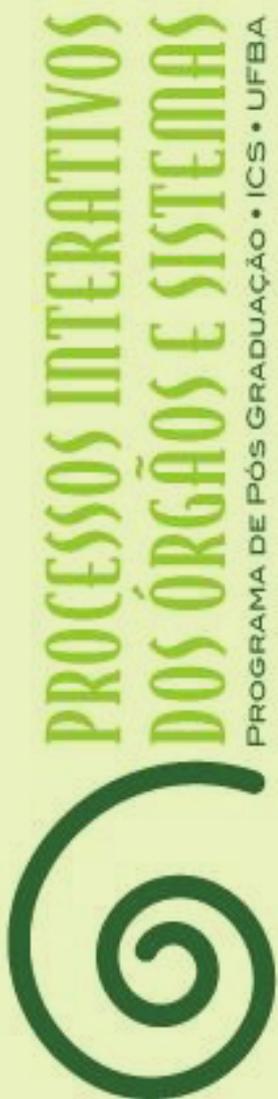


**Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior**



**VALORES DE REFERÊNCIA E  
EQUAÇÃO PREDITORA DA  
FORÇA MUSCULAR ISOMÉTRICA  
DOS MEMBROS SUPERIORES EM  
INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Salvador  
2022

Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior

**VALORES DE REFERÊNCIA E EQUAÇÃO PREDITORA DA FORÇA  
ISOMÉTRICA DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor.

**Orientador:** Prof. Dr. Mansueto Gomes Neto

**Financiamento:** Tese de doutorado realizada com apoio financeiro da FAPESB, bolsa n.º 981/2018.

Salvador  
2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Nepomuceno Júnior, Balbino Rivail Ventura.

Valores de referência e equação preditora da força isométrica dos membros superiores em indivíduos saudáveis / Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior. - 2022.

139 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Mansueto Gomes Neto.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Salvador, 2022.

1. Dinamometria manual. 2. Dinamômetro de força muscular. 3. Força muscular. 4. Contração isométrica. 5. Membros superiores. 6. Valores de referência. 7. Voluntários - Pesquisa. I. Gomes Neto, Mansueto. II. Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas. III. Título.

CDD 612.741 - 23. ed.

Elaborada por Maria Auxiliadora da Silva Lopes - CRB-5/1524



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
Instituto de Ciências da Saúde



PROCESSOS INTERATIVOS  
DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO - ICS - UFBA



---

**TERMO DE APROVAÇÃO DA DEFESA PÚBLICA DE TESE**

**BALBINO RIVAIL NEPOMUCENO JÚNIOR**

**VALORES DE REFERÊNCIA E EQUAÇÃO PREDITORA DA FORÇA ISOMÉTRICA  
MÁXIMA DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Salvador, Bahia, 09 de novembro de 2022.

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

DocuSigned by:

*Cristiano SENA DA CONCEIÇÃO*

80C70D685580404

---

**PROF. DR. CRISTIANO SENA DA CONCEIÇÃO (Examinador Interno)**

DocuSigned by:

*Micheli Bernardone Saquetto*

0230174E56C34C8

---

**PROFA. DRA. MICHELI BERNADONE SAQUETTO (Examinadora Interna)**

DocuSigned by:

*Fernanda Warken Rosa Camelier*

303425044D9D41C

---

**PROFA. DRA. FERNANDA WARKEN ROSA CAMELIER (Examinadora Externa)**

DocuSigned by:

*Marco Antonio Almeida Matos*

8065202C723C4C0

---

**PROF. DR. MARCO ANTONIO ALMEIDA MATOS (Examinador Externo)**

DocuSigned by:

*Vitor Oliveira Carvalho*

CC80604439234D3

---

**PROF. DR. VITOR OLIVEIRA CARVALHO (Examinador Externo)**

Dedico todo essa conquista à minha família, em especial a Tatiana, Cauã e Nina, aos meus pai,s Balbino e Ângela, e às irmãs Carla e Renata.

## AGRADECIMENTOS

Gratidão parece a palavra de ordem ao final de cada fase da nossa vida. Em um passo como a realização de um doutorado, não seria jamais diferente. É parte do processo de doutoramento exercitar a capacidade de trabalhar em grupo, de ser habilitado a criar uma teia de colaboração para a construção de um pesquisa que impacte o estado da arte atual sobre um tema. E com isso já se percebe que o ato de tornar-se doutor não pode ser realizado sozinho e, portanto, nunca poderá ser mérito de apenas uma pessoa, mas colaboração de alguns neste processo de titulação.

Agradeço em primeiro lugar aos meus pais, sr. Balbino e dona Ângela, que de um jeito simples e instintivo inculcaram em mim o desejo de estudar, a necessidade de evoluir, possibilitando questionar, duvidar e assim criar as primeiras perguntas de investigação da minha existência.

Agradeço a minhas irmãs Carla e Renata cujo padrão de qualidade, responsabilidade e ética sempre foram prisma com que me formaram não só como pessoa, como profissional, professor e pesquisador.

