alternada penetrará no componente capacitivo (reatância, X_c) da membrana celular em proporção à frequência da corrente aplicada. A reatância está inversamente relacionada à frequência e capacitância é a capacidade de um sistema ou circuito de armazenar uma carga elétrica (DELLINGER *et al.*, 2021).

O ângulo de fase (AngF), relação da reatância e a resistência, descreve o deslocamento angular (diferença de fase) entre as formas de onda senoidais de tensão e corrente; no corpo humano a corrente atinge seus picos máximo/mínimo após a voltagem (valores positivos), provavelmente pela presença de membranas celulares e interfaces teciduais (LUKASKI; KYLE; KONDRUP, 2017; NORMAN *et al.*, 2009, 2012). O AngF pode ser aplicado como um proxy da distribuição de água (relação entre água extracelular - ECW - e água intracelular - ICW) e massa celular corporal. Assim, AngF alto sugere maior celularidade

(por exemplo, mais conteúdo mineral ósseo em relação ao MLG), integridade celular e funções celulares (LUKASKI; KYLE; KONDRUP, 2017).

Os vetores da BIA são empregados em protocolos generalizados ou para populações específicas para que seja calculada a água corporal total, a MLG e a massa gorda (DUREN *et al.*, 2008). O analisador tetrapolar utiliza quatro eletrodos, sendo dois aplicados na mão e punho, e dois no pé e tornozelo. A corrente de 800 mA a uma frequência de 50 KHz é aplicada aos eletrodos distais (mão e pé) e a queda da voltagem, devido à impedância, é detectada pelos eletrodos proximais (punho e tornozelo) (STOLARCZYK; HEYWARD, 1999). Embora o corpo não seja um cilindro uniforme e sua condutividade não seja constante, uma relação empírica pode ser estabelecida entre o quociente de impedância ($\text{estatura}^2/R$) e o volume de água, o qual contém eletrólitos que conduzem a corrente elétrica pelo corpo (BRUNANI *et al.*, 2021). Os vetores resultantes da BIA, entre outras variáveis, são empregados em equações preditivas generalizadas ou específicas para que seja predita a água corporal total, a MLG e a massa gorda (MG) (DUREN *et al.*, 2008).

A BIA é um método baseado nas propriedades da composição corporal, está relacionada a hidratação da massa muscular com um erro de medição de 2–3%, o qual é comparável a métodos laboratoriais como a água duplamente marcada, não é invasivo e a interpretação das propriedades elétricas dos tecidos é útil na prática clínica (PICCOLI, 2002). As equações preditivas da MLG obtidas por análises de regressão, geralmente possuem como variáveis: estatura, massa corporal, idade, sexo, e os vetores da impedância bioelétrica como a resistência ou reatância, corrigidos ou não pela estatura ao quadrado para diferentes populações.

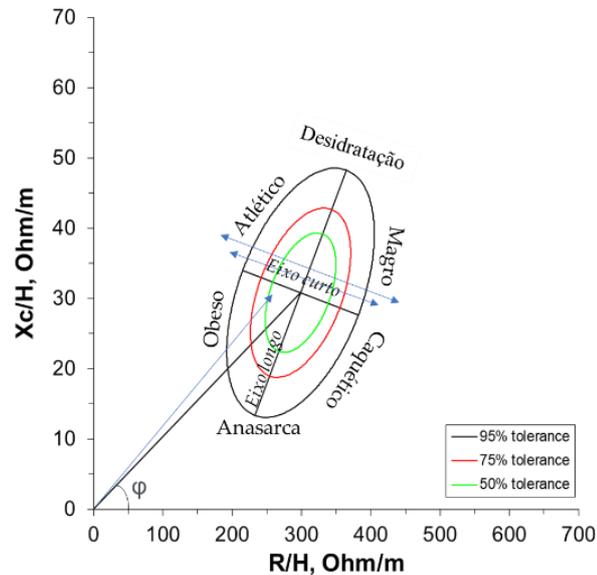
As equações preditivas da BIA utilizam a constante de hidratação do tecido magro, geralmente de 73,2% para determinar MLG e conteúdo mineral ósseo (BUCHHOLZ; MCGILLIVRAY; PENCHARZ, 2003b). Porém, essa premissa não é apropriada para indivíduos tetraplégicos, uma vez que a hidratação da MLG varia de 72,7% para grupos com baixo nível neurológico de paraplegia, a 76,0% para grupos com baixo nível neurológico de tetraplegia (CARDÚS; MCTAGGART, 1984). A fim de prever MLG a partir da BIA em indivíduos com LME foi proposto por Kocina-Heyward, 1997, uma equação preditiva da MLG utilizando a DXA como referência. Porém, o nível da lesão medular (tetra ou paraplegia), frequência da BIA, e a descrição do método empregado para o desenvolvimento da equação não foram citados. Outra equação utilizada é de Buchholz et al, (2003), a qual foi desenvolvida para paraplégicos. Ambas as equações possuem como variáveis: sexo, idade, massa corporal, e a razão $H^2/\text{Resistencia}$. Porém, sabe-se que as equações preditivas não são apropriadas para indivíduos com estado de hidratação alterado (KYLE *et al.*, 2004a, 2004b).

Os distúrbios da hidratação (desidratação, edema, deslocamento de fluidos entre os compartimentos devido ao repouso no leito) são comuns em pacientes com LME-c (DESPORT *et al.*, 2000). O edema geralmente não é detectável até que o volume do líquido intersticial suba para cerca de 30% acima do normal (4-5 kg de peso corporal), enquanto a desidratação grave pode se desenvolver antes dos sinais clínicos (PICCOLI, 2010). O edema periférico é um aspecto clínico comum em indivíduos com LME-c, especialmente nos membros inferiores devido à ausência da bomba do músculo esquelético da perna, não é raro encontrar um estado de edema, que pode trazer um viés ao uso da BIA (MA *et al.*, 2021).

Para reduzir esta limitação foi desenvolvida a análise dos vetores da impedância bioelétrica (BIVA), baseada nos padrões do diagrama de resistência-reatância (gráfico RXc) relacionando a impedância corporal à hidratação corporal sem o uso de equações preditivas (PICCOLI *et al.*, 1994). A BIVA é empregada para avaliar o estado de hidratação, de acordo com o local de plotagem do indivíduo no gráfico das elipses, com regiões de probabilidade de 50%, 75%, e 95% de tolerância na relação entre os planos da abscissa (resistência/estatura) e da ordenada (reatância/estatura). Embora a BIVA possa ser feita com os componentes R e Xc em qualquer frequência de corrente, o desempenho ideal é obtido com a corrente padrão de frequência única de 50 kHz, a qual permite aferição da impedância com a melhor relação sinal: ruído (PICCOLI *et al.*, 1995, 2005).

O gráfico R-Xc/H classifica e ordena os vetores individuais de acordo com a distância do valor médio da população de referência (Figura 2). A partir de estudos de validação clínica em adultos, os pontos plotados fora da elipse de tolerância de 95% indicam uma impedância de anormal tecido, que pode ser interpretado como alteração no estado de hidratação. O posicionamento dos pontos abaixo do maior eixo, representa menor massa celular (massa muscular), e abaixo do menor eixo maior quantidade de água corporal (edema).

Figura 2. Padrão do gráfico BIVA, R-Xc/estatura. Resistência (R) e reatância (Xc) foram normalizadas pela estatura (metros).



Fonte: adaptado de Piccoli e Pastore, 2002 e Catten *et al.*, 2021

A BIVA é mais utilizada para avaliar o estado de hidratação (MARINI *et al.*, 2020), do que a composição corporal. O uso da BIVA é complementar as equações preditivas da BIA e pode ser útil clinicamente para a avaliação de mudanças nos estados de nutrição e hidratação, contribuindo para o desenvolvimento de uma equação específica para esta população. A vantagem desse método é que ele permite a obtenção simultânea de informações sobre mudanças na hidratação do tecido ou na massa muscular, independentemente das equações de regressão ou da massa corporal. Portanto, a BIVA pode ser interpretada com precisão, mesmo se os pacientes estiverem em extremos de distribuição de massa ou volume (BOZZETTO; PICCOLI; MONTINI, 2010).

Considerando que a predição da composição corporal é importante para os indivíduos tetraplégicos, para acompanhamento da perda da MLG e o diagnóstico precoce da sarcopenia, utilizando método de menor custo, a presente dissertação objetiva: 1) testar a concordância entre os valores da MLG obtidos por três distintas equações preditivas da MLG por BIA e por absorciometria de dupla emissão de raios-x (DXA), 2) testar a aplicabilidade da análise vetorial de impedância bioelétrica (BIVA) para este grupo; e 3) comparar o uso do índice de massa muscular (SMI) obtido por BIA e por DXA para diagnóstico de sarcopenia em indivíduos com tetraplegia, considerando diferentes níveis de atividade física

Serão apresentados dois artigos, o primeiro intitulado: “*Bioelectrical impedance vector analysis and body composition in cervical spinal cord injury: a pilot study*”, submetido a revista *Frontiers in Nutrition* e aguarda revisão, e o segundo: “*Aplicação do índice de massa muscular esquelética por impedância bioelétrica em homens com lesão medular cervical*”, o qual será submetido à revista *Spinal Cord – Springer Nature*.

2. ARTIGO 1

ARTIGO ORIGINAL

Análise vetorial de bioimpedância elétrica e composição corporal em lesão medular cervical: um estudo piloto

Andreia Bauermann^{b,c}, Anselmo de A. Costa e Silva^{b,c*}, Flávia A. Figueiredo^d, Josely C. Koury^a

^aInstituto de Nutrição, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro 20550-900, Brasil;

^bPrograma de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Federal do Pará, Belém, Brasil

^cAcademia Paralímpica Brasileira, São Paulo 04329-000, Brasil

^dNutricionista do Comitê Paralímpico Brasileiro, São Paulo 04329-000, Brasil

*Correspondência: Anselmo de Athayde Costa e Silva <anselmocs@ufpa.br>

Resumo

A avaliação da composição corporal em indivíduos com lesão da medula espinhal cervical (LME-c) é importante para monitorar a perda de massa livre de gordura (MLG), devido à imobilização, ou à prática de exercícios físicos. A análise de impedância bioelétrica de frequência única (SF-BIA) é de relativo baixo custo, simples e fácil de utilizar. Os objetivos deste estudo são: avaliar a concordância entre os valores da MLG obtidos pela absorptometria de raio-X de dupla energia (DXA) e três equações preditivas prévias do SF-BIA; e testar a aplicabilidade da análise vetorial de bioimpedância elétrica (BIVA). Vinte e três homens com LMC foram divididos em dois grupos: ativos fisicamente (AF; n=13; pelo menos 150 minutos/semana) e não ativos fisicamente (NAF). Os valores da MLG foram semelhantes entre os grupos. Considerando todos os participantes, os valores de MLG obtidos pelas equações preditivas de Kocina-Heyward (>11%) e Sun (<15,4%) foram diferentes quando comparados à DXA (p<0,01). No entanto, a equação preditiva de Buchholz et al. (2003). mostrou valores de MLG semelhantes a DXA, mas com baixa concordância (<7%, p=0,99; coeficiente de concordância=0,85). A BIVA mostrou consistência na distribuição da elipse usando a MLG obtida pela equação preditiva de Buchholz et al. (2003) . O uso de equações inespecíficas de

BIA pode levar a interpretações errôneas nos valores de MLG em indivíduos do sexo masculino com LMC. Equações preditivas para este grupo precisam ser desenvolvidas.

