

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA INTERINSTITUCIONAL DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
FISIOLÓGICAS – UFSCar/UNESP

DEIVID GOMES DA SILVA

**UTILIZAÇÃO DE VISÃO COMPUTACIONAL PARA A RECONSTRUÇÃO
AUTOMATIZADA DA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA MUSCULAR A
PARTIR DE IMAGENS SEQUENCIAIS OBTIDAS POR ULTRASSONOGRRAFIA.**

São Carlos
2022

DEIVID GOMES DA SILVA

**UTILIZAÇÃO DE VISÃO COMPUTACIONAL PARA A RECONSTRUÇÃO
AUTOMATIZADA DA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA MUSCULAR A PARTIR
DE IMAGENS SEQUENCIAIS OBTIDAS POR ULTRASSONOGRRAFIA.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa Interinstitucional de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Fisiológicas.

Orientador: Prof. Dr. Cleiton Augusto Libardi.

São Carlos

2022

BANCA EXAMINADORA**MEMBROS TÍTULARES:**

Prof. Dr. Cleiton Augusto Libardi (DEFMH/UFSCar –

Presidente) Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch (EEFE/USP)

Prof^a. Dra. Heloisa de Arruda Camargo (UFSCar)

MEMBROS SUPLENTE:

Prof. Dr. Gerson Jhonatan Rodrigues

(DCF/UFSCAR) Prof. Dr. Felipe Cassaro Vechin

(EEFE/USP)

FICHA CATALOGRÁFICA

A ficha catalográfica é fornecida pela Biblioteca Comunitária, após a realização da defesa.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa Interinstitucional de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas

Folha de Aprovação

Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Deivid Gomes da Silva, realizada em 09/03/2022.

Comissão Julgadora:

Prof. Dr. Cleiton Augusto Libardi (UFSCar)

Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch (USP)

Profa. Dra. Heloisa de Arruda Camargo (UFSCar)

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho ao meu avô Sebastião Alves (in memoriam), com todo o meu amor e gratidão. Meu maior exemplo de caráter, humildade e dignidade.

AGRADECIMENTOS

Às minhas mães, Vilma A. Alves e Lourdes Simonetti Alves (avó materna), verdadeiramente as maiores dádivas da minha vida!

Ao meu pai, Ronaldo Gomes da Silva, que sempre me permitiu persistir!

Ao meu irmão, Diego Gomes da Silva, por ser minha maior amizade, meu maior cúmplice!

À minha noiva Iara Garcia, o mais íntegro ser humano que conheço! Sem seu exemplo de amor, o mundo seria um lugar muito menos interessante!

Ao meu orientador, Prof. Dr. Cleiton Augusto Libardi, pelas oportunidades, conversas, broncas e tantos ensinamentos! Obrigado por tudo e por tanto!

À toda equipe Musculab – Laboratório de adaptações neuromusculares ao treinamento de força. Não consigo mensurar a falta que vocês fizeram nos últimos 2 anos. Conviver com essa equipe é um privilégio!

A todos os docentes do Programa Interinstitucional de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas – PIPGCF, sem vocês, nada seria possível!

À CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo apoio e fomento (processo nº: 88882.426920/2019-01).

“O que sabemos é uma gota; o que ignoramos é um oceano.”

Isaac Newton

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

- Tabela 1.** *Características da amostra utilizada para as comparações entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA). Dados expressos em média \pm desvio padrão.....*32
- Tabela 2.** *Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) em cada um dos grupos, nos parâmetros: Viés da técnica de Bland-Altman (δ). Limite de concordância superior (LCS). Limite de concordância inferior (LCI). Coeficiente de determinação (R^2). Coeficiente de correlação de Pearson (R). Erro típico (ET). Coeficiente de variação (CV) e tamanho amostral (N).....*34
- Figura 1.** *Imagem representativa da reconstrução manual da área de secção transversa (ASTM) do vasto lateral (VL) adaptado de Lixandrão et al. (2014). A) imagem obtida por ressonância magnética (IRM); B) imagens sequenciais de ultrassonografia.....*17
- Figura 2.** *A) Imagem representativa do ponto de coleta demarcado transversalmente a cada 2 cm para orientar o deslocamento da sonda de ultrassonografia. B) Imagem representativa do espaço ocupado pelo gel condutor generosamente aplicado entre a sonda e a pele em uma imagem de ultrassonografia (US) do vasto latera18*
- Figura 3.** *A) Imagem representativa da área de secção transversa do vasto lateral obtida por ultrassonografia panorâmica, adaptado de Ahtiainen et al. (2010). B) Imagem representativa do deslocamento da sonda linear em uma aquisição de imagem da área de secção transversa do vasto lateral obtida por ultrassonografia panorâmica19*
- Figura 4.** *Imagem representativa dos resultados para cada processo de reconstrução da área de secção transversa muscular (ASTM) do vasto lateral (VL). A) Reconstrução manual (RM). B) Reconstrução automatizada (RA)23*

Figura 5. Imagem representativa da interface do software do equipamento de ultrassom (US). Corte de imagem manual com software Image J.25

Figura 6. Imagem representativa da interface do software do equipamento de ultrassonografia (US). Representação do corte automatizado para múltiplas seqüências de imagens de uma só vez.26

Figura 7. A) Imagem representativa do resultado do processo de segmentação semântica com delimitação por cores. Verde = fêmur, amarelo = aponeurose profunda, vermelho = aponeurose superior, azul = pele, rosa = espaço complementar. B) Imagem representativa das regiões de atuação do algoritmo evolutivo para determinação da melhor transformação da imagem N com a imagem $N+1$28

Figura 8. A) Imagem representativa da sobreposição de duas imagens de ultrassonografia do músculo vasto lateral. B) Imagem representativa da melhor combinação entre um par de imagens de ultrassonografia do músculo vasto lateral onde T_x , T_y são translações nos eixos x e y respectivamente e R é uma rotação na direção do eixo y para o eixo x29

Figura 9. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) jovens não treinados. B) Jovens pouco treinados (B). δ = viés, $+\Theta$ = limite de concordância superior, $-\Theta$ = limite de concordância inferior.35

Figura 10. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) Jovens treinados. B) Jovens bem treinados. δ = viés, $+\Theta$ = limite de concordância superior, $-\Theta$ = limite de concordância inferior.36

Figura 11. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) Idosos não treinados. B) Idosos pouco treinados (B). δ = viés, $+\Theta$ = limite de concordância superior, $-\Theta$ = limite de concordância inferior.

.....37

Figura 12. *Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear para todas as amostras (geral). δ = viés, $+\Theta$ = limite de concordância superior, $-\Theta$ = limite de concordância inferior.*

.....38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	Área de secção transversa muscular
CV	Coefficiente de variação
DP	Desvio padrão
ET	Erro típico
IMC	Índice de massa corporal
IRM	Imagem de ressonância magnética
MDD	Mínima diferença detectável
R	Coefficiente de correlação de Pearson
R ²	Coefficiente de determinação
RA	Reconstrução automatizada
RM	Reconstrução manual
TF	Treinamento de força
VGG U-NET	Tipo de estrutura de rede neural convolucional
US	Ultrassonografia

SUMÁRIO

RESUMO.....	14
ABSTRACT.....	15
INTRODUÇÃO.....	16
OBJETIVOS	21
MÉTODOS	22
Abordagem experimental.....	22
Amostra.....	24
Reconstrução manual (RM).....	24
Reconstrução Automatizada (RA).....	25
Análise estatística.....	30
RESULTADOS.....	32
Características da amostra.....	32
Comparações entre RM e RA	32
DISCUSSÃO	39
CONCLUSÃO.....	42
REFERÊNCIAS.....	43
APÊNDICE.....	48
Apêndice A - Link de acesso ao repositório que contém o código completo.....	48

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi propor e validar uma ferramenta baseada em técnicas de visão computacional que possibilite a reconstrução automatizada (RA) da área de secção transversa muscular (ASTM) a partir de imagens sequenciais do vasto lateral (VL) obtidas por meio de ultrassom (US). Métodos: quatrocentos e oitenta e oito sequências de imagens de US do VL foram utilizadas para reconstrução da ASTM do VL. Duas técnicas de reconstrução foram utilizadas. Para a já validada técnica de reconstrução manual (RM) as imagens sequenciais foram ajustadas manualmente até que a ASTM do VL fosse reconstruída para cada sequência de imagens. Para a RA, com base nos passos descritos para adequada aplicação da RM, técnicas de visão computacional foram combinadas em uma ferramenta capaz de reconstruir a ASTM do VL de maneira automática a partir de uma sequência de imagens do VL obtidas por US. Após a quantificação em cm^2 de todas as ASTM do VL obtidas pela técnica de RM ($n = 488$) e pela técnica de RA ($n = 488$), os resultados foram utilizados para investigarmos a validade da RA em mensurar a ASTM do VL. Nossos achados demonstraram boa validade com valores baixos de coeficiente de variação (1,51%) para RA em comparação com a RM. O gráfico de Bland-Altman apresentou baixo viés ($-0,01 \text{ cm}^2$; IC 95% = $0,04$, $-0,06$) e limites de concordância próximos ($+1,18 \text{ cm}^2$, $-1,19 \text{ cm}^2$) contendo 95% das comparações. Conclusão: A técnica de RA é válida para mensurar ASTM do VL em uma amostra heterogênea quando comparada a RM.

Palavras-chave: inteligência artificial; músculo esquelético; automatização; reconstrução manual

ABSTRACT

The aim of the present study was to propose and validate a tool based on computer vision techniques that allows for the automated reconstruction (AR) of the vastus lateralis (VL) muscular cross-sectional area (MCSA) from sequential images obtained using an ultrasound (US) machine. Methods: Four hundred and eighty-eight VL US image sequences were used for VL MCSA reconstruction. Two different reconstruction techniques were utilized. For the already validated manual reconstruction (MR) technique, the sequential images were manually adjusted until the MCSA of the VL was fully visible for each image sequence. For AR, computer vision techniques were combined in a tool capable of automatically reconstructing the MCSA of the VL based on the steps described for the proper application of MR. After the quantification in cm^2 of all VL MCSA by both MR ($n = 488$) and AR ($n = 488$) techniques, the results were used to investigate the validity of the AR in measuring VL MCSA from of sequential images of the VL obtained by US. Our findings demonstrated good validity with low coefficient of variation values (1.51%) for AR compared to MR. The Bland-Altman plot showed low bias (-0.01 cm^2 ; $\text{IC}_{95\%} = 0.04, -0.06$) and close limits of agreement ($+1.18 \text{ cm}^2, -1.19 \text{ cm}^2$) containing 95% of the comparisons. Conclusion: The AR technique is valid compared to MR when measuring VL MCSA in a heterogeneous sample.

Keywords: artificial intelligence; skeletal muscle; automation; manual reconstruction.

INTRODUÇÃO

O músculo esquelético é capaz de se adaptar às diferentes condições (STOKES et al., 2021). Enquanto a prática de programas de treinamento de força (TF) é capaz de promover aumento da área de secção transversa muscular (ASTM) (i.e., hipertrofia muscular), doenças musculares, desuso, destreinamento e envelhecimento estão associados a diminuição da ASTM (i.e., atrofia muscular) (HOLLOWAY et al., 2019; POWERS et al., 2016; STOKES et al., 2021). Essas alterações no músculo esquelético têm uma forte relação com o risco de morte por diversas causas, desempenho físico/esportivo e funcionalidade (LI et al., 2018; Reid et al., 2008; WALL et al., 2015). Portanto, é incontestável a necessidade de métodos/técnicas capazes de detectar com precisão alterações na ASTM tanto na pesquisa científica como na prática clínica (HAUN et al., 2019; STOKES et al., 2021).