Agradeço imensamente a Tatiana, minha companheira que, diferente dos outros, escolheu entrar e ficar na minha vida. Sua presença é a personificação de somar ao outro e trouxe para minha vida a organização, o planejamento e o controle que sempre precisei.

Agradeço às minhas duas fontes de energia: Cauã, que desde sempre me ensinou a ser aguerrido e sereno ao mesmo tempo, e Nina, que me agrega a capacidade de se relacionar com o mundo com todo o carisma e charme.

No agradecimento nunca poderia de estar meu exemplo acadêmico, o doutor Mansueto Gomes Neto, ser humano incrível, de uma inteligência astronômica e de coração muito maior. Agradeço meu eterno professor por acreditar no meu potencial e me dar tantas ferramentas para evoluir.

Agradecimento especial para as colegas do grupo *Acesso Restrito*, criado despretensiosamente no início da jornada do doutorado, mas que teve papel fundamental e insubstituível como combustível para superar cada obstáculo dos muitos superados ao longo - e quão longos - desses quatro anos de formação: Seres, Flaviane, Aline, Mariana e Renata, muito obrigado!

Agradecer aos colegas que colaboraram diretamente com a coleta da pesquisa, dentre os mestres, especialistas, fisioterapeutas, educadores físicos e acadêmicos. Em especial a Karla, Kamilla, Manoela, Ingara, Thiago Melo, Francisco e Celso, fundamentais em momentos decisivos.

Gratidão às centenas de incentivadores, entre amigos, colegas de trabalho, alunos, professores, admiradores e seguidores. Essa conquista é, em diferente proporção, de cada um de vocês.

“Uma jornada de mil milhas  
começa com um passo.”

*Lao Tzu*

NEPOMUCENO JÚNIOR, Balbino Rivail Ventura. *Valores de referência e equação preditora da força isométrica dos membros superiores em indivíduos saudáveis*. 2022. Orientador: Mansueto Gomes Neto. 139 f. il. Tese (Doutorado em Processos Interativos de Órgãos e Sistemas), Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador.

## RESUMO

**Introdução:** A força muscular é um domínio de grande importância do sistema musculoesquelético, sendo sua magnitude e função relacionadas com homeostasia e prevenção de diversas condições, contudo, ainda é limitado na literatura o número de estudos que investiguem instrumentos que quantifiquem a força isométrica para membros superiores, mesmo este sendo um método quantitativo versátil, de baixo custo e de fácil aplicabilidade, ademais da lacuna na literatura quanto a valores de referência que delimitem a magnitude de força isométrica esperada para indivíduos de 18 a 80 anos. A presente tese se propõe a fazer uma maior investigação das propriedades de medida de um protocolo de avaliação estabelecido, com objetivo geral de estabelecer os valores de referência e equação preditora de força isométrica para músculos dos membros superiores em indivíduos saudáveis de 18 a 80 anos. **Método:** Trata-se de uma abordagem quantitativa, descritiva, de delineamento transversal e estudo foi desenvolvido mediante o uso de quatro estratégias metodológicas processuais. Em um primeiro momento (artigo 1), descreveu-se o protocolo de avaliação da força isométrica máxima para dez dos principais grupos musculares dos membros superiores; no segundo momento, estudou-se a confiabilidade e reprodutibilidade entre dois métodos de uso do DHH [U1] [BN2] para membro superior; na sequência, foi investigada a validação concorrente da avaliação com o DHH, em comparação com o instrumento padrão ouro para avaliação de força, o dinamômetro isocinético; no momento final da investigação, estabeleceram-se os valores normativos do pico de torque para a contração isométrica dos principais grupos musculares dos membros superiores, assim como criaram-se as equações preditoras para os mesmos movimentos [U3] [BN4]. **Resultados:** Descreveu-se um protocolo de avaliação prático, a partir da padronização dos posicionamentos e métodos de medida já relatados na literatura, tornando-o factível e intuitivo para avaliadores com conhecimento em biomecânica. Identificou-se que o método de avaliação com DHH não fixado, onde o examinador estabiliza o equipamento com a própria mão durante a avaliação, apresenta confiabilidade e reprodutibilidade excelentes, superiores ao método fixado com fita inelástica. Quando comparado ao instrumento de avaliação padrão ouro, a avaliação da força isométrica máxima com o DHH demonstrou validade concorrente de moderada-forte à excelente. A comparação ao dinamômetro isocinético demonstrou também que o DHH apresenta capacidade diagnóstica de acurácia excelente, assim como concordância muito elevada. A presente tese também estabeleceu os valores de referência para força isométrica máxima para os dez principais grupos musculares dos membros superiores, para membro dominante e não-dominante. Tal estudo criou as equações preditoras de normalidade, utilizando-se das variáveis peso, idade, sexo, em uma amostra composta por brasileiros. **Discussão:** Estabeleceu-se um protocolo de avaliação em posição supino, visando a maior [U5] [BN6] reprodutibilidade em diversas populações. A padronização do tempo de contração, assim como do intervalo de repouso, foi convergente, com base em métodos já descritos anteriormente na literatura. Divergente aos estudos descritos para membros inferiores, na presente tese foi observado que o método não fixado apresenta excelentes confiabilidade e reprodutibilidade, quando o protocolo é dominado pelos avaliadores. A validação do protocolo proposto é excelente, assim como estudos prévios em alguns casos em que é feita com métodos similares ao adotado na presente tese. A tese traz dados inéditos de valores de referência e equação preditora para amostra composta por brasileiros, possibilitando a partir daí novos estudos com populações específicas e com grupos de risco para fraqueza muscular. **Conclusão:** A avaliação da força isométrica máxima dos membros superiores, por meio do DHH, é prática, válida, acurada e concordante com a avaliação com o dinamômetro isocinético. Tal domínio apresenta valores de referência e equações preditoras já estabelecidas, contando com variáveis preditoras de fácil acesso, devendo ser encorajado o uso rotineiro desse método de avaliação e diagnóstico na investigação da saúde muscular.