Palavras-chave: impedância bioelétrica; composição corporal; lesões na medula espinhal

Abstract

Body composition assessment in cervical spinal cord injury (c-SCI) individuals is important to monitor the fat free-mass (FFM) loss, due to immobilization, or gain, due to exercise practice. Single frequency bioelectrical impedance analysis (SF-BIA) is low in cost, simple and easy. The aims of this study are: to evaluate the concordance between the FFM values obtained using dual X-ray absorptiometry (DXA) and the three SF-BIA previous predictive equations; and to test the applicability of the bioelectrical impedance vector analysis (BIVA). Twenty-three c-SCI males were divided into two groups: physically active (PA; n=13; at least 150 minutes/week) and non-active individuals (NPA). FFM values were similar between groups PA and NPA. Considering all participants, FFM values obtained by Kocina-Heyward (>11%) and Sun (<15.4%) predictive equations were different when compared to DXA ($p<0.01$). However, Buchholz's et al. predictive equation showed FFM values similar to DXA, but presented poor concordance (<7%, $p=0.99$; concordance coefficient=0.85). BIVA showed consistency in ellipse distribution using FFM obtained using Buchholz et al. (2003) predictive equation. The use of nonspecific BIA equations can lead to misinterpretation in FFM values in male c-SCI individuals. Predictive equations for this group need to be developed.

Keywords: bioelectrical impedance; body composition; spinal cord injuries

Introdução

A lesão da medula espinhal cervical (LME-c) implica complicações graves, principalmente atrofia do músculo esquelético, que está associada a efeitos metabólicos adversos, incluindo intolerância à glicose, resistência à insulina, diabetes tipo II e doenças cardiovasculares (CHILIBECK; GUERTIN, 2017; GROAH *et al.*, 2011; MNEIMNEH *et al.*, 2019). Independentemente da faixa etária, com o passar do tempo, os indivíduos com LME-c apresentam um perfil de composição corporal semelhante ao dos idosos, com redução da massa livre de gordura (MLG) e aumento da massa gorda devido à redução da capacidade física.

A prática de exercícios físicos em indivíduos com LME-c pode ter consequências benéficas na composição corporal e propiciar alterações metabólicas positivas (CHAIN; KOURY; BEZERRA, 2012; D'OLIVEIRA *et al.*, 2014; KOURY *et al.*, 2013). A prática de exercícios tem sido considerada uma importante estratégia para melhorar a MLG e reduzir a massa de gordura (MG), diminuindo os riscos de desenvolvimento de doenças cardiometabólicas em diferentes grupos populacionais (ELDAHAN; RABCHEVSKY, 2018; LIBERMAN *et al.*, 2017; POPA *et al.*, 2010). A MLG é um importante componente da composição corporal e está relacionada ao desenvolvimento de força, potência e desempenho físico (SARDINHA *et al.*, 2020; SEDLMEIER *et al.*, 2021).

A MLG pode ser avaliada por métodos de alta precisão, como a absorptometria de raio-X de dupla energia (DXA) (MARTIN GINIS *et al.*, 2018; SHEPHERD *et al.*, 2017). No entanto, o DXA não é portátil e pode ser muito caro quando comparado a determinados métodos. Por outro lado, métodos como a análise de impedância bioelétrica (BIA) são mais acessíveis e portáteis (KARLSSON, 2006). A BIA é simples, não invasiva, precisa, de relativo baixo custo, e parece ser um método promissor para avaliar a composição corporal em indivíduos com LME-c (DESPOURT *et al.*, 2000; MA *et al.*, 2021; MARTIN GINIS *et al.*, 2018; MOJTAHEDI; VALENTINE; EVANS, 2009).

Método de BIA estima a MLG a partir das propriedades elétricas do corpo, os vetores de resistência (R) e reatância (X_c) são usados em equações preditivas que consideram sexo, idade, altura e peso (KYLE *et al.*, 2004a). Kocina-Heyward (1997) publicaram a única equação preditiva da MLG até o momento, validada para indivíduos com lesão da medula espinhal (LME) em comparação com a MLG obtida usando DXA (KOCINA; HEYWARD, 1997). Buchholz *et al.* (2003) e Desport *et al.* (2000) validaram equações preditivas para indivíduos com LME, e os resultados foram comparados com a água corporal total (TBW)

obtida pelo método da diluição de deutério. A equação desenvolvida por Buchholz *et al.* (2003) foi direcionada para indivíduos com LME crônica, e a desenvolvida por Desport *et al.* (2000) foi direcionada para idosos saudáveis. Panisset *et al.* (2018) e Desneves *et al.* (2021) observaram a aplicabilidade da BIA na predição da MLG em indivíduos com LME aguda (DESNEVES *et al.*, 2021; PANISSET *et al.*, 2018). Ambos os estudos usaram um derivado da BIA conhecido como espectroscopia de bioimpedância (BIS), que mede a impedância em uma faixa de frequências, permitindo que a corrente passe através e ao redor da membrana celular e forneça medições mais precisas do volume de fluido extracelular (ECW) e intracelular (ICW) (YAMADA *et al.*, 2013).

A medula espinhal contribui para o retorno venoso através das contrações musculares. Na LME alta, a falta de contrações musculares pode causar edema, principalmente nos membros inferiores (TRAN; WARREN; SILVER, 2018). Essa característica dificulta a avaliação da MLG pelo método BIA em indivíduos com LME cervical (LME-c), uma vez que o método BIA assume valores para densidade corporal de 1,05 g/mL e fração de hidratação de 0,732 (SIRI, 1993).

A análise vetorial de bioimpedância elétrica (BIVA) é recomendada para posterior avaliação e monitoramento nutricional, principalmente quando o cálculo da composição corporal não é viável (PICCOLI, 2002; PICCOLI *et al.*, 1994), como em indivíduos com LME-c. BIVA é a representação gráfica de medidas diretas do z-score dos vetores R e Xc (z-score gráfico R-Xc), e são plotados como vetores bivariados com intervalos de tolerância no plano R-Xc (PICCOLI *et al.*, 1995). A BIVA reflete diferenças nos padrões bioelétricos e permite monitorar a evolução do estado nutricional e as alterações associadas à composição corporal, ao comparar vetores e elipses individuais com populações de referência (PICCOLI, 2010; STRAPAZZON *et al.*, 2017).

Portanto, os objetivos deste estudo foram: a) avaliar a concordância entre os valores de MLG obtidos usando a absorciometria de dupla emissão de raio-X (DXA) como método de referência e as duas equações preditivas anteriores da BIA de frequência única (SF-BIA) relacionadas à LME-c, e uma equação preditiva relacionadas a indivíduos idosos; e b) testar a aplicabilidade da BIVA em indivíduos com LME-c crônica fisicamente ativos e não ativos.

Materiais e métodos

Participantes

Vinte e três indivíduos com LME-c com nível de lesão entre C5 e C7 participaram do presente estudo. Foram divididos em dois grupos de acordo com a frequência de exercício físico: ativos fisicamente (AF; n= 13; praticavam exercício físico há pelo menos 3 meses, 3 vezes/semana ou mais, totalizando um tempo mínimo de 150 minutos/semana) (THOMAS; ERDMAN; BURKE, 2016); e não ativos fisicamente (NAF; n = 10). As informações gerais foram obtidas por meio de questionário estruturado; os participantes responderam perguntas sobre o tempo de lesão e quanto tempo praticavam exercício físico. Nenhum dos participantes estava tomando suplementos nutricionais. Todos os participantes concordaram voluntariamente em participar da pesquisa, e o consentimento informado por escrito foi obtido. Este estudo foi aprovado pelo Sistema Nacional de Ética em Pesquisa (COEP 052/2009). Os indivíduos foram orientados a não comer por 4 horas e a beber água suficiente para manter a hidratação. Todas as medições foram feitas em um único dia.

Medidas antropométricas e composição corporal

O comprimento foi medido a partir do topo da cabeça até a base do calcanhar por meio de um estadiômetro (Seca®). O estadiômetro foi estendido na maca da DXA, onde os indivíduos foram colocados em decúbito dorsal.

A massa corporal total, a gordura total e a massa livre de gordura foram determinadas pelo aparelho iDXA Lunar com software enCore 2008 versão 12.20 (GE Healthcare, Madison, Wisconsin, EUA). Os participantes foram colocados em decúbito dorsal. Pinos cirúrgicos ortopédicos ou outros implantes foram identificados como artefatos, e o software não os incluiu na análise. Os exames foram realizados por um único profissional treinado e qualificado, seguindo os procedimentos de controle de qualidade recomendados pelo fabricante e as recomendações oficiais da Sociedade Internacional de Densitometria Clínica (CRABTREE *et al.*, 2014).

A composição corporal (MLG, MG) foi avaliada usando um analisador de bioimpedância de frequência única (SF-BIA) (RJL, 101 Quantum, Detroit, MI), aplicando a tecnologia pé-a-mão. Para evitar distúrbios clínicos na distribuição de líquidos, os participantes foram orientados a se abster de alimentos e líquidos por 4 horas e a se abster de cafeína e atividade física por 24 horas antes da SF-BIA. O esvaziamento vesical foi realizado por válvula de cateter antes da chegada ao laboratório. Antes de cada teste, o analisador foi verificado com a calibração da impedância (resistência R= 500 ohms); e os componentes dentro do analisador de bioimpedância, como o gerador de sinal, o aparelho sensor, as balanças de peso e altura e a interferência elétrica foram testados conforme sugerido por Kyle *et al.* (2004). A média das

duas medidas repetidas de R e X_c foi utilizada nas análises subsequentes. A SF-BIA foi realizada para predição da MLG, dois eletrodos colocados na superfície dorsal das mãos e dois na superfície dos pés. O aparelho foi então conectado, e a voltagem foi detectada por eletrodos proximais, obtendo-se os valores de R e reatância (X_c).

As equações preditivas foram selecionadas com base nos seguintes critérios: 1) validadas para indivíduos com LME ou idosos, idealmente usando DXA; 2) analisador BIA utilizado para desenvolver a equação em 50 kHz; 3) sexo como variável da equação preditiva. Três equações preditivas propostas atenderam aos critérios de inclusão: Kocina-Heyward, 1997, validou a equação preditiva de BIA para estimar a MLG considerando 91 adultos com lesão medular e utilizou DXA como valor de referência; Buchholz *et al.* (2003) ., 2003 equação preditiva da MLG, desenvolvida para idosos e validada para paraplégicos; e Sun *et al.* (2003) ., 2003 equação preditiva, validada por MLG obtida por DXA, desenvolvida com representativo número de adultos aptos, que incluem idosos, e recomendada para estudos epidemiológicos. A Tabela 1 mostra os detalhes das equações selecionadas.

Tabela 1. Equações de BIA encontradas para a predição da MLG em indivíduos com LME e indivíduos sem deficiência física*.

Autor	n (sexo)	Idade (anos)	Características	Equações preditivas	SEE (kg)	R ²
Sun et al. (2003)*	1829 (734 homens)	12-94	Sem deficiência física	MLG = - 10,68 + 0,65 Ht ² /R + 0,26 W + 0,02 R	0,4	0,90
					3,2	0,87
Kocina- Heyward (1997)	91	18-73	Não mencionou o nível de LME	MLG = 18,874+ Ht ² /R (0,367) + W(0,253) - age (0,081) - sex (5,384)		
Buchholz et al. (2003)	93 (19 homens)	34,2±8,8	Paraplegia	MLG = TBW / 0,732 TBW = 2,11 - (0,1 x age) + (3,45 x sex) + (0,34 x W) + (28) Ht ² /R - (0,086) sex . W	1,86	0,95

MLG = Massa Livre de Gordura em quilogramas; TBW = Água Corporal Total em litros; sexo é 0 para homens e 1 para mulheres; W= peso em quilogramas; Ht = altura (cm); R = resistência (ohms). SEE = erro padrão da estimativa. R²= coeficiente de determinação.

Fonte: Construído pela autora.