Vários métodos têm sido utilizados para mensurar a ASTM (HAUN et al., 2019; STOKES et al., 2021). Dentre esses métodos destaca-se a aquisição da ASTM por meio de imagens de ressonância magnética (IRM). Esse método apresenta alto poder de diferenciação entre os tecidos, possibilita visualizar toda a ASTM em apenas uma imagem, e possui como a única fonte de erro humano considerável a delimitação manual da ASTM (Figura 1A) (HAUN et al., 2019). Nesse sentido, esse método é considerado o padrão ouro para determinação da ASTM, e apresenta alta confiabilidade (i.e., coeficiente de variação [CV] < 1% entre teste e reteste) (AHTIAINEN et al., 2010; LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004; STOKES et al., 2021). No entanto o equipamento utilizado para obtenção da IRM apresenta elevado custo e baixa disponibilidade, dificultando sua utilização no âmbito da pesquisa científica e prática clínica. Como alternativa a IRM, a ultrassonografia (US) tem sido utilizada para obtenção da ASTM (LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004; STOKES et al., 2021). Assim como a IRM, a US apresenta alta capacidade de diferenciação entre os tecidos, contudo, apresenta um menor custo, além de ser mais acessível e portátil (AHTIAINEN et al., 2010; LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004; STOKES et al., 2021). Por outro lado, as dimensões das imagens adquiridas pela sonda do US não permitem a visualização completa da ASTM, especialmente em músculos como o vasto lateral (VL) (AHTIAINEN et al., 2010; LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004; STOKES et al., 2021). Para músculos como o VL é necessário a obtenção de imagens sequenciais de US para posterior reconstrução manual (RM) da ASTM (Figura 1B).

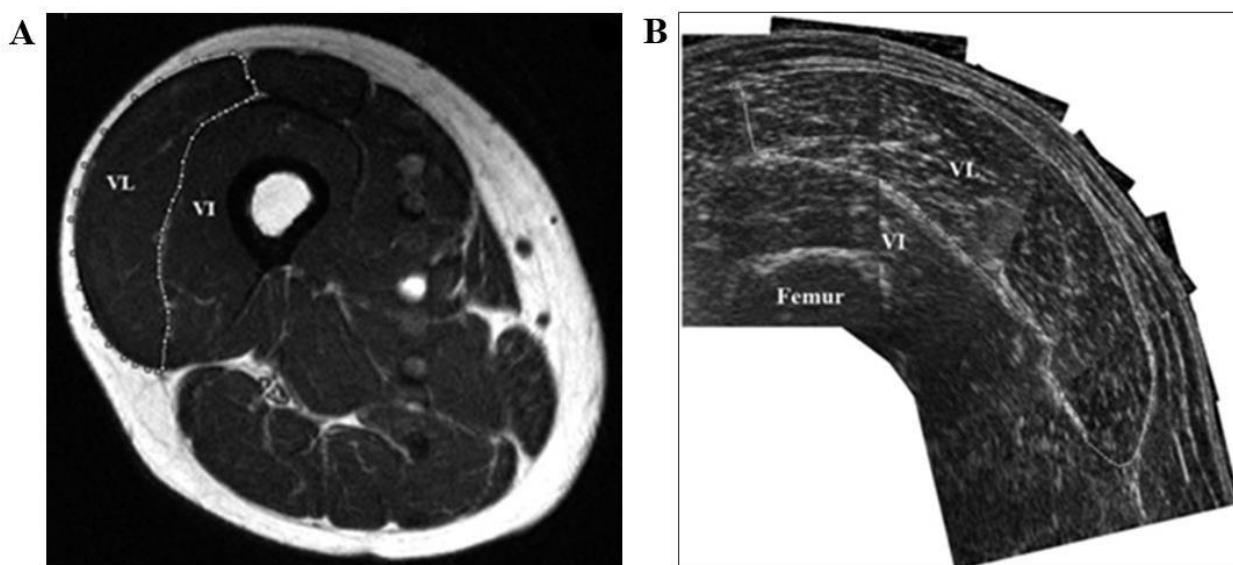


Figura 1. Imagem representativa da reconstrução manual da área de secção transversa (ASTM) do vasto lateral (VL) adaptado de Lixandrão et al. (2014). A) imagem obtida por ressonância magnética (IRM); B) imagens sequenciais de ultrassonografia.

A RM da ASTM do VL a partir de imagens sequenciais de US foi validada por Reeves et al. (2004) para idosos e posteriormente ampliada para outras populações pelo nosso grupo (LIXANDRÃO et al., 2014). Para adequada utilização desta técnica, alguns cuidados são necessários para garantir imagens sequenciais fidedignas e de boa qualidade a partir da US, especialmente para o músculo VL. Por exemplo, a pele deve ser transversalmente demarcada a cada 2 centímetros (Figura 2A) para fornecer uma orientação do deslocamento da sonda da região medial do VL para a lateral (LIXANDRÃO et al., 2014). Para toda captura de imagem uma quantidade generosa de gel condutor deve ser utilizada entre a sonda linear e a pele, de modo que seja possível a visualização de uma região escura (gel condutor) na imagem, abaixo da sonda linear e acima da pele (Figura 2B) (LIXANDRÃO et al., 2014). Após cada captura, o operador pode recompor sua melhor postura e readequar a camada de gel antes de realizar a próxima aquisição. Cuidados como estes são essenciais para que as imagens sequenciais sejam adquiridas exatamente no mesmo plano transversal da coxa do indivíduo e sem pressão alguma da sonda linear sobre a pele.

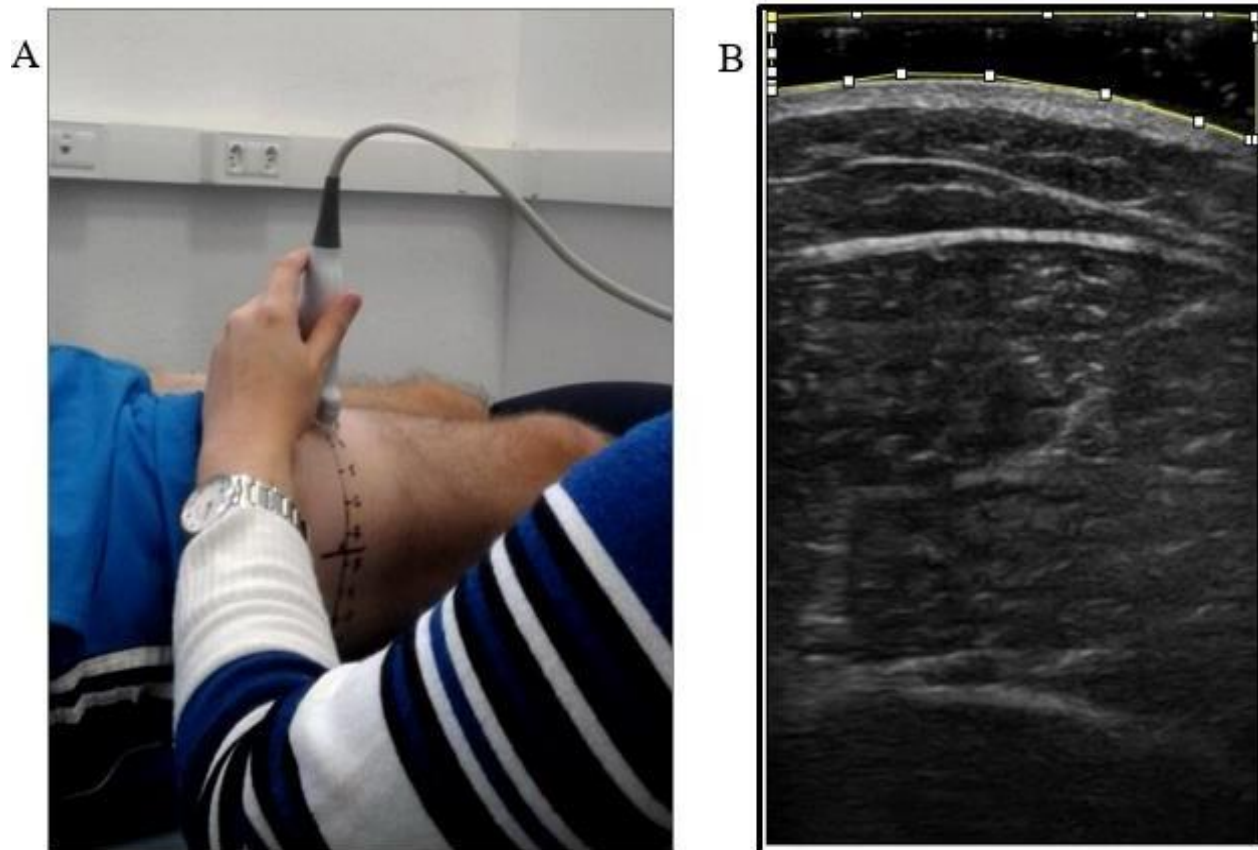


Figura 2. A) Imagem representativa do ponto de coleta demarcado transversalmente a cada 2 cm para orientar o deslocamento da sonda de ultrassonografia. B) Imagem representativa do espaço ocupado pelo gel condutor generosamente aplicado entre a sonda e a pele em uma imagem de ultrassonografia (US) do vasto lateral.

Após a aquisição das imagens sequenciais, o avaliador utiliza regiões de interesse presentes na imagem (e.g., aponeurose superior, aponeurose profunda e fêmur) como referencial para realização da RM e posterior delimitação/quantificação da ASTM do VL que fora reconstruída (LIXANDRÃO et al., 2014). No método de RM da ASTM do VL a partir de imagens sequenciais de US, temos como principais fontes de erro humano a aquisição das imagens, RM e delimitação da ASTM.

Embora essas fontes de erro possam ser diminuídas por meio da familiarização e treinamento do avaliador, o processo de quantificação da ASTM do VL pela técnica de RM demanda bastante tempo e pode sofrer grande influência do avaliador, principalmente quando um grande número de montagens é realizado. Uma maneira de contornar esses problemas, pode ser a utilização de algoritmos associados a US que foram desenvolvidos para possibilitar

a aquisição em tempo real da imagem da ASTM do VL completa de forma panorâmica (Figura 3A) (Ahtiainen et al., 2010; Franchi et al., 2020).

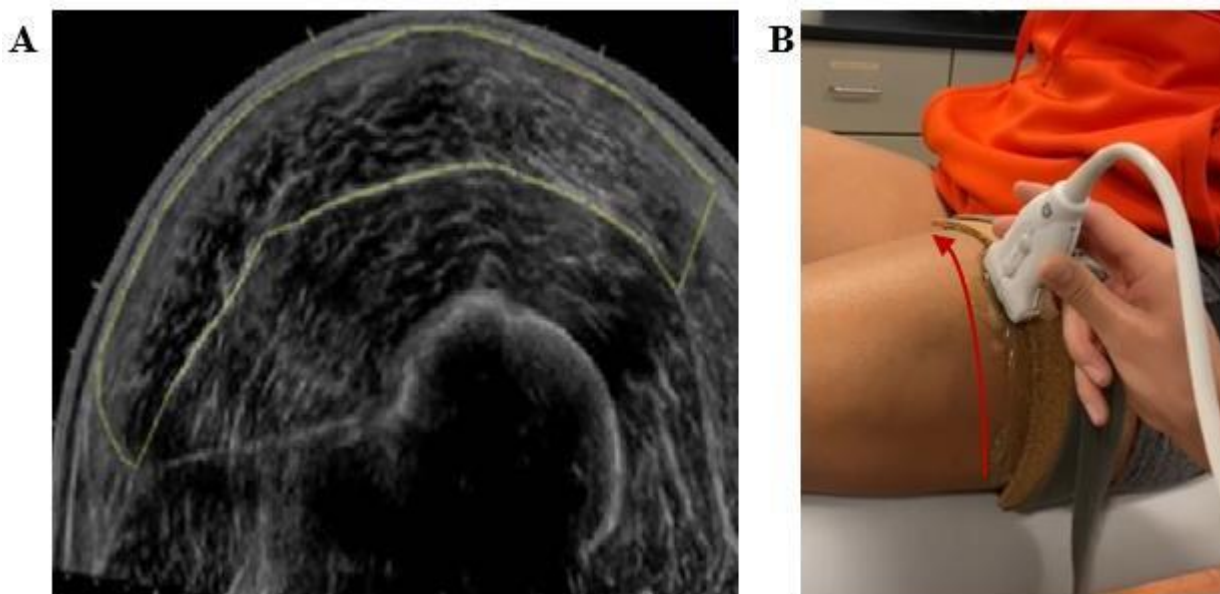


Figura 3. A) Imagem representativa da área de secção transversa do vasto lateral obtida por ultrassonografia panorâmica, adaptado de Ahtiainen et al. (2010). B) Imagem representativa do deslocamento da sonda linear em uma aquisição de imagem da área de secção transversa do vasto lateral obtida por ultrassonografia panorâmica.