**Descritores:** dinamometria manual; dinamômetro de força muscular; força muscular; valores de referência, voluntários

NEPOMUCENO JÚNIOR, Balbino Rivail Ventura. *Reference values and predictive equation for isometric strength of the upper limbs in healthy individuals*. 2022. 139 s. ill. (Thesis) Doctorate in Processos Interativos de Órgãos e Sistemas – Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia.

## ABSTRACT

**Introduction:** Muscle strength is one of the most important domains of the musculoskeletal system, it is already known that strong and healthy muscle is related to a more harmonious functioning of the systems of the human body, however is still limited in the literature the number of studies that investigate and validate the routine use of instruments for quantitative evaluation of peak torque isometric contraction for upper limbs (MMSS), which emerges as a versatile quantitative method, low cost, and easy applicability. In addition to the gap of having delimitation in the literature of reference values, as well as predictive equations of the maximum isometric force evaluated by the handheld dynamometer (DHH). This thesis proposes to further investigate the measurement properties of an established evaluation protocol. This study aimed to establish the reference values and predictive equation of isometric strength for MMSS muscles in healthy individuals aged 18 to 80 years. **Method:** This study had a quantitative, descriptive, cross-sectional approach and was developed using four procedural methodological strategies. At first (article 1), the protocol of evaluation of maximum isometric strength for 10 of the main muscle groups of the upper limbs was described, in the second moment was studied the reliability and reproducibility between two methods of use of DHH for upper limb. Subsequently, the concurrent validation of the evaluation with DHH was investigated, compared to the "gold standard" instrument for strength assessment, the isokinetic dynamometer (DI), at the end of the investigation, The normative values of the peak torque for the isometric contraction of the main muscle groups of the MMSS were established, as well as the predictive equations for the limbs movements. **Results:** In article 1, a practical evaluation protocol was described from the standardization of the positions and measurement methods already reported in the literature, making it feasible and intuitive for evaluators with knowledge in biomechanics. In the second article, it was found that the method not fixed, where the examiner stabilizes the DHH with his own hand during the evaluation, presented excellent reliability and reproducibility, superior to the method fixed with inelastic tape compared. In the third study the evaluation of maximum isometric strength with DHH demonstrated concurrent validity of moderate-strong to excellent when compared to ID, its diagnostic ability has excellent accuracy, agreement compared to the gold standard method in the literature. The fourth article established the reference values for maximum isometric strength for 10 of the main muscle groups of the upper limbs, for dominant and non-dominant limbs. This study created the predictive equations of normality, using the variables weight, age, sex. **Discussion:** It was established a protocol of evaluation in supine position, aiming that it could be replicated in several environments and conditions. The standardization of the contraction time as well as the rest interval was convergent with methods previously described in the literature. Divergent from the studies described for lower limbs, in this thesis it was observed that the method not fixed presents excellent reliability and reproducibility when the protocol is well trained and dominated by the evaluators. The validation of the proposed protocol is excellent, as well as previous studies, in some cases with methods similar to that adopted in this thesis. The thesis brings unpublished data of reference values and predictive equation for sample composed by Brazilian, enabling new studies with specific populations and risk groups for muscle weakness. **Conclusion:** The evaluation of the maximum isometric strength of the MMSS through the DHH is practical, valid, accurate and in agreement with the evaluation with the DI. This domain has established reference values and predictive equations, with easily accessible predictive variables, and the routine use of this method of evaluation and diagnosis in the investigation of muscle health should be encouraged.