Análise vetorial de bioimpedância elétrica (BIVA)

A BIVA consiste em plotar os dados experimentais em um gráfico bivariado considerando os percentis vetoriais 95, 75 e 50 do Z-score da população de referência. Considerando a posição de plotagem dos dados experimentais, é possível sugerir uma interpretação: situação anormal, quando os dados experimentais estão posicionados fora das reticências do percentil 95; alta massa celular corporal, quando os dados experimentais estão localizados acima do longo eixo das elipses; hipohidratação, quando os dados experimentais são posicionados à direita do eixo curto das elipses. A água corporal total (TBW) está inversamente relacionada ao comprimento do vetor de impedância, e uma combinação do comprimento do vetor e sua direção é definida como ângulo de fase (PhA) (PICCOLI et al., 1995). A população de referência para LME usada no gráfico BIVA foi obtida a partir do conjunto de dados de Sun *et al.* (2003) e Buchholz *et al.* (2003) equações preditivas, com sexo, idade e faixa de índice de massa corporal (IMC) semelhantes ao presente estudo. Os valores de R e Xc da equação preditiva de Kocina-Heyward, não estavam disponíveis para uso de BIVA; por esse motivo, não foram aplicados neste estudo.

Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas usando o software SPSS versão 19 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA) e o software MedCalc Statistical versão 14.8.1 (MedCalc Software, Ostend, Bélgica; <http://www.medcalc.org>; 2014). Os testes estatísticos foram considerados significativos ao nível de significância de 5% ($P \leq 0,05$).

As medidas antropométricas e os compartimentos de composição corporal foram expressos como mediana e intervalo interquartil. O teste de Mann-Whitney foi utilizado para determinar diferenças entre os grupos, de acordo com o exercício físico (ativo fisicamente e não ativo fisicamente). O teste de Wilcoxon foi utilizado para determinar a diferença entre os valores de MLG obtidos pelas três equações preditivas de BIA e os valores obtidos por meio da DXA. O coeficiente de correlação de concordância de Lin (LIN, 1989) foi utilizado considerando os critérios de força de concordância descritos por McBride (MCBRIDE, 2005) (quase perfeito: $> 0,99$; substancial: $0,95 - 0,99$; moderado: $0,90-0,95$; e ruim: $<0,90$). A raiz do erro quadrático médio (RSME) entre os valores de MLG observados (DXA) e os valores das equações preditivas foram calculados. O erro percentual absoluto médio (MAPE) foi calculado em porcentagem (CHEN; TWYXCROSS; GARIBALDI, 2017) para as previsões de MLG

realizadas com os dois métodos. A BIVA foi realizada por meio de software específico, gentilmente cedido pelo Dr. Antonio Piccoli (in memoriam - Instituto de Medicina Interna, Divisão de Nefrologia e Unidade de Nutrição Clínica, Universidade de Pádua, Pádua, Itália).

Resultados

As características gerais dos participantes são apresentadas na Tabela 2. O grupo AF apresentou menor idade cronológica ($p= 0,029$) e menor tempo de lesão ($p= 0,023$) do que NAF. Como não houve diferença significativa entre os grupos nas demais variáveis, a análise estatística considerou todos os participantes.

Tabela 2. Características gerais dos indivíduos com LME-c de acordo com o exercício físico

Variável	Mediana (IQR)	Mediana (IQR)	P - valor
	AF (n = 13)	NAF (n = 10)	
Idade (anos)	25,0 (23,0 – 33,0)	36,5 (32,8 – 40,0)	0,029
Tempo de lesão (anos)	3,3 (2,8 – 7,4)	14,0 (9,7 – 17,9)	0,023
Massa corporal total (kg)	64,9 (59,7 – 73,2)	70,9 (61,4 – 74,8)	0,619
Estatura (cm)	172,0 (165,0 – 179,0)	172,2 (169,3 – 176,1)	0,803
IMC (kg/m ²)	21,9 (20,9 – 23,2)	23,4 (20,8 – 24,5)	0,784
MLG (kg)			
DXA	47,5 (45,2 – 50,1)	45,3 (41,4 – 48,4)	0,313
BIA-Sun <i>et al.</i> (2003)	40,3 (38,8 – 47,7)	43,0 (37,5 – 46,7)	0,927
BIA-Kocina- Heyward (1997)	52,9 (51,1 – 55,9)	52,5 (49,0 – 56,5)	0,642
BIA-Buchholz <i>et al.</i> (2003)	46,7 (45,0 – 49,9)	46,0 (42,0 – 51,4)	0,522

Os valores são apresentados como mediana e intervalo interquartil (IQR [percentis 25% e 75%]). IMC = índice de massa corporal; MLG = massa livre de gordura; DXA = absorciometria de raios X de dupla energia. Teste de Mann-Whitney $P < 0,05$ foi considerado significativo.

Fonte: Construído pela autora.

A comparação entre os valores de MLG obtidos por DXA e BIA mostrou que as equações preditivas Kocina-Heyward ($p \leq 0,001$) e Sun *et al.* (2003). ($p = 0,012$) foram significativamente diferentes da DXA. No entanto, a equação preditiva Buchholz *et al.* (2003) não mostrou diferença na MLG quando comparada ao valor obtido pela DXA (Tabela 3).

Tabela 3. Valores da massa livre de gordura obtidos por meio de equações preditivas da BIA e DXA.

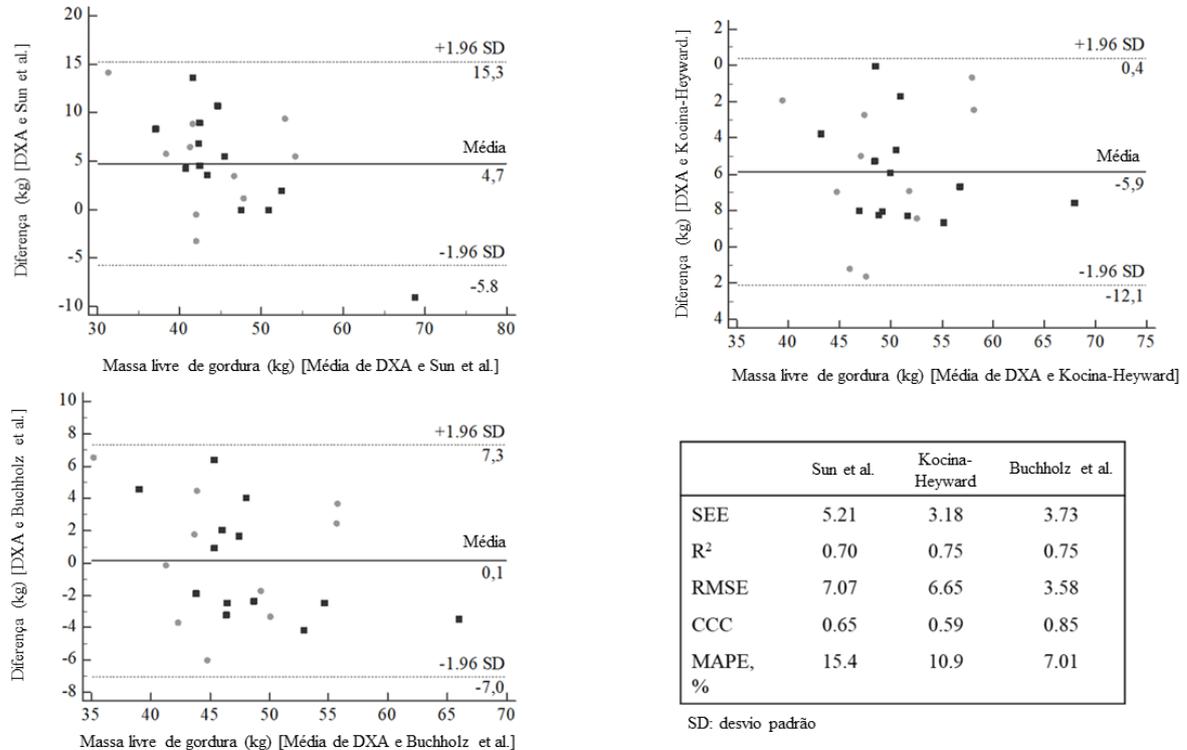
	DXA	Sun et al. (2003)	Kocina-Heyward (1997)	Buchholz et al. (2003)
Mediana (kg)	47.0	41.7	52.9	46.7
IQR (25-75%)	43.8 – 49.3	38.1 – 47.5	50.3 – 56.3	43.5 – 51.0
p-valor		0.012	<0.001	0.999

Intervalo interquartil (IQR). valores de p pelo teste de Wilcoxon. $P \leq 0,05$ foi considerado significativo. MAPE = erro percentual absoluto médio.

Fonte: Construído pela autora.

Os gráficos de Bland-Altman (BLAND; ALTMAN, 1999) mostraram que a equação preditiva de Kocina-Heyward apresentou maior viés (-5,9 kg) do que as equações preditivas de Sun *et al.* (2003) (4,7 kg) e Buchholz *et al.* (2003) (0,1 kg). No entanto, outros parâmetros de concordância mostraram que a equação preditiva de Sun *et al.* (2003) apresentou maior SEE (5,21), RMSE (7,07) e MAPE (15,4%), e menor R^2 (0,70) e CCC (0,65) do que as equações preditivas de Kocina-Heyward e Buchholz *et al.* (2003) (Figura 3).

Figura 3. Gráficos de concordância de Bland-Altman entre as equações preditivas de massa livre de gordura em comparação com DXA.



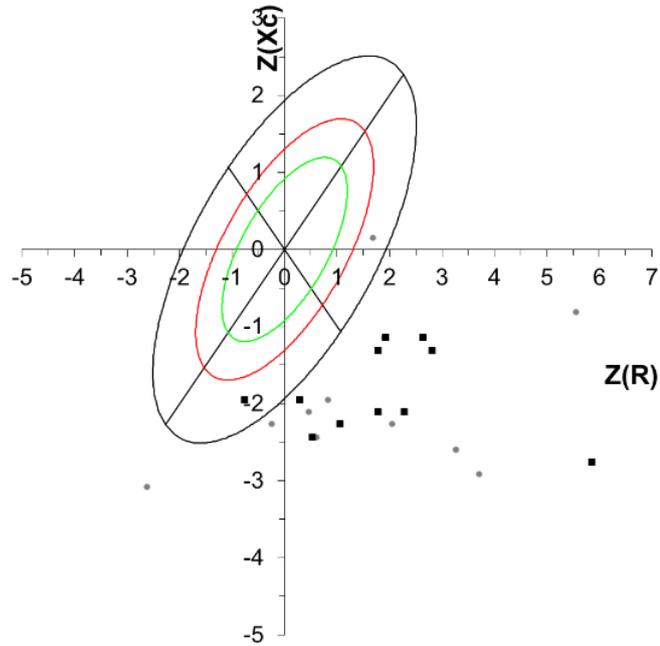
Círculo cinza = NAF, quadrado preto = AF. SEE= Erro Padrão da Estimativa, R²= coeficiente de determinação, CCC= coeficiente de correlação de concordância, MAPE= erro percentual absoluto médio.

Fonte: Construído pela autora.

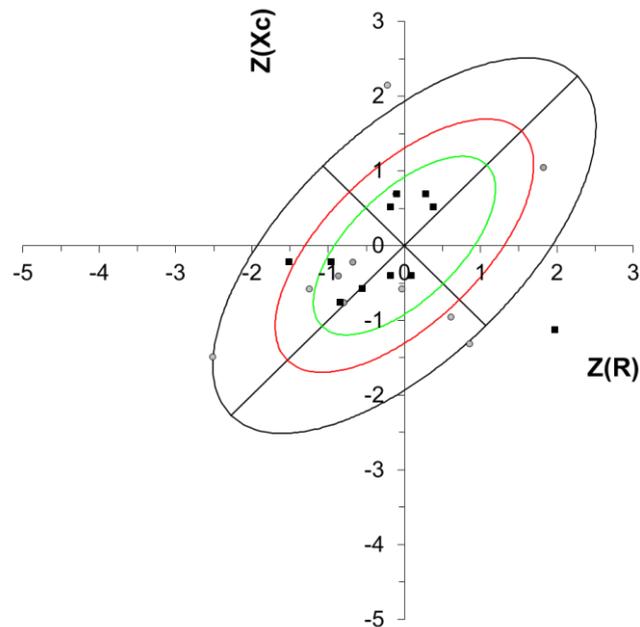
Quando os valores do Z-score Xc e R obtidos por Sun *et al.* (2003) foram utilizados como população de referência no gráfico da BIVA, os vetores foram deslocados abaixo do eixo superior das elipses de tolerância, mostrando pouca massa celular corporal. No entanto, quando plotados com Z-score valores de Xc e R obtidos por Buchholz *et al.* (2003) na equação preditiva, a maioria dos indivíduos estava localizada dentro das elipses de tolerância (Figura 4).