Contudo, a sensibilidade deste procedimento de avaliação pode ser consideravelmente dependente da técnica do operador e da região onde será aplicado (BELMONTE et al., 2022). Adicionalmente, pode apresentar uma variação entre ~2% e 14% comparado a ASTM obtidas a partir de IMR (AHTIAINEN et al., 2010; Scott et al., 2012; VALERA-CALERO et al., 2021). Essa grande variação pode ser atribuída às diferenças entre os equipamentos e padronização do procedimento de coleta das imagens (e.g., uso da sonda linear exclusivamente vs. suportes e adaptações para deslocamento da sonda). Porém, independente da sonda utilizada, a aquisição de imagens por meio da US panorâmica exige um deslocamento contínuo da sonda, o que não permite uma velocidade e pressão constantes ao longo de toda superfície curvilínea da coxa para captura a ASTM (AHTIAINEN et al., 2010; STOKES et al., 2021). Além disso, não é possível manter uma mesma camada de gel condutor durante o deslocamento da sonda, tendo em vista que o próprio deslocamento contribui para espalhar o gel (Figura 3B) e interrupções na aquisição não são permitidas para que uma nova camada de gel seja adicionada (Figura 3B). Apesar de minimizar alguns problemas

decorrentes da RM a partir de imagens sequenciais, todos esses aspectos inerentes da US panorâmica contribuem para o aumento do CV das mensurações, o qual pode ser maior do que as mudanças na ASTM induzidas pelo treinamento de força (e.g., aumentos de 7-10% após 20 sessões) ou pelo envelhecimento (i.e., diminuições de 1-2% ao ano). Uma forma de diminuir o tempo gasto na RM, sem os problemas advindos da utilização da US panorâmica é automatizar reconstrução da ASTM do VL, mas a partir da aquisição de várias imagens sequenciais do VL, cuidadosamente adquiridas, assim como é realizado por meio de uma RM.

Uma tecnologia que possibilita automatizar a reconstrução da ASMT do VL é a visão computacional. A visão computacional é uma área da computação que em consonância com a inteligência artificial, tem como principal aplicação permitir a replicação de funções e operações de processos dependentes da visão humana, sobretudo os processos que envolvem imagens (MANDIĆ et al., 2020; NAWKA, 2016; SHIN et al., 2021). A visão computacional pode auxiliar na resolução de problemas complexos, imitando a cognição humana na sua habilidade em tomar decisões de acordo com informações contidas em imagens (HOUSTON et al., 1994; RONNEBERGER et al., 2015; SHIN et al., 2021). Interessantemente, na última década a visão computacional tem progredido no sentido de aprimorar a manipulação de imagens e visualização das estruturas anatômicas, fornecendo suporte à decisão médica para identificar, diagnosticar, monitorar e tratar distúrbios musculares (e.g., miopatia, miosite, distrofia muscular de Duchenne) (LIAO et al., 2021; MANDIĆ et al., 2020; SHIN et al., 2021). Contudo, até o presente momento, as técnicas de visão computacional ainda não foram utilizadas como ferramenta a fim de possibilitar a reconstrução automatizada (RA) da ASTM do VL a partir de imagens sequenciais de US.

OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo foi propor e validar uma ferramenta baseada em técnicas de visão computacional que possibilite a RA da ASTM a partir de imagens sequenciais do VL obtidas por meio de US.

MÉTODOS

Abordagem experimental

Para realização do presente estudo, foram utilizadas 700 sequências de imagens do VL obtidas por US. Cada sequência de imagens foi considerada uma unidade experimental. Das 700 unidades experimentais, 200 foram destinadas para treinamentos e procedimentos necessários no desenvolvimento da ferramenta de RA e 500 foram destinadas para comparações e análises estatísticas. Todas as sequências de imagens foram retiradas do banco de dados do Laboratório de Adaptações Neuromusculares ao Treinamento de Força (MuscuLab), adquiridas pelo mesmo equipamento de US, seguindo adequadamente os procedimentos descritos por Lixandrão et al. (2014). Utilizando fita métrica graduada em centímetros, um pesquisador experiente identificou a distância entre o epicôndilo lateral do fêmur e o trocânter maior. Em seguida, foi determinado o ponto de coleta, correspondente a 50% dessa distância. Uma faixa de velcro adesivo foi aplicada na região dos tornozelos, imobilizando um membro junto ao outro, evitando a movimentação durante o processo de coleta. Para orientar precisamente o deslocamento da sonda linear de US no modo-B, o ponto de coleta foi marcado com tinta semipermanente e, tanto na direção medial quanto na direção lateral, a pele foi graduada transversalmente a cada 2 cm (Figura 2A). Um equipamento de US modo B, com uma sonda linear ajustada em 7,5 MHz (*Samsung, MySono U6*, São Paulo, Brasil), foi utilizado para aquisição das imagens (Figura 2A). Durante todo tempo de uso da sonda linear, o gel de transmissão foi utilizado para garantir acoplamento acústico bem como a não compressão da epiderme. As imagens foram adquiridas no plano sagital a cada 2 cm, respeitando as marcações estabelecidas previamente. Para cada sujeito, a sequência de registros teve início na marca cutânea mais medial, terminando na mais lateral. Após serem retiradas do equipamento de US, em computador convencional, as imagens foram analisadas visualmente para aferir se estavam de acordo com o processo de coleta. Do total de 500 sequências de imagens de US provenientes do banco de dados do laboratório, 12 foram excluídas por não apresentarem características compatíveis com o processo de aquisição descrito por Lixandrão et al., (2014). Antes do início das análises, uma sub amostra ($n = 25$) foi utilizada para determinar reprodutibilidade intra-avaliador para os métodos de RM e RA a partir da determinação do erro típico ET e CV% com intervalos de 72 horas entre as avaliações. Cinco imagens de cada grupo com diferentes características (detalhes na sessão Amostra)

foram aleatoriamente escolhidas para originar uma sub amostra representativa do total de imagens. Após esse processo, todas as sequências de imagens de US (n = 488) foram recortadas e tiveram a ASTM do VL reconstruídas, tanto pela técnica de RM (Figuras 4A) quanto pela RA (Figuras 4B). Então, para cada sequência de imagens de US do VL, tínhamos duas imagens da ASTM do VL, uma para cada modelo de reconstrução (RA e RM). Para a quantificação, todas as imagens reconstruídas de ASTM do VL obtidas por RM e RA foram atreladas a números aleatórios e salvas em uma só pasta, em seguida quantificadas em cm² com utilização do *software Image J*. Após conclusão do processo de quantificação a tabela complementar dos números aleatórios foi aplicada, reagrupando as imagens quantificadas de acordo com os respectivos modelos de reconstrução (RM e RA) para posterior análise comparativa.

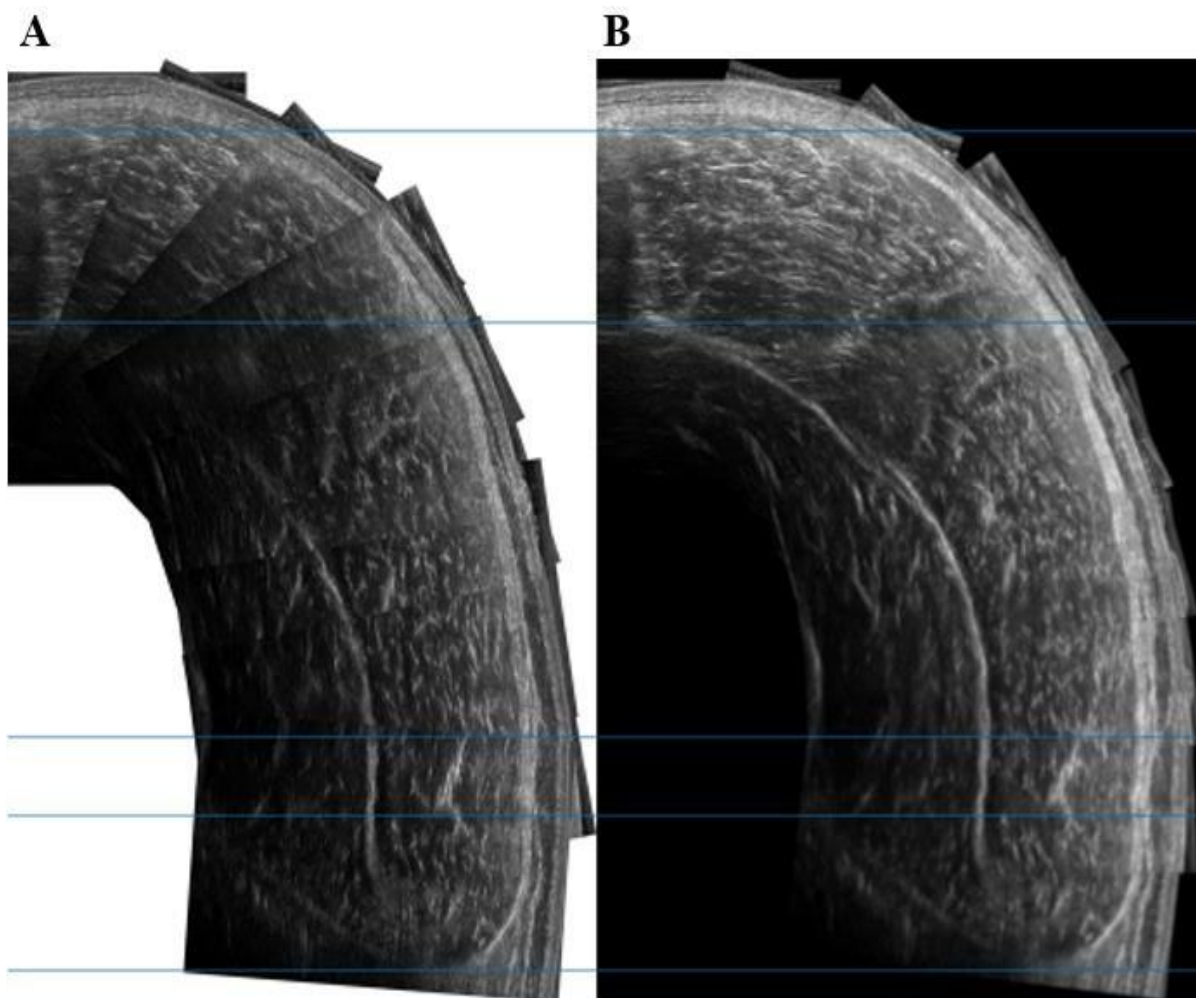


Figura 4. Imagem representativa dos resultados para cada processo de reconstrução da área de secção transversa muscular (ASTM) do vasto lateral (VL). A) Reconstrução manual (RM). B) Reconstrução automatizada (RA).

Amostra

A amostra foi composta por indivíduos do sexo feminino e masculino, com idade entre 18- 73, estatura entre 1,56 -1,85 m, massa corporal entre 58-120 kg e tempo de experiência com treinamento de força entre 0-9 anos. Optamos por uma amostra heterogênea para aumentar a possibilidade de extrapolação na ferramenta, visto que imagens provenientes de indivíduos idosos podem oferecer maior dificuldade no ajuste durante a RM, por apresentarem maior presença de tecido adiposo e menor nitidez das estruturas presentes na imagem, enquanto indivíduos com maior ASTM do VL (e.g., jovens com grande experiência em treinamento de força) necessitam de um número maior de imagens de US para posterior RM. Dessa forma, 488 amostras foram estratificadas de acordo com o nível de treinamento e idade, originando os grupos: jovens não treinados (sem experiência prévia com TF; n = 54), jovens pouco treinados (12 semanas de experiência com TF; n = 108), jovens treinados (pelo menos 12 meses de experiência com TF; n = 140), jovens bem treinados (pelo menos 12 meses de experiência + 12 semanas de protocolo experimental de TF; n = 140), idosos não treinados (sem experiência prévia com TF; n = 23) e idosos pouco treinados (12 semanas de experiência com TF; n = 23). Por se tratar do banco de dados do laboratório e momentos de coletas antes e após um período de treinamento de força, ao realizarmos a organização dos grupos, o mesmo indivíduo pode estar contido em dois diferentes grupos. Todas as análises foram realizadas em cada um dos subgrupos para avaliar a concordância entre os métodos frente a especificidade de cada subamostra.

Reconstrução manual (RM)

Após exportadas para computador convencional, todas as sequências de imagens (n = 488) foram analisadas e recortadas com *software ImageJ* (Figura 5) para obtenção de novas imagens contendo apenas a região referente a ultrassonografia. A régua de profundidade do equipamento de US faz parte da imagem total e foi utilizada para guiar o processo de recorte. Após recortadas, cada sequência de imagens foi aberta em *Power Point (Microsoft, USA)*, girada e ajustada adequadamente em sua antecessora (exceto a primeira) de maneira manual, reconstruindo toda ASTM do VL (Figura 4A).