**Keywords:** manual dynamometry; muscle strength dynamometer; muscle strength; reference values; volunteers.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Gráfico de <i>Bland Altman plots</i> demonstrando confiabilidade da avaliação dos métodos: DHH não fixados (A) e DHH fixado (B)	55
<b>Figura 2</b>	Gráfico de <i>Bland Altman plots</i> demonstrando reprodutibilidade da avaliação dos métodos: DHH não fixados (A) e DHH fixado (B)	56
<b>Figura 3</b>	Curva ROC entre o DHH e o padrão ouro	69
<b>Figura 4</b>	Posicionamento de mensuração da dinamometria isométrica para: A-Flexão de ombro; B-Extensão de ombro; C-Abdução de ombro; D-Adução de ombro; E-Rotação interna de ombro; F-Rotação externa de ombro; G-Flexão de cotovelo; H- Extensão de cotovelo; I- Flexão de punho; J-Extensão de punho	79
<b>Figura 5</b>	Fluxograma de inclusão de indivíduos no estudo	84
<b>Figura 6</b>	Correlação da dinamometria realizada por medida direta e por equação de referência proposta e por equação norte-americana de estudo preliminar para flexão de cotovelo e extensão de ombro	89

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	<b>Artigo 1</b> - Dados sociodemográficos dos indivíduos em que foi mensurado o pico de torque dos músculos dos MMSS, através do DHH	43
<b>Tabela 2</b>	<b>Artigo 1</b> - Valores do pico de torque dos principais músculos do MMSS, mensurado através do DHH, na amostra	44
<b>Tabela 3</b>	<b>Artigo 1</b> - Correlação entre torque dos flexores do cotovelo, mensurado por DHH e variáveis antropométricas e clínica	45
<b>Tabela 4</b>	<b>Artigo 2</b> – Característica antropométricas da amostra	53
<b>Tabela 5</b>	<b>Artigo 2</b> - Média e desvio padrão do pico de torque para grupos musculares avaliados	53
<b>Tabela 6</b>	<b>Artigo 2</b> – Confiabilidade do DHH com métodos não fixado e fixado	54
<b>Tabela 7</b>	<b>Artigo 2</b> – Reprodutibilidade do DHH com métodos não fixado e fixado	54
<b>Tabela 8</b>	<b>Artigo 3</b> - Características sociodemográficas e antropométricas da amostra	68
<b>Tabela 9</b>	<b>Artigo 3</b> - Validação concorrente da avaliação da força muscular isométrica com DHH e DI para movimentos do ombro	68
<b>Tabela 10</b>	<b>Artigo 3</b> - Acurácia do diagnóstico de desequilíbrio muscular do DHH para os movimentos do ombro baseado na curva <i>ROC</i>	70
<b>Tabela 11</b>	<b>Artigo 3</b> - Concordância no diagnóstico de desequilíbrio muscular entre DHH e DI para movimentos do ombro	70
<b>Tabela 12</b>	<b>Artigo 4</b> - Variáveis sociodemográficas, físicas e funcionais da amostra	81
<b>Tabela 13</b>	<b>Artigo 4</b> - Valores de referência da força muscular medida através da dinamometria <i>Handheld</i> para músculos do ombro	85
<b>Tabela 14</b>	<b>Artigo 4</b> - Valores de referência da força muscular medida por meio da dinamometria <i>Handheld</i> para músculos do cotovelo e punho	86
<b>Tabela 15</b>	<b>Artigo 4</b> - Desenvolvimento do modelo de equação preditora da força isométrica máxima de músculos do membro superior dominante, a partir de regressão linear múltipla	87
<b>Tabela 16</b>	<b>Artigo 4</b> - Desenvolvimento do modelo de equação preditora da força isométrica máxima de músculos do membro superior não-dominante, a partir de regressão linear múltipla	88

## LISTA DE QUADRO

<b>Quadro 1</b>	<b>Artigo 2</b> – Posições da avaliação com DHH	51
-----------------	---	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	Acidente vascular encefálico
ANOVA	<i>Analysis of variance</i>
AUC	<i>Area under the ROC curve</i>
AVDs	Atividade de vida diária
CII	Coefficiente de correlação interclasses
CV	Coefficiente de variação
DP	Desvio padrão
DHH	Dinamômetro <i>Handheld</i>
DI	Dinamômetro isocinético
f	Frequência absoluta
f%	Frequência relativa
FPP	Força de preensão palmar
IMC	Índice de massa corporal
IC95%	Intervalo de confiança 95%
JCR	<i>Journal Citation Reports</i>
Kgf	Quilograma força
lb	Libra
MMSS	Membros superiores
MRC	<i>Medical Research Council</i>
N	Newton
N.m	Newton-metros
PAR-Q	Questionário de Prontidão para Atividade Física
r	Coefficiente de correlação de <i>Pearson</i>
r <sup>2</sup>	Coefficiente de determinação
ROC	<i>Receiver operating characteristic</i>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
UFBA	Universidade Federal da Bahia
UTI	Unidade de terapia intensiva