Figura 4. Intervalos de tolerância para o vetor de impedância.

A. Sun *et al.* (2003) equação preditiva como referência



B. Buchholz *et al.* (2003) equação preditiva como referência.



Elipses de tolerância de 50% (verde), 75% (vermelho) e 95% (preto) calculados a partir da população de referência saudável. O círculo cinza representa o grupo NAF e o quadrado preto representa o grupo AF. Para todos os participantes a correlação entre R/H e X_c/H foi de 0,363.

Fonte: Construído pela autora.

Discussão

Este estudo piloto mostrou que a equação preditiva de Buchholz *et al.* (2003) apresentou o maior coeficiente de concordância com a MLG obtida pela DXA; no entanto, isso não é suficiente para recomendá-lo a indivíduos LME-c. Portanto, a BIVA pode ser utilizada com cautela, pois de acordo com a referência populacional utilizada, podem ser observadas conclusões diferentes, como demonstrado neste estudo. Até onde sabemos, este é o primeiro estudo a testar a BIVA em indivíduos com LME-c.

A prática regular de atividade física por pelo menos 150 min/semana pode ser responsável pela melhora da composição corporal, perfil hormonal e saúde óssea em indivíduos com LME (CASTRO *et al.*, 1999; GORDON; FARKAS; GATER, 2021; GORGEY; GATER, 2007; GORLA *et al.*, 2016). Apesar dos benefícios do exercício, este estudo não observou diferenças nos valores da MLG entre os grupos AF e NAF, possivelmente devido à diferença significativa de idade e tempo de lesão entre os grupos.

A equação preditiva de Sun *et al.* foi desenvolvida com 734 homens fisicamente ativos e aptos, incluindo idosos. Indivíduos com LME-c têm composição corporal semelhante à da população idosa, apresentando, por exemplo, perda de MLG e aumento de MG (ST-ONGE; GALLAGHER, 2010). No presente estudo, a MLG obtida pela equação preditiva de Sun *et al.* (2003) apresentou maior valor MAPE (15,4%) do que as equações preditivas de Kocina-Heyward (1997) e Buchholz *et al.* (2003), e menor coeficiente de concordância do que a equação preditiva Buchholz *et al.* (2003). Possivelmente isso acontece porque a equação preditiva de Sun *et al.* foi desenvolvida e validada para idosos.

Traçando o z-score R e Xc no gráfico de tolerância da BIVA, usando a equação preditiva de Sun *et al.* (2003) como referência, observou-se que todos os indivíduos com LME-c estavam localizados sob o eixo mais alto, o que pode ser atribuído à menor massa celular corporal, que é a massa celular metabolicamente ativa envolvida na produção de energia, gasto de energia e é um componente importante da MLG (WELLS *et al.*, 2004). Os resultados usando a equação preditiva de Sun *et al.* (2003) em BIVA foram consistentes com o perfil de composição corporal de indivíduos LME-c quando comparados a indivíduos sem deficiência física.

A equação preditiva de Kocina-Heyward (1997) foi desenvolvida para adultos com LME; no entanto, o resumo não apresenta informações sobre altura, nível e tempo de lesão dos participantes, valores de resistência e reatância. No presente estudo, os valores de MLG obtidos pela equação preditiva de Kocina-Heyward (1997) apresentaram um alto percentual de erro médio representado pelo MAPE (10,9%) e o menor valor de coeficiente de concordância,

sugerindo que, apesar de ter sido desenvolvido com indivíduos com LME, não se adequou ao grupo do presente estudo, possivelmente pela ampla faixa etária (18-73 anos). A equação preditiva de Kocina-Heyward (1997) não foi utilizada na BIVA como grupo de referência, pois não há informações sobre os dados bioelétricos.

A equação preditiva de Buchholz *et al.* (2003) para MLG pela BIA foi desenvolvida para idosos saudáveis e testada e validada para indivíduos com paraplegia, utilizando como referência o método água corporal total (TBW), que reflete o tecido mole magro como massa muscular, considerando a constante de hidratação (0,732) (PIALOUX *et al.*, 2004). No presente estudo, os valores de MLG obtidos pela equação preditiva de Buchholz *et al.* (2003) apresentou maior coeficiente de concordância e menor MAPE do que as equações preditivas de Kocina-Heyward (1997) e Sun *et al.* (2003). Os valores de MLG obtidos por Panisset *et al.* usando a equação preditiva de Buchholz *et al.* (2003), observaram boa concordância e baixo viés de subestimação, em indivíduos obesos com LME aguda, enquanto este estudo teve como objetivo indivíduos com LME crônica.

No presente estudo, as elipses de tolerância da análise dos vetores da BIA se deslocaram para a direita, quando a equação preditiva de Buchholz *et al.* (2003) foi usada como referência, indicando adequada massa celular e conteúdo de fluido (XIAO *et al.*, 2018). Esse perfil é consistente quando uma equação específica para indivíduos com LME é utilizada como referência. Quando foi empregada a equação preditiva de Sun (2003) como referência, todos os participantes foram plotados abaixo do maior eixo, apontando para uma menor massa celular, resultado compatível com a comparação entre indivíduos sem lesão medular e tetraplégicos.

O presente estudo foi capaz de mostrar que a BIVA é sensível às adaptações na composição corporal e ao estado de hidratação, respondendo de forma consistente às equações utilizadas como referência, apesar de algumas limitações, como: tamanho amostral pequeno, falta de controle do estado de hidratação e diferença entre a idade e o tempo de exercício físico.

Além disso, futuros estudos sobre novas equações preditivas da MLG, específicas para indivíduos com LME-c, devem ser desenvolvidos de acordo com as características da lesão medular e com tamanho amostral mais representativo.

3. ARTIGO 2

ARTIGO ORIGINAL

Aplicação do índice de massa muscular esquelética por impedância bioelétrica em homens com lesão medular cervical

Andreia Bauermann^{a,b}, Anselmo de A. Costa e Silva^{a,b}, Flávia Albuquerque Figueiredo^c, Josely C. Koury^d

^a Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Federal do Pará, PA, Brasil

^b Academia Paralímpica Brasileira, SP, Brasil

^c Nutricionista do Comitê Paralímpico Brasileiro, SP, Brasil

^d Departamento de Nutrição Básica e Experimental, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Resumo

Desenho do estudo: estudo transversal

Objetivo: comparar o diagnóstico de sarcopenia obtido por BIA e DXA em indivíduos com tetraplegia com diferentes níveis de atividade física.

Local: Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

Métodos: Participaram do estudo 23 homens com LME-c divididos em: sedentários (n= 6), não pratica exercícios físicos, ativos (n=9) >150 minutos/semana e mais ativos (n=8) >230 minutos/semana e 23 sedentários sem lesão medular. A composição corporal foi mensurada utilizando absorciometria por dupla emissão de raios-x (DXA) e pela análise por impedância bioelétrica (BIA). A massa muscular foi definida pelo índice de massa muscular esquelética obtido pela DXA ($SMI_{DXA} = \text{massa muscular apendicular (aLM, kg) / altura [m}^2]$) e pelo índice de massa muscular esquelética por BIA ($SMI_{BIA} = \text{massa livre de gordura (MLG, kg) / altura [m}^2]$). O ponto de corte para SMI_{DXA} foi de 7,2kg/m² e para SMI_{BIA} de 10,75kg/m².

Resultados: Considerando as definições atuais para o diagnóstico de sarcopenia pelo SMI, independentemente do método, foi observado que todos os participantes sedentários com LME-c foram classificados como sarcopênicos, enquanto nenhum participante sedentário sem LME-c apresentou este diagnóstico. Os grupos com LME-c fisicamente ativos apresentaram elevado percentual de diagnóstico de sarcopenia (67% grupo ativo e 62% grupo mais ativo). E semelhança substancial entre os diagnósticos de sarcopenia com SMI_{DXA} e SMI_{BIA} (grupo ativo Kappa=0,727 e grupo mais ativo Kappa=0,714).

Conclusões: O uso do ponto de corte sugerido para resultados obtidos pelo SMI_{BIA} para classificar a sarcopenia em indivíduos LME-c sedentários parece promissor, necessitando de maior investigação para o diagnóstico dos indivíduos LME-c fisicamente ativos, que apresentou resultado de concordância de diagnóstico substancial de acordo com o coeficiente de Kappa.

Palavras-chave: sarcopenia, composição corporal, tetraplegia.

Abstract

Study design: Cross-sectional study

Objective: compare the diagnosis of sarcopenia obtained by BIA and DXA in individuals with tetraplegia with different levels of physical activity.

Setting: Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

Methods: Twenty-three men with cervical spinal cord injury (c-SCI) participated in the study, in three groups: sedentary (n=6), not exercising, active (n=9) >150 minutes/week and more active (n=8) >230 minutes/week and 23 sedentary able-bodied. Body composition was measured using dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) and bioelectrical impedance analysis (BIA). Muscle mass was defined by the skeletal muscle mass index obtained by DXA ($SMI_{DXA} = \text{appendicular muscle mass (aLM, kg)}/\text{height [m}^2\text{]}$) and by the skeletal muscle mass index by BIA ($SMI_{BIA} = \text{fat free mass (FFM, kg)}/\text{height [m}^2\text{]}$). The cutoff point for SMI_{DXA} was 7.2kg/m² and for SMI_{BIA} it was 10.75kg/m².

Results: Considering the current definitions for the diagnosis of sarcopenia by the SMI, regardless of the method, it was observed that all sedentary participants with c-SCI were classified as sarcopenic, while able-bodied sedentary participants no presented this diagnosis. The physically active c-SCI groups had a high percentage of sarcopenia diagnosis (67% active group and 62% very active group). And substantial similarity between sarcopenia diagnoses with SMI_{DXA} and SMI_{BIA} (active group Kappa=0.727 and very active group Kappa=0.714).

Conclusions: The use of the cutoff point suggested for the results obtained by the SMI_{BIA} to classify sarcopenia in sedentary c-SCI individuals seems promising, requiring further investigation for the diagnosis of physically active c-SCI individuals, which presented a concordance result of substantial diagnosis according to the Kappa coefficient.

Sponsorship: Carlos Chagas Filho Foundation for Research Support of the State of Rio de Janeiro (FAPERJ, Brazil). Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel - Brazil (CAPES) sponsored part of this study - Finance Code 001.

Keywords: sarcopenia, body composition, tetraplegia.

Introdução

O músculo esquelético é um importante compartimento corporal com uma vasta gama de funções mecânicas e estruturais, que participa de funções metabólicas vitais de todo o corpo (HEYMSFIELD *et al.*, 2015). A perda de massa muscular é um problema comum após a lesão da medula espinhal (LME) (GORGEY; DUDLEY, 2007) e acontece através da atrofia muscular substancial, envolvendo especialmente proteínas contráteis (CARDOZO, 2018), na qual há diminuição da área transversal do músculo esquelético enquanto o conteúdo de gordura intramuscular aumenta (BURNHAM *et al.*, 1997).

Essa mudança na composição corporal pode contribuir para o desenvolvimento de doenças secundárias, como a obesidade sarcopênica (PELLETIER *et al.*, 2016). Esta é um estado de doença definido como diminuição da massa muscular e acúmulo excessivo de gordura, principalmente abdominal, e é um forte preditor de doenças cardiovasculares, risco de mortalidade (ATKINS *et al.*, 2014; BAUMGARTNER *et al.*, 2004). Segundo o grupo de trabalho europeu sobre sarcopenia em indivíduos idosos (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2014) a sarcopenia é uma síndrome caracterizada pela perda progressiva e generalizada de massa e força muscular esquelética.