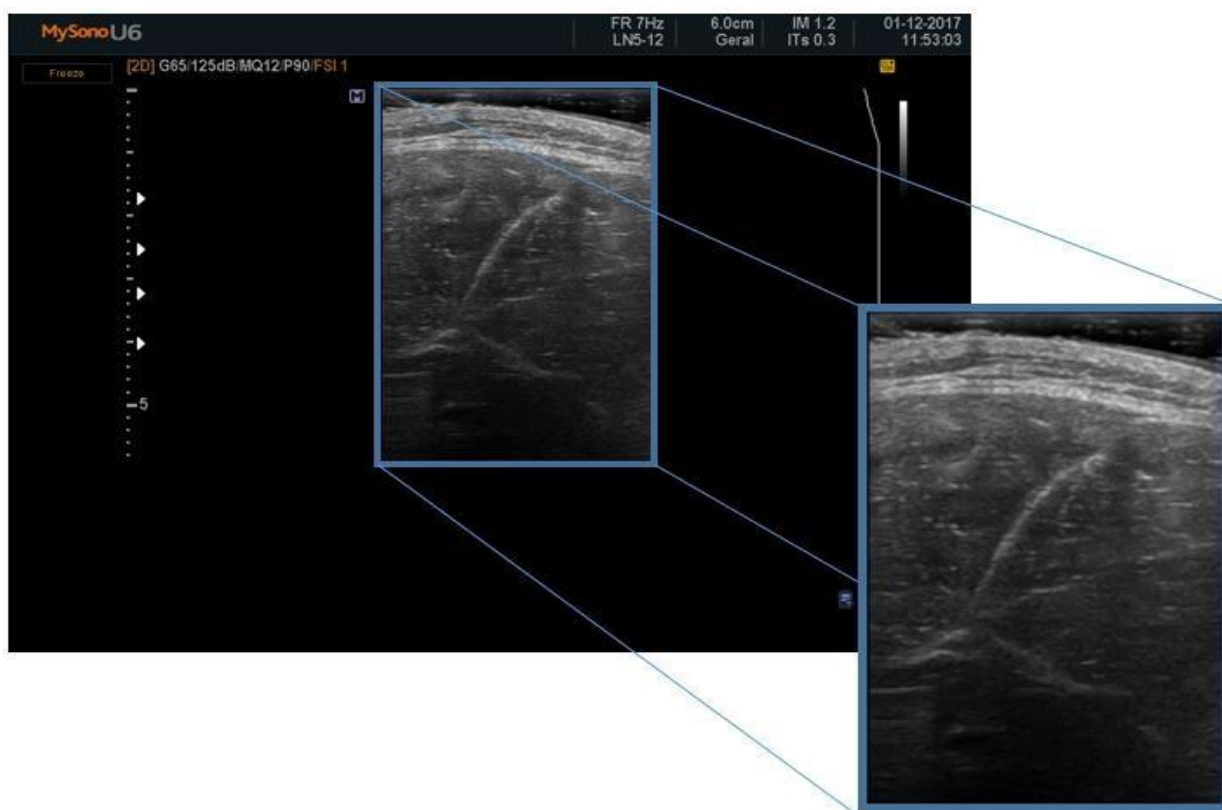


Figura 5. Imagem representativa da interface do software do equipamento de ultrassom (US). Corte de imagem manual com *software Image J*.

Em cada uma das imagens, estruturas como aponeurose superior, aponeurose profunda, fêmur e camadas da pele, aparecem com maior nitidez e, portanto, foram utilizadas como parâmetros para auxiliar a tomada de decisão em relação ao melhor ajuste entre as duas imagens. Em seguida a ASTM do VL foi delimitada pela ferramenta “polígono” do *software ImageJ*. Por fim, cada delimitação da ASTM do VL foi quantificada em cm^2 e os valores tabulados. A reprodutibilidade intra-avaliador das medidas de ASTM do VL no modelo de RM foram determinados pelo CV (1,19 %) e o ET (0,34 cm^2) com 72 horas de intervalo entre as duas mensurações.

Reconstrução Automatizada (RA)

Inicialmente, em computador convencional foi adicionado em uma pasta na área de trabalho todas as imagens de US. Para cada processo necessário para RA da ASTM do VL, foi desenvolvido um algoritmo na linguagem *python 3.8*. Para desenvolvimento do código foi utilizado um editor de código gratuito e *open source* (i.e., código aberto) desenvolvido pela *Microsoft*.

As bibliotecas utilizadas foram: *OpenCv*, *numpy*, *matplotlib*, *scipy.optimize*, *concurrent.futures*, *numba* e a arquitetura de rede neural do tipo *vgg_unet*. Mediante sucesso em cada etapa, os trechos de código concebidos para solucionar cada um dos passos necessários para RM, foram combinados para originar o processo de RA da ASTM do VL.

A técnica de processamento de imagens permite a manipulação das informações contidas em cada pixel da imagem, gerando uma nova imagem ideal para atender a solução do problema ou parte dele (LIAO et al., 2021; MANDIĆ et al., 2020; SHIN et al., 2021). Para o corte adequado das imagens, a técnica de processamento de imagem foi utilizada para realizar todos os cortes de uma só vez (Figura 6).

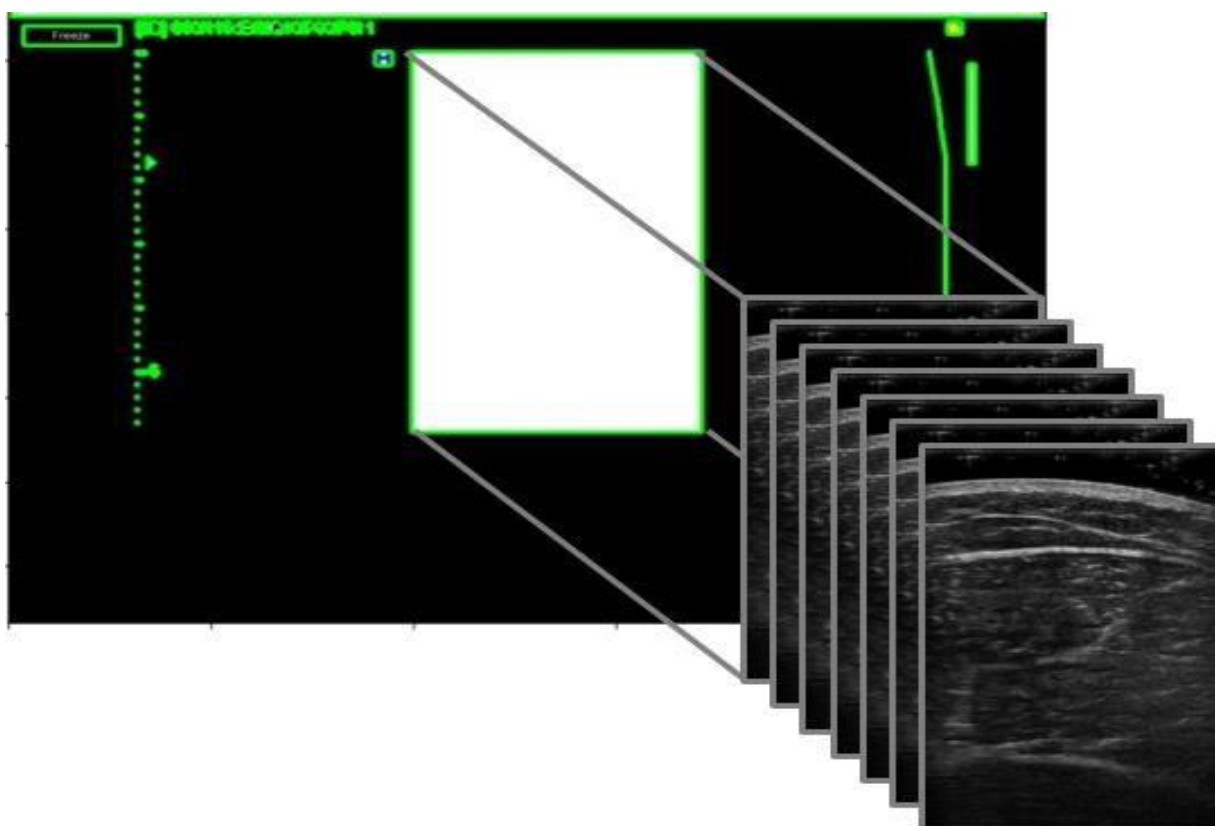


Figura 6. Imagem representativa da interface do *software* do equipamento de ultrassonografia (US). Representação do corte automatizado para múltiplas seqüências de imagens de uma só vez.

O algoritmo desenvolvido nesta etapa agrupa e sobrepõem todas as imagens adquiridas pela US e em seguida identifica e demarca em branco todos os pixels das imagens que são diferentes de 0. Os pixels diferentes de 0 compreendem a área documentada pela sonda do US (i.e., tecido muscular), enquanto os pixels identificados como 0 compreendem a área que não corresponde a

imagem do tecido muscular (i.e., fundo preto da imagem). Em seguida, o algoritmo separa do fundo preto, a maior área possível composta por pixels diferentes de 0, ou seja, a imagem do tecido muscular. Considerando, que inicialmente todas as imagens foram sobrepostas, esse corte é feito exatamente no mesmo local para todas as imagens da sequência, resultando em imagens de dimensões exatamente idênticas (Figura 6).

A técnica de segmentação semântica é capaz de classificar estruturas presentes em uma imagem (JOHNSON et al., 2016; SHIN et al., 2021). Esta ferramenta foi utilizada para a segmentação das regiões de interesse usadas como referências para RM da ASTM do VL (aponeurose superior, aponeurose profunda, pele e fêmur) separando as imagens em classes de interesse (HOUSTON et al., 1994; JOHNSON et al., 2016; RONNEBERGER et al., 2015). Para o modelo de segmentação semântica foi utilizado um tipo de arquitetura de rede neural chamada VGG *U-NET* (i.e., aprendizado supervisionado) bastante utilizado para segmentação de imagens biomédicas. Para o treinamento e validação do modelo utilizamos um conjunto 150 imagens retiradas randomicamente das 200 sequências de imagens reservadas para procedimentos necessários para o desenvolvimento da ferramenta. O aprendizado supervisionado consistiu em marcações manuais feitos pelo próprio pesquisador em 105 imagens do total de 150. Posteriormente, com as devidas anotações manuais, as 105 imagens foram destinadas ao treinamento. Após o treinamento, a validação foi realizada em 45 novas imagens inéditas para o modelo, respeitando uma relação de 70%/30% para treinamento e validação. A separação do coletivo de imagens em dois (i.e., treinamento e validação) é necessária para garantir a generalização do modelo. Essa aplicação identifica 5 estruturas de interesse em cada uma das imagens (i.e., fêmur [acurácia = 97,75], aponeurose profunda [acurácia = 97,31], aponeurose superior [acurácia = 98,01], pele [acurácia = 98,67] e espaço complementar [acurácia = 81,85]) (Figura 7A).