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	JUSTIFICATIVA	18
1.2	OBJETIVOS	19
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>20</b>
2.1	DINAMOMETRO HANDHELD	20
2.2	MÉTODOS PARA MENSURAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR	25
2.3	PROPRIEDADES DE MEDIDAS DO TESTE	28
<b>3</b>	<b>MÉTODO</b>	<b>30</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>38</b>
4.1	<b>ARTIGO 1: AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DOS MEMBROS SUPERIORES ATRAVÉS DO DINAMÔMETRO HANDHELD: ESTUDO PILOTO</b>	<b>38</b>
4.2	<b>ARTIGO 2: COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS NA AVALIAÇÃO DE DINAMOMETRIA HANDHELD PARA MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES</b>	<b>47</b>
4.3	<b>ARTIGO 3: VALIDADE, CONCORDÂNCIA E ACURÁCIA DA DINAMOMETRIA HANDHELD DOS MÚSCULOS DO OMBRO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS</b>	<b>60</b>
4.4	<b>ARTIGO 4: VALORES DE REFERÊNCIA E EQUAÇÃO PREDITORA DA DINAMOMETRIA HANDHELD PARA MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS DE 18 A 80 ANOS</b>	<b>74</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO GERAL</b>	<b>90</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO GERAL</b>	<b>96</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>97</b>
	<b>APÊNDICES</b>	<b>104</b>
	<b>APÊNDICE A: Artigo de revisão bibliográfica sobre DHH dos MMII</b>	<b>105</b>
	<b>APÊNDICE B: Artigo produzido avaliando a segurança cardiorrespiratória da avaliação com o DHH em ambiente de vulnerabilidade</b>	<b>116</b>
	<b>APÊNDICE C: Termo de consentimento livre e esclarecido</b>	<b>128</b>
	<b>APÊNDICE D: Ficha de coleta da força isométrica máxima de MMSS</b>	<b>130</b>
	<b>APÊNDICE E: Estados brasileiros com representantes na amostra</b>	<b>131</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>132</b>

## SUMÁRIO

<b>ANEXO A:</b> Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)	133
<b>ANEXO B:</b> Parecer do Comité de ética em Pesquisa	134
<b>ANEXO C:</b> <i>International Physical Activity Questionnaire</i> (IPAQ)	38

## 1 INTRODUÇÃO

O sistema músculo-esquelético é um dos grupamentos mais versáteis do corpo humano e muito se discute sobre a capacidade dos seus miofilamentos de encurtar e relaxar, promovendo movimento e possibilitando andar, trabalhar, correr, interagir e ser funcional<sup>1,2</sup>. Contudo, sabe-se, nos dias atuais, que o sistema muscular apresenta diversas outras capacidades que o tornam fundamental para a homeostasia do corpo humano<sup>3-5</sup>.

O músculo é composto por interativos filamentos proteicos de actina e miosina, alinhados estrategicamente, com o objetivo de permitir o máximo encurtamento do miócito, atrelado à amplificação do torque gerado durante este movimento. O músculo e suas bainhas conjuntivas convergem em tendões firmes, inseridos em segmentos dos mais diversos ossos do corpo, possibilitando que os 650 músculos gerem infinitas possibilidades de movimentos, funções e interações no corpo humano<sup>2,6</sup>. Sua diversidade é vista na capacidade de conseguir levantar por vezes uma carga maior que sua própria massa corporal ou em realizar movimentos tão delicados e precisos como os de praxia fina. Tal especificidade é possibilitada por uma associação neuronal, em rede, associada à individualização dos miócitos em fibras, feixes, músculos, grupos musculares, que possibilita a entrega de força na medida da necessidade para maior eficácia humana nas suas mais diversas interações sociais<sup>7</sup>.

Além de tornar o corpo funcional, o sistema muscular tem papel ímpar na bioenergética corporal. Pelo fato de ser um componente em sua grande maioria proteico, com quantidade diminuta de gordura e glicogênio na sua constituição, permite que o músculo esteja em constante modulação do seu volume, peso e, portanto, da sua capacidade de gerar força a partir da contração dos miócitos, numa dinâmica representada pelo referencial teórico da “Lei de uso e desuso”<sup>2</sup>. Esta variação constante entre a degradação e síntese do componente proteico torna-o um poderosa ferramenta de equilíbrio do consumo metabólico corporal, além de ser capaz de disponibilizar grande reserva energética, por via neoglicogênica, auxiliando o organismo em momentos catabólicos enfrentados em condições de restrição alimentar extrema ou morbidades de comprometimento sistêmico, como a sepse, diabetes *mellitus* descompensada e neoplasias graves<sup>4,8,9</sup>.