O exercício físico tem sido utilizado como uma das ferramentas mais importantes no combate à sarcopenia, sendo altamente eficaz para neutralizar o declínio da massa e força muscular (LANDI *et al.*, 2014). A prática exercício físico após a LME tem por objetivos, entre outros, maximizar a independência do indivíduo acometido, propiciar a manutenção da saúde e condicionamento físico, bem como na manutenção da massa muscular, especialmente abaixo do nível da lesão, onde há paralisia (GALEA, 2012).

A definição de sarcopenia é baseada em dois pilares: baixa massa muscular e baixa função muscular (força e desempenho ou ambos). Assim, através do diagnóstico de sarcopenia (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2014) é possível verificar a perda de massa muscular com o uso do índice de massa muscular esquelética (SMI) (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010a, 2019). Enquanto os critérios para sarcopenia são comumente usados em idosos, eles têm utilidade potencial para identificar níveis clinicamente relevantes de atrofia muscular apendicular secundária ao comprometimento da LME (FERNNDEZ; RIBEIRO, 2019).

Para avaliar a massa muscular é utilizado a absorciometria por dupla emissão de raio-X (DXA), que consiste em uma varredura de corpo inteiro realizada com uma fonte emissora de raios X em dois níveis de energia diferentes (GUGLIELMI *et al.*, 2016;

SCHWEIGHOFER *et al.*, 2021). Isso permite medir simultaneamente a massa de gordura (MG), massa muscular (MM) e conteúdo mineral ósseo, tanto no corpo todo como em uma única região corporal de interesse. Em particular, a DXA quantifica a massa muscular apendicular (aLM), que é a soma da massa muscular dos membros superiores e inferiores. Este valor é então indexado à estatura, obtendo-se assim o índice de massa magra apendicular ($SMI_{DXA} = aLM/altura^2$), através do qual é possível discriminar sujeitos com perda de massa muscular (TOSATO *et al.*, 2017). Na prática, a DXA deve ser utilizada para confirmar o diagnóstico de baixa massa muscular em pacientes com suspeita clínica de sarcopenia (ALBANO *et al.*, 2020; CORREA-DE-ARAÚJO; HADLEY, 2014).

Embora a impedância bioelétrica (BIA) não tenha sido apoiada pelo grupo de trabalho europeu sobre sarcopenia em idosos para predição da massa muscular, foi reconhecida sua importância quanto a portabilidade e acessibilidade, tornando este método uma ferramenta viável para prever a massa muscular na prática clínica (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010a, CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010b, COIN *et al.*, 2013). Os resultados obtidos pela BIA possuem boa concordância com os obtidos por métodos considerados como de elevada acurácia, como a ressonância magnética e a absorciometria de dupla emissão de raios-X (DXA). Porém, para a predição da MLG pela BIA há necessidade da aplicação de equações preditivas validadas para a população em estudo (BOSY-WESTPHAL *et al.*, 2013). Além disso, a BIA não fornece resultado sobre a massa muscular necessitando de ajuste da MLG pela estatura ao quadrado (WALOWSKI *et al.*, 2020).

Os pontos de corte para o diagnóstico de sarcopenia foram desenvolvidos para indivíduos sem lesão medular, embora tenham sido empregados para indivíduos com paraplegia (DIONYSSIOTIS *et al.*, 2019). O elevado custo da DXA, é um fator limitante para o diagnóstico da sarcopenia de um grande número de indivíduos com LME cervical (LME-c). Assim, o objetivo deste trabalho é identificar se os pontos de corte existentes para SMI-BIA se aplicam para o diagnóstico de sarcopenia em indivíduos com LME-c.

Materiais e métodos

Participantes

Indivíduos com LME-c (entre C5 e C7) e seus acompanhantes sem deficiência física participaram do presente estudo. Os indivíduos com LME-c foram divididos em três grupos: LME-c não ativo (n = 6); LME-c ativo (n = 9), aqueles que praticavam exercício físico há pelo menos 3 meses, 3 vezes/semana ou mais, totalizando um tempo mínimo de 150 minutos/semana (THOMAS; ERDMAN; BURKE, 2016); e LME-c mais ativo (n = 8; praticam

exercício físico há pelo menos 3 meses, 3 vezes/semana ou mais, totalizando um tempo mínimo de 210 minutos/semana (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2000). Os indivíduos sem lesão medular eram não ativos.

As informações gerais foram obtidas por meio de um questionário, no qual os participantes responderam perguntas sobre idade, tempo de lesão e tempo de exercício físico. Todos os participantes concordaram voluntariamente em participar da pesquisa e o consentimento informado por escrito foi obtido. Este estudo foi aprovado pelo Sistema Nacional de Ética em Pesquisa, submetido e aprovado pelo conselho de ética (COEP 052/2009).

Composição do corporal

O comprimento foi medido a partir do topo da cabeça até a base do calcanhar por meio de um estadiômetro (Seca®). A massa corporal total e a massa magra foram determinadas por DXA (iDXA Lunar - GE®, software enCore 2008 versão 12.20). As análises foram realizadas por um técnico de radiologia com experiência.

A BIA foi realizada usando analisador de frequência única (50mHz; RJL Detroit, MI). Dois eletrodos foram colocados na superfície dorsal das mãos e dois na superfície dos pés. Em seguida, o dispositivo foi conectado, e a voltagem foi detectada por eletrodos proximais, obtendo-se os valores de resistência e reatância.

Definições do índice de massa muscular apendicular (SMI)

SMI_{-DXA} foi calculado através da massa muscular apendicular (aLM, kg) dividido pela altura (m²) (BAUMGARTNER *et al.*, 1998); o ponto de corte para LME-c é 7,2kg/m² (BAUMGARTNER *et al.*, 1998; DELMONICO *et al.*, 2007; NEWMAN *et al.*, 2003) e para os participantes sem lesão medular de 9,2 kg/m², calculado a partir de dois desvio padrão abaixo da média do SMI do grupo (BAUMGARTNER *et al.*, 1998; GALLAGHER *et al.*, 1997).

SMI_{-BIA} foi calculado através da equação para predição de massa muscular esquelética (MM, kg) (JANSSEN *et al.*, 2000) sugerida pelo consenso europeu para o diagnóstico de sarcopenia (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2019) dividido pela altura (m²). Os pontos de corte para os participantes com LME-c é 8,50 kg/m² e 10,75 kg/m² (JANSSEN *et al.*, 2004; JANSSEN; HEYMSFIELD; ROSS, 2002). Para o grupo sem lesão medular o ponto de corte foi calculado da mesma maneira que o SMI_{-DXA} e o ponto de corte é 9,44kg/m² (CHIEN; HUANG; WU, 2008; JANSSEN *et al.*, 2004; JANSSEN; HEYMSFIELD; ROSS, 2002).

Análise estatística

As características dos participantes são descritas como mediana e amplitude interquartil (25% e 75%). A comparação das variáveis foi realizada por análise não paramétrica utilizando o teste de Kruskal-Wallis e o valor de $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo. Para estabelecer o grau de concordância entre os valores das predições de SMI pelos dois métodos, foi realizado o teste Kappa de Cohen (COHEN, J., 2013), no qual 0 = concordância equivalente ao acaso; 0,1 – 0,20 = ligeira concordância; 0,21 – 0,40 = concordância justa; 0,41 – 0,60 = concordância moderada; 0,61 – 0,80 = concordância substancial; 0,81 – 0,99 = concordância quase perfeita; 1,0 = concordância perfeita. As análises foram realizadas por meio do software Statistical Package for Social Sciences (SPSS) Versão 20.0.0 (IBM Corp.©, Nova York, Estados Unidos da América).

Resultados

O grupo sem deficiência física apresentou valores mais elevados de idade do que o grupo LME-c mais ativo. A massa livre de gordura foi maior nos participantes sem tetraplegia do que nos grupos não ativo e ativo (Tabela 4). Entre os grupos LME-c, não houve diferenças para tempo de lesão e prática de exercício. Da mesma forma, não houve diferenças entre os quatro grupos para estatura, massa muscular e IMC. O grupo não ativo diferiu do grupo sem tetraplegia para o SMI_{DXA} ($p=0,002$), mas não houve diferença significativa para o SMI_{BIA} .

Tabela 4. Características gerais dos sujeitos classificados em LME-c não ativo, LME-c ativo, LME-c mais ativo e sem LME. Os valores estão em mediana e amplitude interquartil (IQR).

	LME-c não ativo 0 min/sem n= 6	LME-c ativo ≥150 <210min/sem n= 9	LME-c mais ativo ≥210 min/sem n=8	Sem deficiência física n=23	P - valor
Idade (anos)	35 (32 - 40)	37 (31-41)	25 (22-27)	42 (38-47)	<0,001 ^a
Tempo lesão (meses)	214 (115 - 225)	89 (40-205)	46 (32-99)	NA	0,086
Prática exercício (anos)	0	12 (3-18)	9 (5-14)	NA	0,086
Estatura (cm)	172 (170 - 175)	179 (168-179)	172 (168-175)	174 (170-180)	0,394
Massa corporal (kg)	71,4 (69 - 77,9)	71,4 (57,7-78,4)	61,1 (58,8-69,5)	69,2 (67,7-71,5)	0,195
IMC (kg/m ²)	24,1 (22,1 - 25,4)	22,2 (19,9-25,3)	21,9 (20,8-22,7)	22,8 (22,6-23,7)	0,264
MLG-DXA (kg)	42,6 (41,8-45,1)	44,2 (39,5-48,2)	45,9 (42,6-50,7)	51,5 (47,2-59,0)	<0,001 ^{b, c}
SMI-DXA (kg/m ²)	6,2 (5,9 - 6,5)	6,9 (5,5-8,0)	7,1 (6,7-7,6)	7,9 (7,2-8,4)	0,002 ^b
SMI-BIA (kg/m ²)	9,3(9,2 - 9,5)	9,0 (8,5-9,8)	10,0 (9,3-13,0)	9,2 (8,9-10,0)	0,310

LME-c: lesão da medula espinhal cervical; IMC: índice de massa corporal. MLG: massa livre de gordura; SMI: índice de massa muscular esquelética. min/sem: minutos/semana; P-valor pelo teste de Kruskal-Wallis. Diferenças entre os grupos: ^aLME-c mais ativo vs sem deficiência física; ^bLME-c não ativo vs sem deficiência física; ^cLME-c ativo vs sem deficiência física.

Fonte: Construído pela autora.

Considerando o ponto de corte do $SMI_{DXA} = 7,2 \text{ kg/m}^2$, todos os indivíduos do grupo LME-c não ativo foram classificados com sarcopenia e isto se repetiu para o SMI_{BIA} , mesmo com o ponto de corte $\geq 10,76 \text{ kg/m}^2$. No grupo LME-c ativo, seis indivíduos (67%) foram diagnosticados com sarcopenia pelo SMI_{DXA} e sete (62%) foram os diagnosticados com sarcopenia pelo SMI_{BIA} . No grupo mais ativo cinco (62%) indivíduos foram diagnosticados pelo SMI_{DXA} e seis (75%) pelo SMI_{BIA} .

A Tabela 5 mostra a concordância entre os dois métodos utilizados para definir a sarcopenia nos grupos estudados. Todos os indivíduos com LME-c não ativos foram diagnosticados com sarcopenia pelos dois métodos e todos os participantes sem LME não apresentaram sarcopenia, independentemente do método, mostrado através do coeficiente de Kappa próximo de 1, que indica que os dois métodos concordaram em seu resultado. Porém nos grupos LME-c ativos (Kappa=0,727) e mais ativos (Kappa=0,714) foi observada concordância substancial entre os métodos.