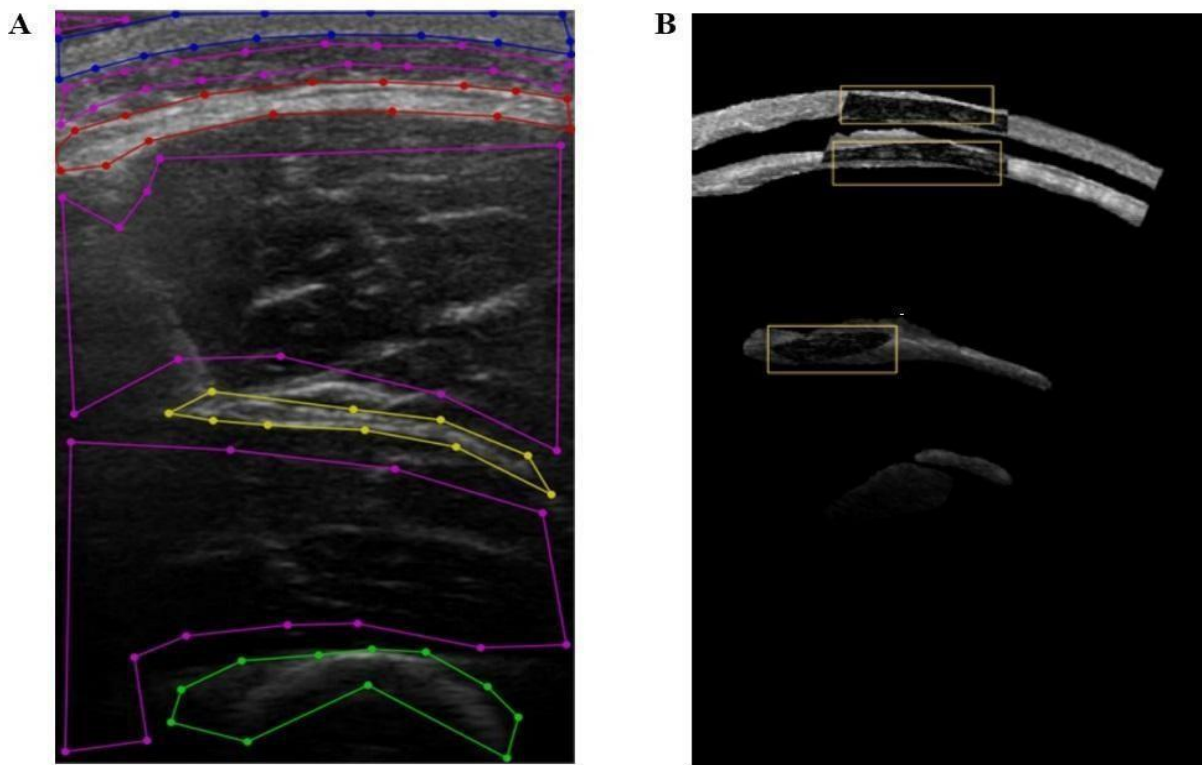


Figura 7. A) Imagem representativa do resultado do processo de segmentação semântica com delimitação por cores. Verde = fêmur, amarelo = aponeurose profunda, vermelho = aponeurose superior, azul = pele, rosa = espaço complementar. B) Imagem representativa das regiões de atuação do algoritmo evolutivo para determinação da melhor transformação da imagem N com a imagem N+1.

Em seguida, foi realizada a RA da ASTM do VL por meio da técnica de registro de imagem (*image registration*). A técnica de registro de imagem, permite o alinhamento espacial entre duas imagens dentro de um sistema de coordenadas comum 2D (HOUSTON et al., 1994; WOODS et al., 1998). Para otimizar este processo e encontrarmos o melhor alinhamento possível entre duas imagens, utilizamos a técnica de evolução diferencial que é uma ferramenta inspirada em mecanismos de seleção natural e na genética de populações, que visa encontrar a melhor solução do problema (STORN & PRICE, 1997). Para o desenvolvimento desse algoritmo, foi necessário levar em consideração aspectos da coleta das imagens e os referenciais utilizados pelo avaliador humano no método de RM. Nesse sentido, como a coleta das imagens foi realizada a cada 2 cm, uma zona de restrição de 2 cm foi determinada para que o algoritmo realizasse a busca pela melhor combinação entre as regiões de 2 imagens. Adicionalmente, a rotação necessária para o encaixe adequado entre duas imagens raramente excede os 25° durante a RM e, portanto, uma restrição

considerando 30° como rotação máxima permitida foi adicionada ao modelo. As restrições permitiram que a melhor combinação de pares de imagens fosse encontrada em um menor tempo computacional. Em seguida, o espaço complementar identificado pela segmentação semântica foi “eliminado” permitindo a imagem conter apenas as classes restantes (Figura 7B), possibilitando que entre cada par de imagens, a busca pela melhor combinação ocorresse somente entre nas regiões de de interesse. Para garantir a combinação entre as imagens sobrepostas (Figura 8A) a imagem a ser encaixada necessita passar por uma transformação.

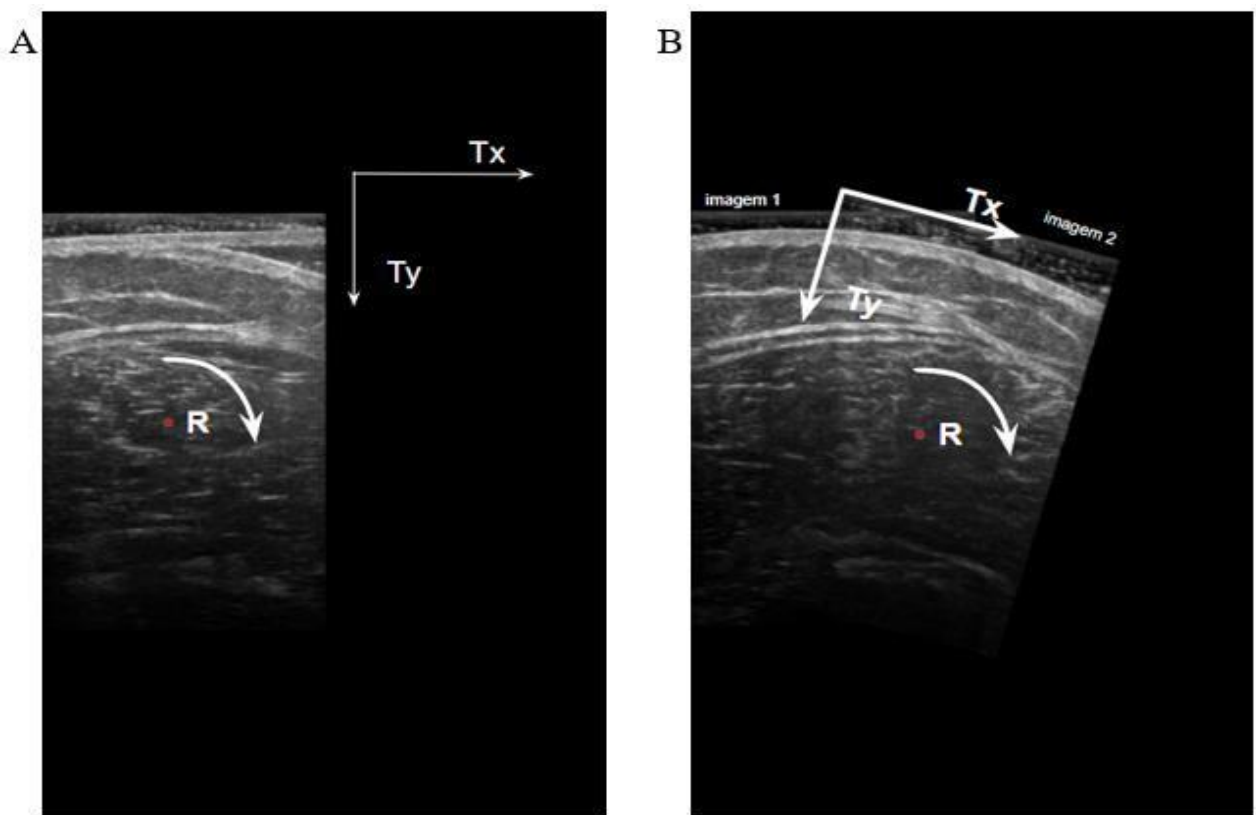


Figura 8. A) Imagem representativa da sobreposição de duas imagens de ultrassonografia do músculo vasto lateral (VL). B) Imagem representativa da melhor combinação entre um par de imagens de ultrassonografia do músculo vasto lateral onde Tx, Ty são translações nos eixos x e y respectivamente e R é uma rotação na direção do eixo y para o eixo x.

A transformação necessária para que a imagem N se encaixe perfeitamente na imagem N + 1 pode ser modelada pela função de 3 parâmetros $f(T_x, T_y, R)$ onde T_x , T_y são translações nos eixos x e y respectivamente e R é uma rotação na direção do eixo y para o eixo x. Como a Imagem N + 1 tem regiões em comum com a imagem N, para buscar os parâmetros necessários para o melhor encaixe possível (Figura 8B), a técnica de soma das diferenças absolutas é utilizada pixel

a pixel, de modo que o melhor encaixe possível acontecerá quando a soma das diferenças absolutas for a menor possível. Para otimização da solução de encaixe, a busca pela menor soma das diferenças absolutas foi realizada com base em um algoritmo de evolução diferencial (*differential evolution*) que se baseia em seleção natural e na genética de populações. O algoritmo utiliza operadores de mutação, cruzamento e seleção para gerar novos indivíduos em busca do mais adaptado (i.e., menor soma das diferenças absolutas possível). Para modelagem da otimização foi utilizado uma estratégia de evolução diferencial mundialmente estabelecida, conhecida como *best1bin*. O tamanho da população foi de 100, o número máximo de iterações foi de 100, a taxa de mutação foi de 0,5 e a taxa de recombinação foi de 0.7. Uma vez que todas as melhores combinações possíveis entre os pares de imagens são encontradas, a combinação ocorre em sequência, de modo que, ao final do processo, a última imagem terá recebido todas as combinações e a primeira nenhuma. Como resultado do final desse processo, a RA da ASTM do VL foi concluída de forma similar ao método de RM (Figura 8B). É importante ressaltar para utilizações futuras da RA, caso o equipamento de US apresente características de imagens discrepantes do utilizado no presente estudo (i.e., *Samsung, MySono U6*, São Paulo, Brasil, com sonda linear ajustada em 7,5 MHz), é possível que sejam necessárias pequenas edições de código nos valores referentes a altura e largura das imagens que serão utilizadas. Todas as sequências de imagens ($n = 488$) foram submetidas a RA. Em seguida, todas as ASTM foram delimitadas pela ferramenta “polígono” do *software Image J*. Por fim, cada delimitação da ASTM do VL foi quantificada em cm^2 . A reprodutibilidade intra-avaliador das medidas de ASTM do VL no modelo de RA foram determinados pelo CV (0,94 %) e o ET (0,27 cm^2) com 72 horas de intervalo.

Análise estatística

As análises foram realizadas com o total de 488 unidades experimentais com intuito de avaliar a confiabilidade e concordância entre os métodos de reconstrução frente a uma amostra grande e heterogênea. Para comparação entre RM e RA todos os procedimentos foram realizados nos softwares *Graph Pad prism*. O ET ($\text{ET} = \text{desvio padrão (DP) da diferença entre as medidas RM e RA} / \sqrt{2}$) e CV ($\text{CV} = [\text{ET da diferença entre as medidas RM e RA} / \text{médias dos valores RM e RA}] \times 100$) foram utilizados para confiabilidade entre os métodos. A concordância entre RM e RA foi determinada pela técnica de Bland-Altman, os limites de concordância, viés e seus respectivos intervalos de confiança foram determinados seguindo adequadamente as descrições de

Bland-Altman (BLAND & ALTMAN, 1986). Uma regressão linear foi utilizada para verificar quanto da diferença entre RM e RA em cada unidade experimental é determinado pela média entre RM e RA em cada amostra. O nível de significância foi estabelecido como $p < 0,05$. O coeficiente de correlação de Pearson foi usado para determinar a associação dos valores de ASTM obtidos por RM e RA, o nível de significância também foi estabelecido como $p < 0,05$. Para os dois métodos de reconstrução (RM e RA), a reprodutibilidade da medida foi verificada em uma amostra representativa das características do todo ($n = 25$) utilizando o erro típico (ET) da medida ($ET = \text{Desvio padrão (DP) da diferença entre as medidas pré e pós 72 horas} / \sqrt{2}$), também expresso em porcentagem como coeficiente de variação (CV) da medida ($CV = [ET \text{ da diferença entre as medidas pré e pós 72 horas} / \text{médias dos valores pré e pós 72 horas}] \times 100$) (HOPKINS, 2000). Também calculamos a Mudança Mínima Detectável de 95% (MDD) a partir da equação discutida em (WEIR, 2005).

RESULTADOS

Características da amostra

Nossa amostra total foi subdividida em sub grupos de acordo com o nível de experiência com TF i) jovens não treinados (6 meses sem a realização de TF); ii) jovens pouco treinados (i.e. formado pelo grupo de jovens não treinados após concluírem um programa sistematizado de TF com duração de 3 meses); iii) jovens treinados; iv) jovens bem treinados (i.e. formado pelo grupo de jovens treinados após concluírem um programa sistematizado de TF com duração de 3 meses); v) idosos não treinados e; vi) idosos pouco treinados (i.e. formado pelo grupo de idosos não treinados após concluírem um programa sistematizado de TF com duração de 3 meses). As características da amostra são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1. Características da amostra utilizada antes de ser submetida a um programa sistematizado de treinamento de força para as comparações entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA). Dados expressos em média \pm desvio padrão.