Uma importante função em voga é a associação do sistema muscular com a imunidade humoral. Esta relação ainda está sendo profundamente investigada, contudo é sabido que o músculo tem a capacidade de secreção do hormônio endógeno chamado

irisina (clivagem da proteína *Fndc5*), a partir da enzima *PGC-1 alpha* liberada durante o exercício muscular. Tal via é responsável pelo estímulo de adaptação do sistema musculoesquelético ao exercício, proporcionando miogênese e osteogênese<sup>5</sup>. Além dessa função, a irisina tem efeito também sobre o sistema adiposo, reprogramando o metabolismo para não estocar e sim metabolizar as reservas de gordura do tecido adiposo branco e marrom, neste último ainda ganhando moléculas de ferro para o organismo. Tal hormônio é importante fator para perda de peso induzida pelo exercício físico. Mas esta não é a única via que leva a atividade muscular a reduzir peso, pois é conhecido o efeito positivo do exercício ainda via irisina sobre a tolerância à glicose, favorecendo o carregamento dessa molécula para o espaço intracelular<sup>10-13</sup>.

Sobre a imunidade citada, a irisina e seu envolvimento com o tecido adiposo alteram também a regulação do genes *TLR3*, *HAT1*, *HDAC2*, *KDM5B*, *SIRT1*, *RAB1A*, *FURIN* e *ADANI0*, reguladores do gene *ACE2*, que codifica a proteína que alguns vírus utilizam para invasão da célula humana, a exemplo do SARS-CoV-2, largamente estudado no tempo presente, por conta da pandemia. Sendo assim, o músculo, graças a seu hormônio endógeno, teria importante papel imunológico<sup>14,15</sup>.

Muito tem sido discutido sobre a função vital do músculo na ação termogênica, assim como na função imunológica. Essas funções dependem diretamente da adequada saúde muscular que pode ser diretamente avaliada por meio do estudo da estrutura e da função do músculos, a exemplo da força isométrica máxima, expressa frequentemente pelo pico de torque gerado na contração muscular<sup>16-18</sup>. Acompanhar o desempenho muscular por meio da força é uma forma simples de avaliar, diagnosticar distúrbios cinéticos, assim como delimitar pessoas em risco de desenvolver esses distúrbios<sup>1,19,20</sup>.

A avaliação da força muscular tem sido realizada em geral por ferramentas categóricas que alocam o músculo em acordo com seu desempenho. Tal método é simples e de baixo custo, todavia a não quantificação da magnitude da força “real” perde em precisão e, por sua vez, na capacidade precoce da detecção de alterações em fases iniciais. o que propicia a prevenção da instalação dessa disfunção secundárias no quadro de fraqueza de importantes grupos musculares<sup>2,21-24</sup>.

O rastreamento do pico de torque de importantes grupos musculares embasam muito sobre a saúde do músculo. A articulação gleno-umeral é responsável pela maior liberdade de movimento dos membros superiores (MMSS); ua conformidade morfológica depende muito dos músculos e ligamentos ativos para estabilização, assim como para diversas movimentações como a flexão, extensão, abdução, adução, rotação interna e externa. Tais movimentos são usados frequentemente como movimento principal ou sinérgico para a grande maioria das atividades de vida diária (AVD).

Observa-se a importância do ombro na execução de práticas esportivas, tendo função fundamental para a maioria dos esportes, especialmente para o tênis, a canoagem, natação, remo, ginástica olímpica e artes marciais em geral. O cotovelo, por sua vez, tem como característica ser um grande gerador de torque do MMSS, por meio de potentes alavancas representadas por músculos como o bíceps braquial e braquial, além do tríceps sural. Sua capacidade de geração de torque para flexão e extensão dá potencial e explosão para os MMSS, possibilitando, em conjunto com o ombro, levar a mão em direção a boca, nariz e olhos, movimento tido por muitos autores como o princípio norteador da funcionalidade dos membros superiores, pelo fato de que essas ações têm importante expressão para a sobrevivência<sup>24</sup>.

Atividades em cadeia fechada, assim como levantamento de peso olímpico e musculação em geral têm esses grupamentos musculares como agentes principais ou sinergistas em sua grande maioria. Já o movimento de flexo e extensão do punho, em ação conjunta com os dedos, dão precisão e leveza ao movimento dos MMSS. Pela conformação multifacetada do carpo, esse segmento exige maior atenção na estabilização durante a avaliação de domínios, como amplitude de movimento, assim como força. Tais grupos musculares tem relevância na execução das AVDs, bem como nas atividades instrumentais de vida diária<sup>2,24</sup>.

Tão importante como o pico de torque do músculo na execução da contração de sua função principal e como o sinergismo do movimento é o equilíbrio do músculo com seu antagonista, visando à precisão, desaceleração e ao controle do movimento. A interação harmônica entre o agonista e seu antagonista permite a preservação dos principais componentes do sistema osteomioarticular envolvidos no movimento. Já é conhecido que a diferença desproporcional de torque entre os músculos agonistas e antagonistas, conhecida como desequilíbrio muscular, favorece a lesão do músculo e gera incapacidade na execução de AVD, assim como na execução de atividades esportivas recreacional de alto desempenho. A identificação desse desequilíbrio muscular, assim como seu tratamento precoce, é uma importante vertente para prevenção da lesão muscular<sup>25-30</sup>.