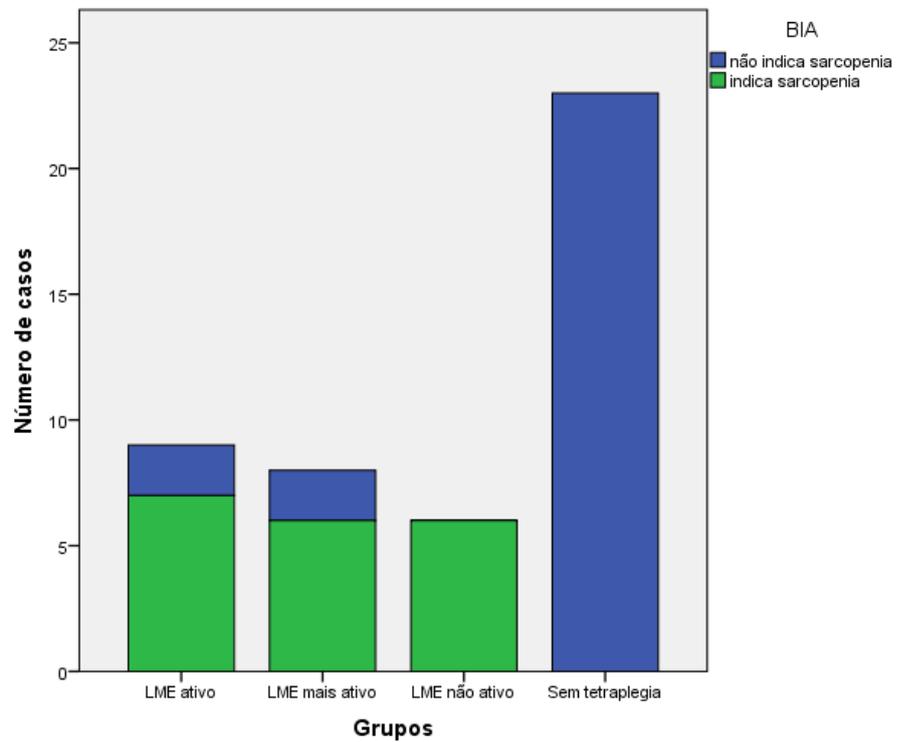
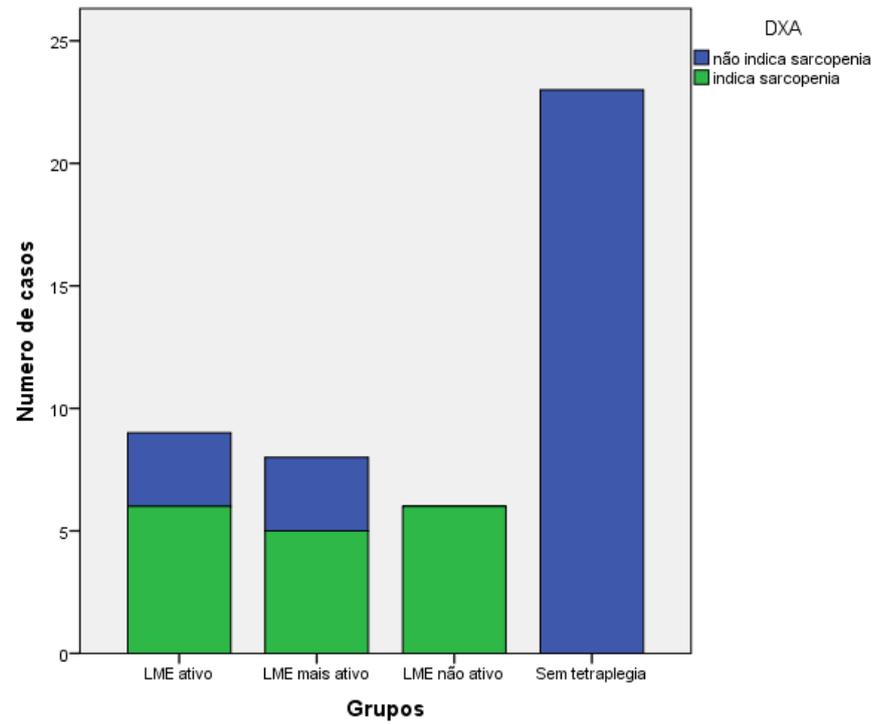
Tabela 5. Comparação do diagnóstico de sarcopenia utilizando a o índice de massa esquelética obtida por DXA e BIA.

Grupo	Kappa	P-valor
LME-c não ativo	0,99*	0,001
LME-c ativo	0,727	0,023
LME-c mais ativo	0,714	0,035
Sem tetraplegia	0,99*	0,001

P \leq 0,05 foi considerado significativo.

Fonte: Construído pela autora.

Figura 5. Número de casos com sarcopenia conforme o método de avaliação da composição corporal.



Fonte: Construído pela autora.

Discussão

A sarcopenia acomete indivíduos com LME-c independentemente da faixa etária. O acompanhamento das alterações da massa muscular é importante para traçar estratégias de tratamento e prevenção. Os métodos de imagem são de custo elevado, sendo relevante testar métodos de menor custo para predição da MLG em indivíduos tetraplégicos. No presente estudo, demonstramos que o cálculo do SMI utilizando o valor da MLG obtida pela BIA parece promissor.

Métodos como tomografia computadorizada e ressonância magnética, são utilizados para rastrear sarcopenia (KHAN *et al.*, 2019) e são considerados como métodos de elevada acurácia (SCHWEITZER *et al.*, 2015). As técnicas de imagem fornecem as estimativas mais precisas da sarcopenia (CHEN *et al.*, 2014), porém não são prontamente disponíveis e não podem ser comumente utilizadas na prática clínica (ALEIXO *et al.*, 2020). Apesar de ter sido desenvolvida para avaliar o compartimento ósseo, as varreduras da DXA são úteis para a predição do tecido muscular apendicular (ASM - soma do tecido magro de ambos os braços e pernas), que é o compartimento corporal utilizado no estudo da sarcopenia (CAWTHON, 2015). Assim como os outros métodos de imagem, o uso da DXA é relativamente caro e geralmente não está disponível para uso na prática clínica de grandes grupos populacionais (COIN *et al.*, 2013). Em contrapartida, a BIA, método aceito pelas diretrizes europeias e asiáticas para o estudo da sarcopenia (CHEN *et al.*, 2014, p. 7; CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010b), até o momento, não teve sua concordância testada em indivíduos com tetraplegia.

A BIA de frequência única pode estimar a massa livre de gordura e a massa de gordura. Por outro lado a BIA multifrequência pode estimar, além desses dois compartimentos, a massa muscular apendicular, conforme o algoritmo aplicado (WALOWSKI *et al.*, 2020). A escolha do algoritmo não depende apenas do compartimento desejado, mas também da concordância entre o analisador e o método de referência, como a DXA, a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética. Além disso, há necessidade de que as características dos indivíduos a serem avaliados sejam semelhantes daqueles que geraram o algoritmo (BOSY-WESTPHAL *et al.*, 2013).

A equação escolhida para o cálculo da massa muscular pela BIA para aplicação do SMI, leva em consideração a estatura, sexo e idade dos participantes, além de valores de resistência e foi utilizada pelo consenso europeu para o cálculo do SMI-BIA. Um estudo sugere que a massa muscular representa 40% da massa corporal total (KIM; JANG; LIM, 2016), mas

não há estudos que mostrem que esta população tem características semelhantes a brasileiros, o que pode gerar um erro no cálculo do SMI-BIA que utiliza os valores de massa muscular. Outros estudos (KYLE *et al.*, 2003; RANGEL PENICHE; RAYA GIORGULI; ALEMÁN-MATEO, 2015; SCAFOGLIERI *et al.*, 2017; SERGI *et al.*, 2015) sugerem cálculos alternativos para calcular a massa muscular apendicular. No entanto ainda não há consenso na literatura sobre o uso deste compartimento para cálculo do SMI-BIA, devido a BIA não ser um equipamento que avalia o corpo de forma segmentar, além de partir de uma constante de hidratação para toda a população. No presente estudo, o algoritmo empregado para predição da massa muscular (JANSSEN *et al.*, 2000) pela BIA, foi desenvolvido utilizando dados de indivíduos >60 anos. A ótima concordância observada entre os diagnósticos de sarcopenia derivado da BIA e do método de referência (DXA) nos indivíduos sem lesão medular (100% sem sarcopenia) e naqueles com LME-c inativos (100% com sarcopenia) ocorreu, possivelmente, devido a maior quantidade de MLG no grupo não lesionado e a semelhança da composição corporal dos indivíduos com LME-c inativos com a população de idosos (CASTRO *et al.*, 1999; EDWARDS; BUGARESTI; BUCHHOLZ, 2008; GORGEY; DUDLEY, 2007), empregada no algoritmo usado para a predição da MLG.

A BIA tem sido usada para rastrear mudanças na composição corporal de atletas de diferentes modalidades esportivas e faixas etárias (MOON, 2013). Porém, não foram encontrados estudos realizados com indivíduos com LME-c. A principal justificativa é o estado de hidratação, o qual tem suas particularidades devido às alterações do sistema autonômico (KARLSSON, 2006), sendo este um fator limitante para o uso da BIA. Apesar dessa limitação, no presente estudo foi observado uma concordância substancial do diagnóstico de sarcopenia entre os métodos (BIA e DXA) nos grupos com LME-c ativos e muito ativos. Este resultado pode ser devido as características do grupo, todos tetraplégicos com lesão entre a C5-C7.

Algumas limitações do presente estudo devem ser observadas. Primeiro, não foi encontrado até o momento na literatura, uma equação para estimar a massa muscular esquelética em indivíduos com LME-c. A equação utilizada é para idosos e foi validada com um método padrão ouro diferente da DXA. Em segundo lugar, o consenso europeu (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010b) afirmou que a DXA é considerada um método alternativo preferido e não é o padrão-ouro, devido à baixa emissão de radiação usamos a massa muscular apendicular derivada da DXA como referência. Por fim, os pontos de corte sugeridos pelo consenso europeu são para pessoas idosas, o que pode ter interferido nos resultados dos grupos LME-c que praticam atividade física em diferentes níveis.

Conclusão

O uso da MLG obtida pela BIA e aplicada para o diagnóstico de sarcopenia, com o ponto de corte sugerido para resultados obtidos pelo SMI-BIA para classificar a sarcopenia em indivíduos LME-c sedentários, parece promissor. Contudo, há necessidade de maior investigação para o diagnóstico dos indivíduos LME-c fisicamente ativos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo forneceu subsídios para o uso da BIA e BIVA em indivíduos com LME-c sedentários e ativos fisicamente. Além disso, foi evidenciado que o diagnóstico de sarcopenia pode ser realizado utilizando a MLG derivada da BIA para o cálculo do SMI, a partir de algoritmo adequado a população em estudo. As evidências disponíveis e as lacunas identificadas nesta dissertação afirmaram que pesquisas futuras devem priorizar estudos para desenvolver: (1) equação preditiva da MLG específica para indivíduos com LME-c por BIA, considerando diferentes variáveis como a prática de exercício físico, e (2) pontos de corte do SMI para auxiliar no diagnóstico da sarcopenia.