Variáveis	Jovens não treinados	Jovens treinados	Idosos não treinados
N	54	140	23
Idade (anos)	22,96 \pm 3,57	26,32 \pm 3,46	66,17 \pm 5,00
MC (kg)	75,01 \pm 15,12	80,01 \pm 9,83	71,92 \pm 10,11
Estatura (m)	1,76 \pm 0,06	1,78 \pm 0,05	1,63 \pm 0,08
IMC (Kg/m ²)	24,11 \pm 4,01	25,58 \pm 2,07	27,03 \pm 3,20
TF (meses)	0,00 \pm 0,00	56,96 \pm 34,74	0,00 \pm 0,00

MC = Massa corporal, IMC = Índice de massa corporal, TF = treinamento de força.

Comparações entre RM e RA

Para a confiabilidade na comparação entre os métodos RM e RA (n = 488) o ET foi de 0,43

cm² (1,51%). O coeficiente de correlação de Pearson (P) foi de $R = 0,99$ ($p < 0,0001$). O gráfico de Bland-Altman apresentou viés de $-0,010$ cm² (IC 95% = 0,04, -0.06) e limites de concordância de $-1,19$ a $1,18$ cm² (Figura 12). O coeficiente de determinação foi de $R^2 = 0,02$ (Tabela 2). Todos os parâmetros (ET, CV, R, Bland-Altman e R^2) utilizados na comparação entre os métodos (RM e RA) em cada grupo foram apresentados na Tabela 2. A MDD foi de $0,95$ cm² (3,31%) para RM e de $0,76$ cm² (2,66%) para RA.

Tabela 2. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) em cada um dos grupos, nos parâmetros: Viés da técnica de Bland-Altman (δ), limite de concordância superior (LCS), limite de concordância inferior (LCI), coeficiente de determinação (R^2), coeficiente de correlação de Pearson (R), erro típico (ET), coeficiente de variação (CV) e tamanho amostral (N).

Variáveis	Jovens não treinados	Jovens pouco treinados	Jovens treinados	Jovens bem treinados	Idosos Não treinados	Idosos Pouco treinados	Geral
ASTM RM (cm ²)	23,178 ± 5,32	24,51 ± 5,15	31,83 ± 5,28	33,63 ± 5,14	17,06 ± 5,18	17,19 ± 5,27	28,38 ± 7,53
ASTM RA (cm ²)	23,25 ± 5,23	24,61 ± 5,06	31,72 ± 5,29	33,61 ± 5,13	17,14 ± 5,25	17,37 ± 5,36	28,40 ± 7,45
Viés (δ)	-0,08	-0,10	0,11	0,02	-0,10	-0,18	-0,01
IC 95% δ	-0,23, 0,10	-0,22, 0,02	0,01, 0,23	-0,11, 0,12	-0,19, 0,33	-0,41, 0,05	0,04, -0,06
LCS (+ Θ)	1,03	1,09	1,31	1,23	1,12	0,87	1,18
IC 95% + Θ	0,77, 1,29	0,92, 1,33	1,13, 1,49	1,15, 1,43	0,68, 1,58	0,49, 1,28	1,13, 1,24
LCI (- Θ)	-1,18	-1,29	-1,08	-1,20	-1,27	-1,23	-1,19
IC 95% - Θ	-1,44, -0,91	-1,51, -1,11	-1,25, -0,95	-1,38, -1,02	-1,73, -0,82	-1,63, -0,83	-1,25, -1,14
R^2	0,02	0,02	0,02	0,00	0,01	0,03	0,02
Slope	0,01	0,01	0,02	0,00	-0,01	-0,02	0,01
R	0,99	0,99	0,99	0,99	0,98	0,99	0,99
ET (cm ²)	0,42	0,40	0,43	0,43	0,43	0,49	0,42
CV (%)	1,79	1,63	1,36	1,30	2,53	2,20	1,51

IC 95% δ = Intervalo de confiança de 95% do viés. IC 95% + Θ = Intervalo de confiança de 95% do limite de concordância superior. IC 95% - Θ = Intervalo de confiança de 95% do limite de concordância inferior.

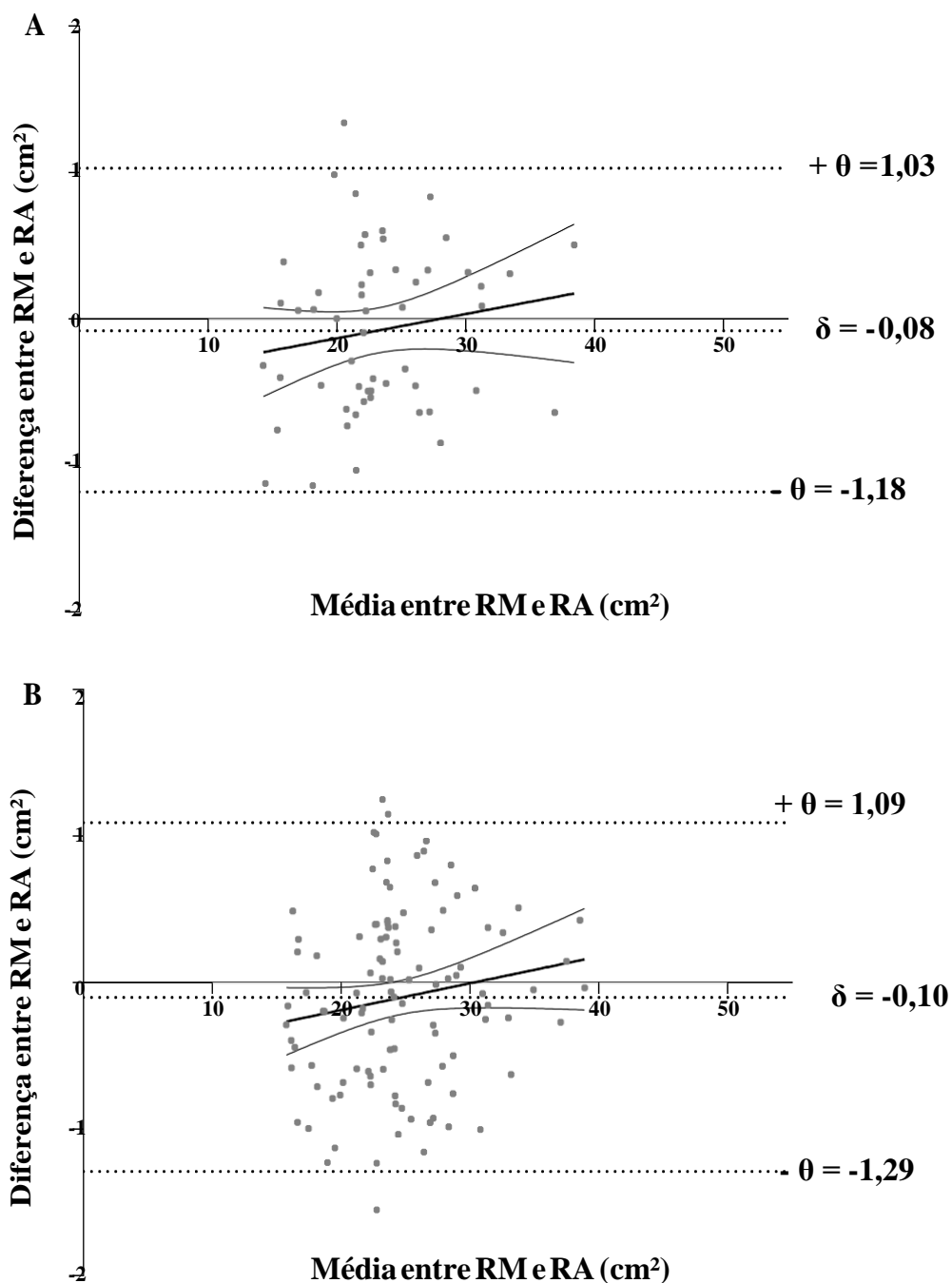


Figura 9. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) Jovens não treinados, com 98,15% dos casos dentro dos limites de concordância. B) Jovens pouco treinados com 97,22% dos casos dentro dos limites de concordância (B). δ = viés, $+\theta$ = limite de concordância superior, $-\theta$ = limite de concordância inferior.

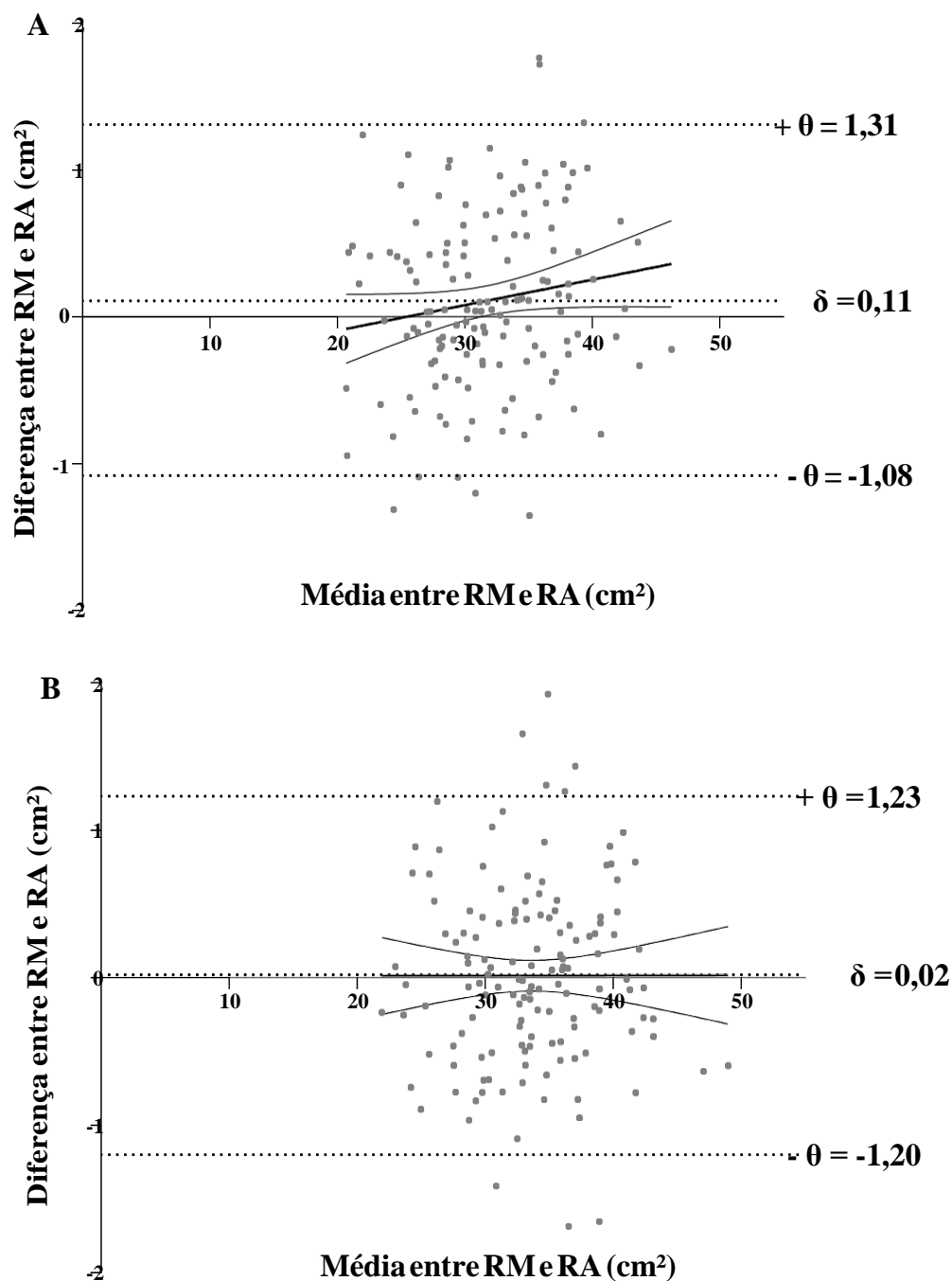


Figura 10. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) Jovens treinados com 96,30% dos casos dentro dos limites de concordância. B) Jovens bem treinados com 95,00% dos casos dentro dos limites de concordância (B). Δ = viés, $+\Theta$ = limite de concordância superior, $-\Theta$ = limite de concordância inferior.