Algumas literaturas adotam também na caracterização do desequilíbrio muscular o entendimento da diferença significativa entre o pico de torque do mesmo músculo entre os hemídios. Tal caracterização parece mais relevante para atividades de execução em cadeia cinética fechada, tanto dos membros superiores, como inferiores, ou em modalidades esportivas peculiares, como levantamento de peso e ginástica olímpica, por exemplo<sup>25,26,28</sup>.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

O músculo é o mecanismo motriz principal para movimentação do corpo humano. Os MMSS são seguimentos fundamentais para a funcionalidade do corpo humano, sua ação permite ações da interação social, alimentação, autocuidado, proteção a integridade física, características associadas a preservação da espécie e diretamente associado com a qualidade de vida do indivíduo.

A saúde muscular guarda relação direta com a homeostasia do organismo e, além de acompanhar e maximizar o desempenho, previne incapacidades e trata disfunções. Além disso, há evidência científica de que a saúde muscular deve ser cada vez mais sólida para ser uma rotina buscada entre profissionais que atuam diretamente e indiretamente com saúde e bem-estar. Contudo, os métodos de avaliação muscular mais frequentemente utilizados são associados à categorização da força, principal componente de expressão da condição muscular. Tal método é menos sensível a alterações iniciais e retarda a adoção de plano de ação para prevenção e tratamento destas alterações.

Dentre os instrumentos de avaliação quantitativas de força/torque, o DI é o método “padrão ouro”; é um instrumento de custo elevado, robusto, cujo acesso é dificultoso para a maior parte da população saudável ou com ausência de saúde, caso necessite ou queira uma avaliação de rotina, o que justifica a realização desta tese e a difusão de dispositivos portáteis e com protocolos de fácil reprodução, com a finalidade da maior difusão da avaliação muscular quantificada. Além disso, a maioria dos estudos encontrados na literatura aborda a quantificação de força para grupos musculares dos MMII, embora haja uma menor discussão sobre os grupos musculares dos MMSS tão importantes na execução da maioria das AVDs e instrumentais.

Existe uma lacuna na literatura acerca dos valores de referência para a quantificação de força isométrica máxima dos MMSS para uma amostra da população brasileira, visto que, por questões genéticas, culturais, ambientais, alimentares, educacionais e financeiras, o padrão normal de força esperada pode sofrer alterações significativas em diferentes populações.

Para a adequada descrição dos intervalos de normalidade do torque dos principais músculos dos MMSS é importante lembrar que o protocolo de avaliação deve garantir a acurácia, validade, reprodutibilidade, confiabilidade e concordância do método e da medida. Por esse motivo, faz-se necessário o prévio estudo das propriedades de medida do dinamômetro *Handheld* (DHH) e do protocolo de medida empregado, a fim de garantir maior confiança aos valores de referência advindos da avaliação.

## 1.2 OBJETIVOS

A seguir, apresentam-se os objetivos estabelecidos para dar cumprimento a esta tese.

### **Objetivo Geral:**

- Estabelecer os valores de referência e equação preditora da força isométrica máxima para músculos do membros superiores, em indivíduos saudáveis de 18 a 80 anos.

### **Objetivos Específicos:**

- Descrever um protocolo de avaliação da força muscular periférica dos membros superiores com o uso do dinamômetro *handheld*;
- Comparar a confiabilidade e reprodutibilidade da avaliação da força muscular com o dinamômetro *handheld* usando os métodos fixados e não fixados;
- Estabelecer a validade concorrente, acurácia e concordância do dinamômetro *handheld* e o dinamômetro isocinético na avaliação da força muscular do ombro em indivíduos saudáveis.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo aborda os três focos desta pesquisa: a dinamometria *handheld*, outros testes de mensuração de força muscular periférica e as propriedades de medida dos instrumentos avaliativos.

### 2.1 A DINAMOMETRIA *HANDHELD*

O DHH é realizada por meio de um dinamômetro portátil contendo uma célula de força por compressão, capaz de mensurar a força gerada ao longo da contração isométrica máxima de um músculo ou grupo muscular. Tal dispositivo tem como principal vantagem o fato de ser bastante versátil na adaptação à mensuração da força em segmentos axiais e apendiculares de forma prática e potencialmente reprodutível<sup>31-33</sup>.

O DHH é acessível, de fácil utilização, não exige maiores adaptações para seu uso, portátil, de baixo custo comparado com o “padrão ouro”. Estudos preliminares, com protocolos de medidas de metodologia diversificada, apresentam alta correlação entre suas medidas e boa a excelente validação em comparação com o dinamômetro isocinético (DI)<sup>34,35</sup>. A questão chave dessa medida guarda relação com as diversas fontes de viés envolvidas com sua mensuração. Por esse motivo, a mensuração da força deve ser feita por um avaliador capacitado e treinado no protocolo adotado, visto que ele é capaz de identificar potenciais compensações do movimento, assim como orientar o indivíduo avaliado a ter o maior rendimento durante o teste<sup>36,37</sup>.