REFERÊNCIAS

- ALBANO, D. et al. Imaging of sarcopenia: old evidence and new insights. **European Radiology**, v. 30, n. 4, p. 2199–2208, abr. 2020.
- ALEIXO, G. F. P. et al. Bioelectrical Impedance Analysis for the Assessment of Sarcopenia in Patients with Cancer: A Systematic Review. **The Oncologist**, v. 25, n. 2, p. 170–182, fev. 2020.
- ANNEKEN, V. et al. Influence of physical exercise on quality of life in individuals with spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 48, n. 5, p. 393–399, maio 2010.
- ASIA AND ISCOS INTERNATIONAL STANDARDS COMMITTEE. The 2019 revision of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)-What's new? **Spinal Cord**, v. 57, n. 10, p. 815–817, out. 2019.
- ATKINS, J. L. et al. Sarcopenic Obesity and Risk of Cardiovascular Disease and Mortality: A Population-Based Cohort Study of Older Men. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 62, n. 2, p. 253–260, 2014.
- BAHAT, G.; İLHAN, B. Sarcopenia and the cardiometabolic syndrome: A narrative review. **European Geriatric Medicine**, SI: Sarcopenia. v. 7, n. 3, p. 220–223, 1 jun. 2016.
- BALDI, J. C. et al. Muscle atrophy is prevented in patients with acute spinal cord injury using functional electrical stimulation. **Spinal Cord**, v. 36, n. 7, p. 463–469, jul. 1998.
- BAUMAN, W. A.; SPUNGEN, A. M. Disorders of carbohydrate and lipid metabolism in veterans with paraplegia or quadriplegia: a model of premature aging. **Metabolism: Clinical and Experimental**, v. 43, n. 6, p. 749–756, jun. 1994.
- BAUMGARTNER, R. N. et al. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. **American Journal of Epidemiology**, v. 147, n. 8, p. 755–763, 15 abr. 1998.
- BAUMGARTNER, R. N. et al. Sarcopenic Obesity Predicts Instrumental Activities of Daily Living Disability in the Elderly. **Obesity Research**, v. 12, n. 12, p. 1995–2004, 2004.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, jun. 1999.
- BORGA, M. et al. Advanced body composition assessment: from body mass index to body composition profiling. **Journal of Investigative Medicine: The Official Publication of the American Federation for Clinical Research**, v. 66, n. 5, p. 1–9, 2018.
- BOSY-WESTPHAL, A. et al. What makes a BIA equation unique? Validity of eight-electrode multifrequency BIA to estimate body composition in a healthy adult population. **European Journal of Clinical Nutrition**, v. 67 Suppl 1, p. S14-21, jan. 2013.
- BOZZETTO, S.; PICCOLI, A.; MONTINI, G. Bioelectrical impedance vector analysis to evaluate relative hydration status. **Pediatric Nephrology**, v. 25, n. 2, p. 329–334, 1 fev. 2010.

BRUNANI, A. et al. Body composition assessment using bioelectrical impedance analysis (BIA) in a wide cohort of patients affected with mild to severe obesity. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 40, n. 6, p. 3973–3981, jun. 2021.

BUCHHOLZ, A. C.; MCGILLIVRAY, C. F.; PENCHARZ, P. B. Differences in resting metabolic rate between paraplegic and able-bodied subjects are explained by differences in body composition. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 77, n. 2, p. 371–378, fev. 2003a.

BUCHHOLZ, A. C.; MCGILLIVRAY, C. F.; PENCHARZ, P. B. The use of bioelectric impedance analysis to measure fluid compartments in subjects with chronic paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 6, p. 854–861, jun. 2003b.

BURNHAM, R. et al. Skeletal muscle fibre type transformation following spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 35, n. 2, p. 86–91, fev. 1997.

CARDOZO, C. P. Muscle biology after spinal cord injury: Recent advances and future challenges. **Acta Physiologica (Oxford, England)**, v. 223, n. 3, p. e13073, jul. 2018.

CARDÚS, D.; MCTAGGART, W. G. Total body water and its distribution in men with spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 65, n. 9, p. 509–512, set. 1984.

CASTRO, M. J. et al. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 80, n. 4, p. 373–378, set. 1999.

CATTEM, M. V. DE O. et al. Bioimpedance Vector Patterns according to Age and Handgrip Strength in Adolescent Male and Female Athletes. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 11, p. 6069, 4 jun. 2021.

CAWTHON, P. M. et al. Cutpoints for Low Appendicular Lean Mass That Identify Older Adults With Clinically Significant Weakness. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 69, n. 5, p. 567–575, maio 2014.

CAWTHON, P. M. Assessment of Lean Mass and Physical Performance in Sarcopenia. **Journal of Clinical Densitometry: The Official Journal of the International Society for Clinical Densitometry**, v. 18, n. 4, p. 467–471, dez. 2015.

CHAIN, A.; KOURY, J. C.; BEZERRA, F. F. Physical activity benefits bone density and bone-related hormones in adult men with cervical spinal cord injury. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 9, p. 3179–3186, set. 2012.

CHEN, C.; TWYXCROSS, J.; GARIBALDI, J. M. A new accuracy measure based on bounded relative error for time series forecasting. **PLoS ONE**, v. 12, n. 3, p. e0174202, 24 mar. 2017.

CHEN, L.-K. et al. Sarcopenia in Asia: consensus report of the Asian Working Group for Sarcopenia. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 15, n. 2, p. 95–101, fev. 2014.

CHIEN, M.-Y.; HUANG, T.-Y.; WU, Y.-T. Prevalence of sarcopenia estimated using a bioelectrical impedance analysis prediction equation in community-dwelling elderly people in Taiwan. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 56, n. 9, p. 1710–1715, set. 2008.

CHILIBECK, P. D.; GUERTIN, P. A. Locomotor Training and Factors Associated with Blood Glucose Regulation After Spinal Cord Injury. **Current Pharmaceutical Design**, v. 23, n. 12, p. 1834–1844, 2017.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. [s.l.] Routledge, 2013.

COIN, A. et al. Prevalence of sarcopenia based on different diagnostic criteria using DEXA and appendicular skeletal muscle mass reference values in an Italian population aged 20 to 80. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 14, n. 7, p. 507–512, jul. 2013.

CORREA-DE-ARAÚJO, R.; HADLEY, E. Skeletal muscle function deficit: a new terminology to embrace the evolving concepts of sarcopenia and age-related muscle dysfunction. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 69, n. 5, p. 591–594, maio 2014.

CRABTREE, N. J. et al. Dual-energy X-ray absorptiometry interpretation and reporting in children and adolescents: the revised 2013 ISCD Pediatric Official Positions. **Journal of Clinical Densitometry: The Official Journal of the International Society for Clinical Densitometry**, v. 17, n. 2, p. 225–242, jun. 2014.

CRUZ-JENTOFT, A. J. et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. **Age and Ageing**, v. 39, n. 4, p. 412–423, jul. 2010a.

CRUZ-JENTOFT, A. J. et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. **Age and Ageing**, v. 39, n. 4, p. 412–423, 1 jul. 2010b.

CRUZ-JENTOFT, A. J. et al. Prevalence of and interventions for sarcopenia in ageing adults: a systematic review. Report of the International Sarcopenia Initiative (EWGSOP and IWGS). **Age and Ageing**, v. 43, n. 6, p. 748–759, nov. 2014.

CRUZ-JENTOFT, A. J. et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. **Age and Ageing**, v. 48, n. 1, p. 16–31, jan. 2019.

DELLINGER, J. R. et al. Agreement of bioelectrical resistance, reactance, and phase angle values from supine and standing bioimpedance analyzers. **Physiological Measurement**, v. 42, n. 3, 6 abr. 2021.

DELMONICO, M. J. et al. Alternative Definitions of Sarcopenia, Lower Extremity Performance, and Functional Impairment with Aging in Older Men and Women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 55, n. 5, p. 769–774, 2007.

DESNEVES, K. J. et al. Comparison of segmental lean tissue mass in individuals with spinal cord injury measured by dual energy X-ray absorptiometry and predicted by bioimpedance spectroscopy. **Spinal Cord**, v. 59, n. 7, p. 730–737, jul. 2021.

- DESSPORT, J. C. et al. Total body water and percentage fat mass measurements using bioelectrical impedance analysis and anthropometry in spinal cord-injured patients. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 19, n. 3, p. 185–190, jun. 2000.
- DIONYSSIOTIS, Y. et al. Application of current sarcopenia definitions in spinal cord injury. **Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions**, v. 19, n. 1, p. 21–29, 1 mar. 2019.
- D'OLIVEIRA, G. L. C. et al. Physical exercise is associated with better fat mass distribution and lower insulin resistance in spinal cord injured individuals. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 37, n. 1, p. 79–84, jan. 2014.
- DUMONT, R. J. et al. Acute spinal cord injury, part I: pathophysiologic mechanisms. **Clinical Neuropharmacology**, v. 24, n. 5, p. 254–264, out. 2001.
- DUREN, D. L. et al. Body composition methods: comparisons and interpretation. **Journal of Diabetes Science and Technology**, v. 2, n. 6, p. 1139–1146, nov. 2008.
- EDWARDS, L. A.; BUGARESTI, J. M.; BUCHHOLZ, A. C. Visceral adipose tissue and the ratio of visceral to subcutaneous adipose tissue are greater in adults with than in those without spinal cord injury, despite matching waist circumferences. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 87, n. 3, p. 600–607, mar. 2008.
- ELDAHAN, K. C.; RABCHEVSKY, A. G. Autonomic dysreflexia after spinal cord injury: Systemic pathophysiology and methods of management. **Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical**, v. 209, p. 59–70, jan. 2018.
- FAES, T. J. C. et al. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies. **Physiological Measurement**, v. 20, n. 4, p. R1–R10, nov. 1999.
- FERNNDEZ, S. S. M.; RIBEIRO, S. M. L. Low Appendicular Lean Mass Index and Associations with Metabolic and Demographic Parameters in Wheelchair Athletes with Spinal Cord Injury. **Journal of Neuromuscular Diseases**, v. 6, n. 4, p. 517–525, 2019.
- FOSTER, K. R.; LUKASKI, H. C. Whole-body impedance--what does it measure? **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 64, n. 3 Suppl, p. 388S-396S, set. 1996.
- GALEA, M. P. Spinal cord injury and physical activity: preservation of the body. **Spinal Cord**, v. 50, n. 5, p. 344–351, maio 2012.
- GALLAGHER, D. et al. Appendicular skeletal muscle mass: effects of age, gender, and ethnicity. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 83, n. 1, p. 229–239, jul. 1997.
- GIANGREGORIO, L.; MCCARTNEY, N. Bone loss and muscle atrophy in spinal cord injury: epidemiology, fracture prediction, and rehabilitation strategies. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 29, n. 5, p. 489–500, 2006.
- GORDON, P. S.; FARKAS, G. J.; GATER, D. R. Neurogenic Obesity-Induced Insulin Resistance and Type 2 Diabetes Mellitus in Chronic Spinal Cord Injury. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v. 27, n. 1, p. 36–56, 2021.

GORGEY, A. S.; DUDLEY, G. A. Skeletal muscle atrophy and increased intramuscular fat after incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 45, n. 4, p. 304–309, abr. 2007.

GORGEY, A. S.; GATER, D. R. Prevalence of Obesity After Spinal Cord Injury. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v. 12, n. 4, p. 1–7, 2007.

GORLA, J. I. et al. Impact of Wheelchair Rugby on Body Composition of Subjects With Tetraplegia: A Pilot Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 97, n. 1, p. 92–96, jan. 2016.

GRIMNES, S.; MARTINSEN, Ø. G. Chapter 4 - Passive Tissue Electrical Properties. Em: GRIMNES, S.; MARTINSEN, Ø. G. (Eds.). . **Bioimpedance and Bioelectricity Basics (Third Edition)**. Oxford: Academic Press, 2015. p. 77–118.

GROAH, S. L. et al. Cardiometabolic risk in community-dwelling persons with chronic spinal cord injury. **Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention**, v. 31, n. 2, p. 73–80, abr. 2011.

GUGLIELMI, G. et al. The role of DXA in sarcopenia. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 28, n. 6, p. 1047–1060, dez. 2016.

HEYMSFIELD, S. B. et al. Skeletal muscle mass and quality: evolution of modern measurement concepts in the context of sarcopenia. **The Proceedings of the Nutrition Society**, v. 74, n. 4, p. 355–366, nov. 2015.

HICKS, A. L. et al. The effects of exercise training on physical capacity, strength, body composition and functional performance among adults with spinal cord injury: a systematic review. **Spinal Cord**, v. 49, n. 11, p. 1103–1127, nov. 2011.

HOU, S.; RABCHEVSKY, A. G. Autonomic consequences of spinal cord injury. **Comprehensive Physiology**, v. 4, n. 4, p. 1419–1453, out. 2014.

JANSSEN, I. et al. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 89, n. 2, p. 465–471, ago. 2000.

JANSSEN, I. et al. Skeletal muscle cutpoints associated with elevated physical disability risk in older men and women. **American Journal of Epidemiology**, v. 159, n. 4, p. 413–421, 15 fev. 2004.