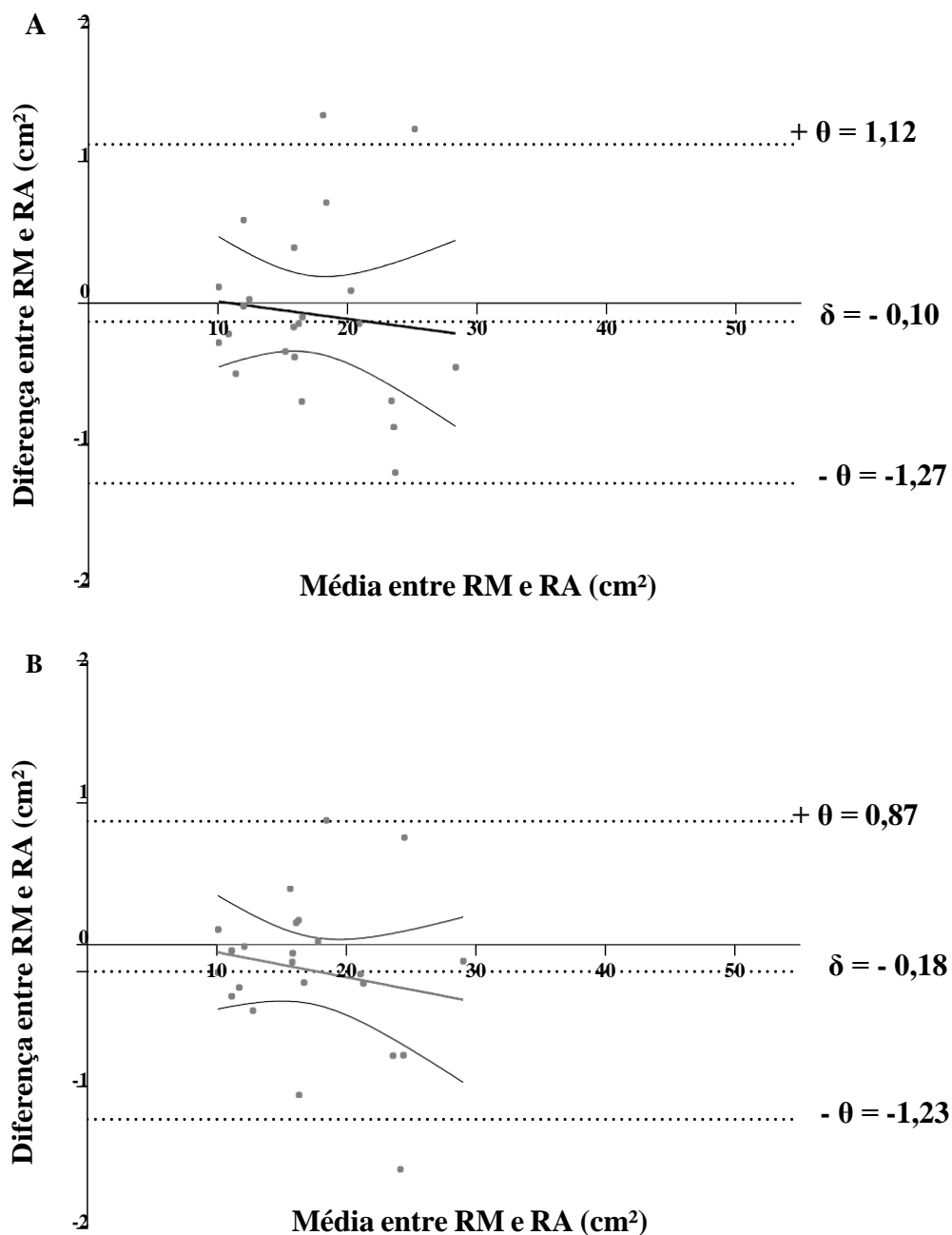


Figura 11. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear. A) Idosos não treinados com 91,25% dos casos dentro dos limites de concordância. B) Idosos pouco treinados com 95,65% dos casos dentro dos limites de concordância (B). δ = viés, $+\theta$ = limite de concordância superior, $-\theta$ = limite de concordância inferior.

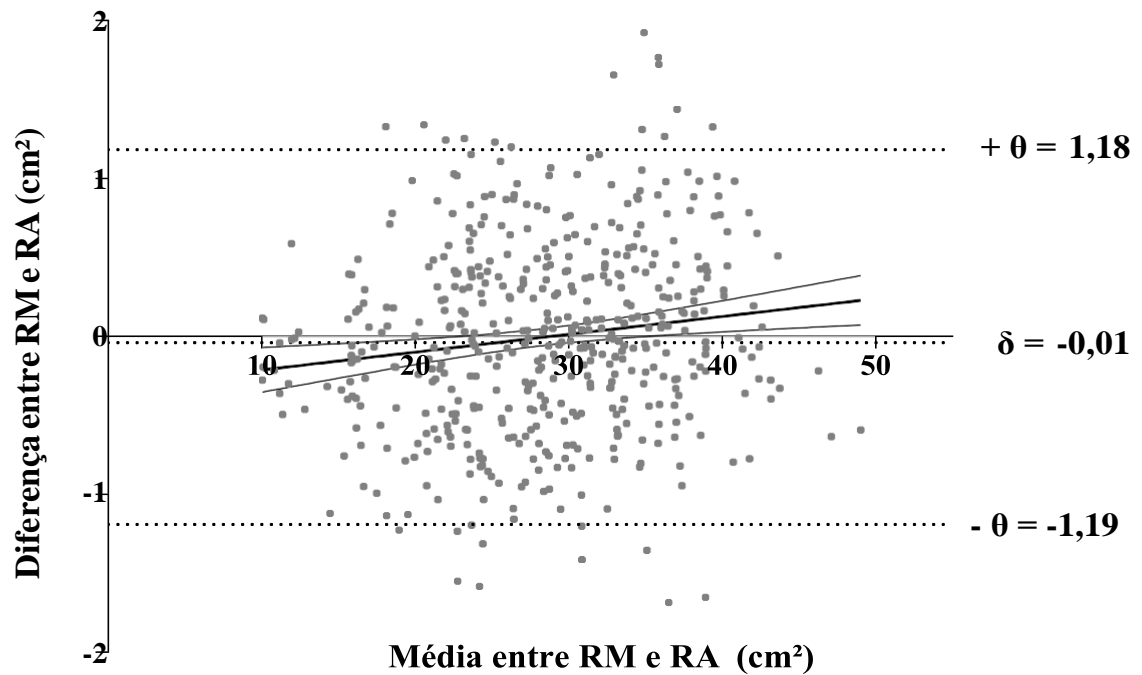


Figura 12. Comparação entre os métodos de reconstrução manual (RM) e reconstrução automatizada (RA) por Bland-Altman e regressão linear para todas as amostras (geral) com 95.35% dos casos dentro dos limites de concordância. δ = viés, $+\theta$ = limite de concordância superior, $-\theta$ = limite de concordância inferior.

DISCUSSÃO

Segundo nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo que propôs a RA da ASTM a partir de imagens sequenciais do VL obtidas por US. Para isso, nós utilizamos uma amostra heterogênea composta por 488 seqüências de imagens de US e comparamos a RA com a técnica de RM. Em comparação com a RM, nossos principais achados demonstraram pequenos valores de ET e CV, sugerindo que a mensuração da ASTM do VL a partir da RA produziu medidas confiáveis. Ao avaliar a concordância entre os métodos, encontramos um baixo valor para o viés, sugerindo boa concordância em mensurações a partir da RA da ASTM do VL comparado a RM. Deste modo, nossos achados sugerem que a RA das imagens sequenciais de US é válida para mensurar a ASTM do VL.

Tem sido sugerido que a US modo B pode oferecer imagens de alta qualidade com boa capacidade de diferenciação entre os tecidos. No entanto, devido a estreita zona de aquisição da maioria das sondas (e.g., 4 cm), a US é comumente usada para mensurações unidimensionais (1D) como a espessura muscular, a qual é possível por meio de apenas uma imagem obtida através de uma sonda convencional. Buscando uma medida bidimensional (2D) por meio da US, como a ASTM, Reeves et al. (2004) desenvolveram uma técnica capaz de reconstruir toda a ASTM do VL a partir do ajuste manual de imagens sequenciais de US (i.e., RM). Posteriormente, nosso grupo confirmou e ampliou a validade da RM a partir de uma amostra maior e mais heterogênea (LIXANDRÃO et al. 2014). A partir de então, o nosso (BERGAMASCO et al., 2020; DAMAS et al., 2016; LIXANDRAO et al., 2016; NÓBREGA et al., 2018; SCARPELLI et al., 2020) e outros grupos (LASEVICIUS et al., 2018; STOKES et al., 2021) vem utilizando essa técnica frequentemente com o objetivo de investigar os efeitos do TF na ASTM. Contudo, o método de RM sofre influência do erro humano advindo da reconstrução da ASTM, como inconstâncias nas tomadas de decisões durante o ajuste das imagens. O erro humano pode ser ainda maior quando um grande número de amostras é analisado, fazendo com que em muitos casos a RM e a posterior quantificação da ASTM seja realizada de modo fracionado, visando diminuir o cansaço do avaliador e, conseqüentemente, o erro humano. Todo esse processo para garantir a qualidade dos resultados faz com que o tempo entre a aquisição das imagens e a obtenção dos resultados aumente substancialmente.

Nesse sentido, o presente estudo propôs a automatização da reconstrução da ASTM do VL (i.e., RA). Para atestar a confiabilidade da técnica de RA utilizamos o ET e o CV% para comparar

a técnica com a RM já estabelecida, como proposto por estudos que comparam diferentes metodologias de análise da ASTM (AHTIAINEN et al., 2010; LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004). O presente estudo apresentou baixos valores de $ET = 0,43\text{cm}^2$ e $CV = 1,51\%$ com uma amostra altamente heterogênea em relação a idade dos indivíduos e o tempo de experiência com treinamento de força ($n = 488$). Ao comparar as duas técnicas (RM vs. RA), considerando as subdivisões amostrais com base na idade e experiência com treinamento de força, nota-se que o maior valor de CV ocorre justamente na população de idosos ($n = 23$) sem experiência prévia com treinamento de força (RM vs. RA; $CV = 2,53\%$). Por outro lado, menores valores de CV ocorreram em populações jovens com considerável experiência com TF (RM vs. RA; $CV = 1,36\%$ para jovens treinados e $CV = 1,30\%$ para jovens bem treinados). Uma possível explicação para essas discrepâncias observadas pode ser a notável diferença de qualidade visual entre as imagens sequenciais de US destas populações (idosos não treinados vs. jovens bem treinados). Por exemplo, componentes musculares (e.g., qualidade muscular, tamanho muscular, qualidade óssea, aponeuroses e quantidade de tecido adiposo) sofrem grande influência do processo de envelhecimento (HUSSAIN et al., 2021; LI et al., 2018; POWERS et al., 2016; STOKES et al., 2021), afetando substancialmente as regiões de interesse utilizadas pela RA. Desse modo, é plausível sugerir que a menor nitidez e diferenciação entre estruturas presentes na imagem podem dificultar a efetividade da RA para obter a ASTM do VL. Por outro lado, maiores índices de nitidez e diferenciação entre as estruturas presentes nas imagens podem aumentar a efetividade. Assim, a utilização da RA da ASTM do VL a partir de imagens sequenciais de US em amostras específicas (e.g., idosos) deve ser realizada com cautela e adequada interpretação dos valores de ET e CV determinados. Além da confiabilidade, a validade de uma nova técnica deve ser testada comparando seu nível de concordância ao de outra técnica já estabelecida. Nesse sentido, o nível de concordância entre técnicas pode ser investigado pela análise de Bland-Altman (BLAND & ALTMAN, 1986). A concordância entre as técnicas de RM e RA apresentou viés pequeno com 95,35% das comparações contidas dentro dos limites de concordância (Figura 12). Esses resultados sugerem que a RA não subestima ou superestima a medida da ASTM comparado a RM para uma amostra grande e heterogênea ou segmentada por idade e nível de treinamento. O coeficiente de determinação R^2 foi baixo ($R^2 = 0,02$) sugerindo que as diferenças entre RM e RA não é influenciada pelo tamanho da ASTM independente da amostra como um todo ou subdividida (Tabela 2). Coletivamente, nossos resultados sugerem que a RA é uma técnica válida para a

mensuração da ASTM do VL em uma amostra grande e heterogênea ou segmentada por idade e experiência com TF comparado a RM.