JANSSEN, I.; HEYMSFIELD, S. B.; ROSS, R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 5, p. 889–896, maio 2002.

KARLSSON, A.-K. Autonomic dysfunction in spinal cord injury: clinical presentation of symptoms and signs. **Progress in Brain Research**, v. 152, p. 1–8, 2006.

KHAN, A. I. et al. MRI quantitation of abdominal skeletal muscle correlates with CT-based analysis: implications for sarcopenia measurement. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme**, v. 44, n. 8, p. 814–819, ago. 2019.

KIM, K. M.; JANG, H. C.; LIM, S. Differences among skeletal muscle mass indices derived from height-, weight-, and body mass index-adjusted models in assessing sarcopenia. **The Korean Journal of Internal Medicine**, v. 31, n. 4, p. 643–650, jul. 2016.

KIRSHBLUM, S. et al. Updates of the International Standards for Neurologic Classification of Spinal Cord Injury: 2015 and 2019. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 31, n. 3, p. 319–330, ago. 2020.

KOCINA, P. S.; HEYWARD, V. H. Validation of a bioimpedance equation for estimating fat-free mass of spinal cord injured adults [abstract]. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 29, n. 5, maio 1997.

KOURY, J. C. et al. Time of physical exercise practice after injury in cervical spinal cord-injured men is related to the increase in insulin sensitivity. **Spinal Cord**, v. 51, n. 2, p. 116–119, fev. 2013.

KYLE, U. G. et al. Validation of a bioelectrical impedance analysis equation to predict appendicular skeletal muscle mass (ASMM). **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 22, n. 6, p. 537–543, dez. 2003.

KYLE, U. G. et al. Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 23, n. 5, p. 1226–1243, out. 2004a.

KYLE, U. G. et al. Bioelectrical impedance analysis-part II: utilization in clinical practice. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 23, n. 6, p. 1430–1453, dez. 2004b.

LANDI, F. et al. Exercise as a remedy for sarcopenia. **Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care**, v. 17, n. 1, p. 25–31, jan. 2014.

LANNEM, A. M. et al. Perceptions of exercise mastery in persons with complete and incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 48, n. 5, p. 388–392, maio 2010.

LIBERMAN, K. et al. The effects of exercise on muscle strength, body composition, physical functioning and the inflammatory profile of older adults: a systematic review. **Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care**, v. 20, n. 1, p. 30–53, jan. 2017.

LIN, L. I. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. **Biometrics**, v. 45, n. 1, p. 255–268, mar. 1989.

LUKASKI, H. C. Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 64, n. 3, p. 397S–404S, 1 set. 1996.

LUKASKI, H. C. 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**, v. 67 Suppl 1, p. S2–9, jan. 2013.

LUKASKI, H. C.; KYLE, U. G.; KONDRUP, J. Assessment of adult malnutrition and prognosis with bioelectrical impedance analysis: phase angle and impedance ratio. **Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care**, v. 20, n. 5, p. 330–339, set. 2017.

- MA, Y. et al. Accuracy of bioelectrical impedance analysis and skinfold thickness in the assessment of body composition in people with chronic spinal cord injury. **Spinal Cord**, 12 ago. 2021.
- MARINI, E. et al. Phase angle and bioelectrical impedance vector analysis in the evaluation of body composition in athletes. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 39, n. 2, p. 447–454, fev. 2020.
- MARTIN GINIS, K. A. et al. Evidence-based scientific exercise guidelines for adults with spinal cord injury: an update and a new guideline. **Spinal Cord**, v. 56, n. 4, p. 308–321, abr. 2018.
- MCBRIDE, G. A proposal for strength-of-agreement criteria for Lin's concordance correlation coefficient. 2005.
- MCMILLAN, D. W. et al. Neurogenic Obesity and Skeletal Pathology in Spinal Cord Injury. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v. 27, n. 1, p. 57–67, 2021.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**. Brasil: Ministério da Saúde, 2013. v. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas
- MNEIMNEH, F. et al. Influence of cervical spinal cord injury on thermoregulatory and cardiovascular responses in the human body: Literature review. **Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the Neurosurgical Society of Australasia**, v. 69, p. 7–14, nov. 2019.
- MOJTAHEDI, M. C.; VALENTINE, R. J.; EVANS, E. M. Body composition assessment in athletes with spinal cord injury: comparison of field methods with dual-energy X-ray absorptiometry. **Spinal Cord**, v. 47, n. 9, p. 698–704, set. 2009.
- MOON, J. R. Body composition in athletes and sports nutrition: an examination of the bioimpedance analysis technique. **European Journal of Clinical Nutrition**, v. 67 Suppl 1, p. S54–59, jan. 2013.
- NEWMAN, A. B. et al. Sarcopenia: alternative definitions and associations with lower extremity function. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 51, n. 11, p. 1602–1609, nov. 2003.
- NORMAN, K. et al. Bioimpedance vector analysis as a measure of muscle function. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 28, n. 1, p. 78–82, fev. 2009.
- NORMAN, K. et al. Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis--clinical relevance and applicability of impedance parameters. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 31, n. 6, p. 854–861, dez. 2012.
- PANISSET, M. G. et al. Bedside quantification of fat-free mass in acute spinal cord injury using bioelectrical impedance analysis: a psychometric study. **Spinal Cord**, v. 56, n. 4, p. 355–365, abr. 2018.
- PELLETIER, C. A. et al. Sarcopenic Obesity in Adults With Spinal Cord Injury: A Cross-Sectional Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 97, n. 11, p. 1931–1937, nov. 2016.

- PIALOUX, V. et al. Effect of equilibrated hydration changes on total body water estimates by bioelectrical impedance analysis. **The British Journal of Nutrition**, v. 91, n. 1, p. 153–159, jan. 2004.
- PICCOLI, A. et al. A new method for monitoring body fluid variation by bioimpedance analysis: the RXc graph. **Kidney International**, v. 46, n. 2, p. 534–539, ago. 1994.
- PICCOLI, A. et al. Bivariate normal values of the bioelectrical impedance vector in adult and elderly populations. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 61, n. 2, p. 269–270, fev. 1995.
- PICCOLI, A. Patterns of bioelectrical impedance vector analysis: learning from electrocardiography and forgetting electric circuit models. **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 18, n. 6, p. 520–521, jun. 2002.
- PICCOLI, A. et al. Equivalence of information from single versus multiple frequency bioimpedance vector analysis in hemodialysis. **Kidney International**, v. 67, n. 1, p. 301–313, jan. 2005.
- PICCOLI, A. Bioelectric impedance measurement for fluid status assessment. **Contributions to Nephrology**, v. 164, p. 143–152, 2010.
- POPA, C. et al. Vascular dysfunctions following spinal cord injury. **Journal of Medicine and Life**, v. 3, n. 3, p. 275–285, set. 2010.
- RAGUINDIN, P. F. et al. Body Composition According to Spinal Cord Injury Level: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Clinical Medicine**, v. 10, n. 17, p. 3911, 30 ago. 2021.
- RANGEL PENICHE, D. B.; RAYA GIORGULI, G.; ALEMÁN-MATEO, H. Accuracy of a predictive bioelectrical impedance analysis equation for estimating appendicular skeletal muscle mass in a non-Caucasian sample of older people. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 61, n. 1, p. 39–43, ago. 2015.
- SARDINHA, L. B. et al. Development and validation of BIA prediction equations of upper and lower limb lean soft tissue in athletes. **European Journal of Clinical Nutrition**, v. 74, n. 12, p. 1646–1652, dez. 2020.
- SCAFOGLIERI, A. et al. Predicting appendicular lean and fat mass with bioelectrical impedance analysis in older adults with physical function decline – The PROVIDE study. **Clinical Nutrition**, v. 36, n. 3, p. 869–875, jun. 2017.
- SCHEER, J. W. VAN DER et al. Assessment of body composition in spinal cord injury: A scoping review. **PLOS ONE**, v. 16, n. 5, p. e0251142, 7 maio 2021.
- SCHULD, C. et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury: impact of the revised worksheet (revision 02/13) on classification performance. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 39, n. 5, p. 504–512, set. 2016.
- SCHWEIGHOFER, N. et al. DXA-Derived Indices in the Characterisation of Sarcopenia. **Nutrients**, v. 14, n. 1, p. 186, 31 dez. 2021.

SCHWEITZER, L. et al. What is the best reference site for a single MRI slice to assess whole-body skeletal muscle and adipose tissue volumes in healthy adults? **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 102, n. 1, p. 58–65, jul. 2015.

SEDLMEIER, A. M. et al. Relation of body fat mass and fat-free mass to total mortality: results from 7 prospective cohort studies. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 113, n. 3, p. 639–646, 11 mar. 2021.

SERGI, G. et al. Assessing appendicular skeletal muscle mass with bioelectrical impedance analysis in free-living Caucasian older adults. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 34, n. 4, p. 667–673, ago. 2015.

SHEPHERD, J. A. et al. Body composition by DXA. **Bone**, v. 104, p. 101–105, nov. 2017.

SIRI, W. E. composition from fluid spaces and body density: analysis of methods. 1961. **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 9, n. 5, p. 480–491; discussion 480, 492, out. 1993.

STOLARCZYK, L. M.; HEYWARD, V. H. Assessing body composition of adults with diabetes. **Diabetes Technology & Therapeutics**, v. 1, n. 3, p. 289–296, 1999.

ST-ONGE, M.-P.; GALLAGHER, D. Body composition changes with aging: the cause or the result of alterations in metabolic rate and macronutrient oxidation? **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 26, n. 2, p. 152–155, fev. 2010.

STRAPAZZON, G. et al. Total Body Water Dynamics Estimated with Bioelectrical Impedance Vector Analysis and B-Type Natriuretic Peptide After Exposure to Hypobaric Hypoxia: A Field Study. **High Altitude Medicine & Biology**, v. 18, n. 4, p. 384–391, dez. 2017.

TAWASHY, A. E. et al. Physical activity is related to lower levels of pain, fatigue and depression in individuals with spinal-cord injury: a correlational study. **Spinal Cord**, v. 47, n. 4, p. 301–306, abr. 2009.

THOMAS, D. T.; ERDMAN, K. A.; BURKE, L. M. American College of Sports Medicine Joint Position Statement. Nutrition and Athletic Performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 3, p. 543–568, mar. 2016.

TOSATO, M. et al. Measurement of muscle mass in sarcopenia: from imaging to biochemical markers. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 29, n. 1, p. 19–27, fev. 2017.

TRAN, A. P.; WARREN, P. M.; SILVER, J. The Biology of Regeneration Failure and Success After Spinal Cord Injury. **Physiological Reviews**, v. 98, n. 2, p. 881–917, 1 abr. 2018.

VASTANO, R.; PEREZ, M. A. Changes in motoneuron excitability during voluntary muscle activity in humans with spinal cord injury. **Journal of Neurophysiology**, v. 123, n. 2, p. 454–461, 1 fev. 2020.

WALOWSKI, C. O. et al. Reference Values for Skeletal Muscle Mass - Current Concepts and Methodological Considerations. **Nutrients**, v. 12, n. 3, p. E755, 12 mar. 2020.

WELLS, J. C. K. et al. Adjusting body cell mass for size in women of differing nutritional status. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 80, n. 2, p. 333–336, ago. 2004.

WILMET, E. et al. Longitudinal study of the bone mineral content and of soft tissue composition after spinal cord section. **Paraplegia**, v. 33, n. 11, p. 674–677, nov. 1995.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. **World Health Organization Technical Report Series**, v. 894, p. i–xii, 1–253, 2000.

XIAO, J. et al. Fat mass to fat-free mass ratio reference values from NHANES III using bioelectrical impedance analysis. **Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 37, n. 6 Pt A, p. 2284–2287, 2018.

YAMADA, Y. et al. Comparison of single- or multifrequency bioelectrical impedance analysis and spectroscopy for assessment of appendicular skeletal muscle in the elderly. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 115, n. 6, p. 812–818, set. 2013.