Assim como a US panorâmica, a utilização da RA para mensuração da ASTM do VL automatiza a reconstrução da imagem. Contudo, a RA possibilita que essa reconstrução seja realizada a partir de imagens sequenciais de boa qualidade, obtidas de forma similar ao método de RM, mas sem os problemas observados na US panorâmica como a dificuldade no deslocamento da sonda com velocidade constante, exercer pressão mínima sobre a pele, manutenção do uso de gel ao longo da aquisição de imagem, impossibilidade da manutenção da postura e uso de adaptações de suportes de sonda. Embora a utilização da RA não seja um processo isento de erros, as inconstâncias nas aplicações de padrões e tomadas de decisão durante o processo de corte e ajuste das imagens de US são sempre com base nos mesmos parâmetros. Portanto, são aplicados de maneira similar em todo conjunto de imagens sequenciais de US analisadas, sem influência de variações em tomadas de decisão e queda de desempenho humano decorrente de cansaço físico e mental. A RA também possibilita a redução da carga de trabalho envolvida ao longo de todo processo. Dessa forma, o desempenho humano é preservado para as demais tarefas envolvidas no processo de mensuração da ASTM do VL (e.g., delimitação manual da ASTM). Em conjunto, esses aspectos da RA possibilitam que pesquisas futuras incluam um número amostral maior em seus experimentos. Embora os resultados do presente estudo apontem a validade adequada da técnica de RA quando comparada a já estabelecida RM, é extremamente importante salientar que a RA resolve apenas o problema da reconstrução da ASTM do VL a partir de imagens sequenciais do VL obtidas por US. Desse modo, tanto a aquisição das imagens sequenciais de US que serão utilizadas, quanto à delimitação da ASTM do VL para cálculo da área em cm^2 , devem ser realizados com o rigor metodológico proposto pelos estudos que validaram essas técnicas (LIXANDRÃO et al., 2014; REEVES et al., 2004).

CONCLUSÃO

Em conclusão, a técnica de RA é válida para mensurar ASTM do VL em uma amostra grande e heterogênea quando comparada a RM.

REFERÊNCIAS

AHTIAINEN, J. P., HOFFREN, M., HULMI, J. J., PIETIKÄINEN, M., MERO, A. A., AVELA, J., & HÄKKINEN, K. (2010). Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *Eur J Appl Physiol*, 108(2), 273-279. doi:10.1007/s00421-009-1211-6.

BERGAMASCO, J. G. A., DA SILVA, D. G., BITTENCOURT, D. F., DE OLIVEIRA, R. M., JÚNIOR, J. C. B., CARUSO, F. R., LIBARDI, C. A. (2020). Low-Load Resistance Training Performed to Muscle Failure or Near Muscle Failure Does Not Promote Additional Gains on Muscle Strength, Hypertrophy, and Functional Performance of Older Adults. *J Strength Cond Res*. doi: 10.1519/jsc.0000000000003632.

BLAND, J. M., & ALTMAN, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.

DAMAS, F., PHILLIPS, S. M., LIXANDRÃO, M. E., VECHIN, F. C., LIBARDI, C. A., ROSCHEL, H., UGRINOWITSCH, C. (2016). Early resistance training-induced increases in muscle cross-sectional area are concomitant with edema-induced muscle swelling. *Eur J Appl Physiol*, 116(1), 49-56. doi:10.1007/s00421-015-3243-4.

FISHER, A. G., SEABORNE, R. A., HUGHES, T. M., GUTTERIDGE, A., STEWART, C., COULSON, J. M., JARVIS, J. C. (2017). Transcriptomic and epigenetic regulation of disuse atrophy and the return to activity in skeletal muscle. 31(12), 5268-5282. doi:10.1096/fj.201700089RR.

FRANCHI, M. V., FITZE, D. P., HANIMANN, J., SARTO, F., & SPÖRRI, J. (2020). Panoramic ultrasound vs. MRI for the assessment of hamstrings cross-sectional area and volume in a large athletic cohort. *Sci Rep*, 10(1), 14144. doi:10.1038/s41598-020-71123-6.

HAUN, C. T., VANN, C. G., ROBERTS, B. M., VIGOTSKY, A. D., SCHOENFELD, B. J., &

ROBERTS, M. D. (2019). A Critical Evaluation of the Biological Construct Skeletal Muscle Hypertrophy: Size Matters but So Does the Measurement. *Frontiers in physiology, 10*, 247-247. doi:10.3389/fphys.2019.00247.

HERNÁNDEZ-BELMONTE A, MARTÍNEZ-CAVA A, PALLARÉS JG. Panoramic ultrasound requires a trained operator and specific evaluation sites to maximize its sensitivity: A comprehensive analysis of the measurement errors. *Physiol Behav.* 2022 Feb 9:113737. doi: 10.1016/j.physbeh.2022.113737.

HOLLOWAY, T. M., MCGLORY, C., MCKELLAR, S., MORGAN, A., HAMILL, M., AFEYAN, R., PHILLIPS, S. M. (2019). A Novel Amino Acid Composition Ameliorates Short-Term Muscle Disuse Atrophy in Healthy Young Men. *Frontiers in nutrition, 6*, 105-105. doi:10.3389/fnut.2019.00105.

HOPKINS, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med, 30*(1), 1-15. doi:10.2165/00007256-200030010-00001.

HOUSTON, A., KEMP, P., & MACLEOD, M. J. N. M. C. (1994). 50. Automatic regions of interest using image registration. *15*(3), 207.

HUSSAIN, S. N. A., SANDRI, M., & GOUSPILLOU, G. (2021). Editorial: Autophagy and Mitophagy in Skeletal Muscle Health and Disease. *Frontiers in physiology, 12*, 703458-703458. doi:10.3389/fphys.2021.703458.

LI, R., XIA, J., ZHANG, X. I., GATHIRUA-MWANGI, W. G., GUO, J., LI, Y., SONG, Y. (2018). Associations of Muscle Mass and Strength with All-Cause Mortality among US Older Adults. *Medicine and science in sports and exercise, 50*(3), 458-467. doi:10.1249/mss.0000000000001448.

LIAO, A. H., CHEN, J. R., LIU, S. H., LU, C. H., LIN, C. W., SHIEH, J. Y., TSUI, P. H. (2021). Deep Learning of Ultrasound Imaging for Evaluating Ambulatory Function of Individuals with

Duchenne Muscular Dystrophy Diagnostics (Basel). doi:10.3390/diagnostics11060963.

LIXANDRÃO, M. E., DAMAS, F., CHACON-MIKAHIL, M. P., CAVAGLIERI, C. R., UGRINOWITSCH, C., BOTTARO, M., LIBARDI, C. A. (2016). Time Course of Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy in the Elderly. *J Strength Cond Res*, 30(1), 159-163. doi:10.1519/jsc.0000000000001019.

LIXANDRÃO, M. E., UGRINOWITSCH, C., BOTTARO, M., CHACON-MIKAHIL, M. P. T., CAVAGLIERI, C. R., MIN, L. L., LIBARDI, C. A. (2014). Vastus Lateralis Muscle Cross-sectional Area Ultrasonography Validity for Image Fitting in Humans. 28(11), 3293-3297. doi:10.1519/jsc.0000000000000532.

MANDIĆ, M., RULLMAN, E., WIDHOLM, P., LILJA, M., DAHLQVIST LEINHARD, O., GUSTAFSSON, T., & LUNDBERG, T. R. (2020). Automated assessment of regional muscle volume and hypertrophy using MRI. *Scientific Reports*, 10(1), 2239. doi:10.1038/s41598-020-59267-x.

MELVIN, M. N., SMITH-RYAN, A. E., WINGFIELD, H. L., FULTZ, S. N., & ROELOFS, E. J. (2014). Evaluation of Muscle Quality Reliability and Racial Differences in Body Composition of Overweight Individuals. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40(9), 1973-1979. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2014.03.012.

NÓBREGA, S. R., UGRINOWITSCH, C., PINTANEL, L., BARCELOS, C., & LIBARDI, C. A. (2018). Effect of Resistance Training to Muscle Failure vs. Volitional Interruption at High- and Low- Intensities on Muscle Mass and Strength. *J Strength Cond Res*, 32(1), 162-169. doi:10.1519/jsc.0000000000001787.

Nwawka, O. K. (2016). Update in Musculoskeletal Ultrasound Research. *Sports Health*, 8(5), 429- 437. doi:10.1177/1941738116664326.

PALMER, T. B., AKEHI, K., THIELE, R. M., SMITH, D. B., & THOMPSON, B. J. (2015).

Reliability of Panoramic Ultrasound Imaging in Simultaneously Examining Muscle Size and Quality of the Hamstring Muscles in Young, Healthy Males and Females. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 41(3), 675-684. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2014.10.011

POWERS, S. K., LYNCH, G. S., MURPHY, K. T., REID, M. B., & ZIJDEWIND, I. (2016). Disease-Induced Skeletal Muscle Atrophy and Fatigue. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(11), 2307- 2319. doi:10.1249/MSS.0000000000000975

REEVES, N. D., MAGANARIS, C. N., & NARICI, M. V. (2004). Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 91(1), 116-118. doi:10.1007/s00421-003-0961-9.

REID, K. F., NAUMOVA, E. N., CARABELLO, R. J., PHILLIPS, E. M., & FIELDING, R. A. (2008). Lower extremity muscle mass predicts functional performance in mobility-limited elders. *The journal of nutrition, health & aging*, 12(7), 493-498. doi:10.1007/BF02982711

RONNEBERGER, O., FISCHER, P., & BROX, T. (2015). *U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation*, Cham.

SCARPELLI, M. C., NÓBREGA, S. R., SANTANIELO, N., ALVAREZ, I. F., OTOBONI, G. B., UGRINOWITSCH, C., & LIBARDI, C. A. (2020). Muscle Hypertrophy Response Is Affected by Previous Resistance Training Volume in Trained Individuals. *J Strength Cond Res*. doi:10.1519/jsc.0000000000003558

SCOTT, J. M., MARTIN, D. S., PLOUTZ-SNYDER, R., CAINE, T., MATZ, T., ARZENO, N. M., PLOUTZ-SNYDER, L. (2012). Reliability and Validity of Panoramic Ultrasound for Muscle Quantification. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 38(9), 1656-1661. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2012.04.018

SHIN, Y., YANG, J., LEE, Y. H., & KIM, S. (2021). Artificial intelligence in musculoskeletal

ultrasound imaging. *Ultrasonography*, 40(1), 30-44. doi:10.14366/usg.20080.

STOKES, T., TRIPP, T. R., MURPHY, K., MORTON, R. W., OIKAWA, S. Y., LAM CHOI, H., PHILLIPS, S. M. (2021). Methodological considerations for and validation of the ultrasonographic determination of human skeletal muscle hypertrophy and atrophy. 9(1), e14683. doi:10.14814/phy2.14683

STORN, R., & PRICE, K. (1997). Differential Evolution – A Simple and Efficient Heuristic for global Optimization over Continuous Spaces. *Journal of Global Optimization*, 11(4), 341-359. doi:10.1023/A:1008202821328

VALERA-CALERO, J. A., OJEDO-MARTÍN, C., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C., CLELAND, J. A., ARIAS-BURÍA, J. L., & HERVÁS-PÉREZ, J. P. (2021). Reliability and Validity of Panoramic Ultrasound Imaging for Evaluating Muscular Quality and Morphology: A Systematic Review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 47(2), 185-200. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2020.10.009

WALL, B. T., J. P. MORTON AND L. J. C. VAN LOON (2015). "Strategies to maintain skeletal muscle mass in the injured athlete: Nutritional considerations and exercise mimetics." *European Journal of Sport Science* 15(1): 53-62. doi: 10.1080/17461391.2014.936326.

WEIR, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1). doi: 10.1519/15184.1.

WOODS, R. P., GRAFTON, S. T., HOLMES, C. J., CHERRY, S. R., & MAZZIOTTA, J. C. (1998). Automated Image Registration: I. General Methods and Intrasubject, Intramodality Validation. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 22(1). doi: 10.1097/00004728-199801000-00027.

APÊNDICE

Apêndice A - Link de acesso ao repositório que contém o código completo.

https://github.com/DaSilvaDG/muscle_measure