Boa parte dos estudos na literatura envolvendo o DHH tem relação com protocolos que propõem adaptações e/ou instrumento adicionais, nem sempre facilmente disponíveis para replicação do protocolo. Em sua maioria, os protocolos presentes na literatura avaliam movimentos em isolado. Na sua utilização, o DHH basicamente apresenta os protocolos “make” ou “break”. No protocolo “make”, o examinador mantém o dinamômetro estacionário com apoio manual (não fixado) ou com dispositivo com propriedades inelásticas (fixado), enquanto o participante exerce uma força máxima contra ele. Um teste *break* tem confiabilidade questionável na literatura, com o examinador realizando força para vencer a contração isométrica produzida pelo examinado. Além da menor confiabilidade do método

*break*, ele poderia estar relacionado à exposição de risco a lesão do examinado durante o teste<sup>38,39</sup>.

Sobre a fixação do instrumento para avaliação, o racional teórico viria da necessidade em garantir um ponto fixo não distensível para compressão da célula de força do instrumento, de modo a isolar influências externas. Tal estratégia teria como ponto fraco a necessidade de adaptações para mensuração, usando cintos inelásticos, canos plásticos ou correntes metálicas, a fim de garantir o isolamento de outros vetores de força, o que por vezes é pouco factível de realizar em diversos ambientes, como clínicas, academias, hospitais, centro comunitários, entre outros. A literatura parece ter inclinação de superioridade dos métodos fixados para os MMII, com ausência de embasamento equivalente para MMSS. A diferença da massa muscular entre esses segmentos guarda relação com o pico de torque gerado e poderia gerar necessidade de estabilização diferente para MMSS em comparação com o registrado para MMII<sup>39-41</sup>.

É relatada frequentemente na literatura a comparação da musculatura com a sua equivalente contralateral para balizar se ela é “normal” ou não. Tal raciocínio baseia-se na exposição dos hemídios aos mesmos componentes físicos, nutricionais, sociais, culturais, metabólicos, o que poderia garantir que um lado fosse controle da saúde da força do outro. Revisões sistemáticas atuais citam essa prática<sup>39</sup>. Contudo, questionamentos a esse método são pertinentes, dada a ausência de garantia do não comprometimento bilateral da musculatura, trazendo um viés a análise à normalidade, além de não ter validade externa para outros indivíduos<sup>27,42</sup>.

No que tange ao diagnóstico de desequilíbrio muscular, outros fatores biomecânicos são adotados nesta análise. Por definição, desequilíbrio muscular é a diferença de força maior que 15% entre músculos agonistas e antagonistas, para boa parte das literaturas, ou a diferença entre músculos correspondentes dos hemídios dominante e não dominante. O desequilíbrio muscular é um fator de risco isolado para a ocorrência de lesão muscular, isso torna esse diagnóstico relevante, do ponto de vista da saúde física e funcional<sup>25, 27-29</sup>.

Considerando como foco da discussão o que levaria ao desequilíbrio muscular expor o indivíduo a maior risco de dano muscular, a resposta parece guardar relação com a desarmonia entre os agonistas e antagonistas, quando esse binômio é exposto a risco de lesão na aceleração e na desaceleração durante movimentos de maior potência ou sem o aquecimento adequado dessas

musculaturas. Atividades em cadeia cinética fechada poderiam ter a dependência do equilíbrio entre as musculaturas estabilizadoras do movimento para ambos os lados do corpo, condições em que, se essa harmonia não estiver presente, poderia expor o indivíduo a sobrecarga de um membro em detrimento do outro, ocasionando lesões<sup>25-27, 43</sup>.

Recentemente, conduzimos uma revisão sistemática, presente na íntegra no Apêndice A, abordando os valores de referência do DHH para força muscular dos membros inferiores (MMII). Para esse segmento, os estudos são mais frequentes, incluindo 17 deles nessa revisão. Neles observou-se baixa homogeneização dos métodos de avaliação e dos posicionamentos para a avaliação, com frequente método de avaliação dependendo de mobiliários auxiliares para adequada mensuração da força isométrica máxima, ainda cabendo estudos normativos de mais alta qualidade metodológica e mais adequado para variáveis de confusão e viés de mensuração.

Os estudos sobre avaliação dos membros superiores (MMSS), por sua vez, apresentam lacunas ainda maiores sobre a padronização do protocolo de mensuração, principalmente com relação à posição corporal adotada, além de não abordarem todas as principais musculaturas funcionais dos MMSS. Com os estudos se restringindo a uma população com faixa etária limitada a pequenos intervalos, ou ainda com características sociodemográficas e antropométricas divergentes das encontradas na amostra populacional estudada na presente tese<sup>44-49</sup>.

Frequentemente, a literatura correlaciona a força isométrica máxima com variáveis demográficas e antropométricas, como idade, guardando relação inversamente proporcional ao pico de torque, com pico entre 25 e 35 anos, e queda esperada a partir dessa faixa; sexo, com superioridade do masculino sobre o feminino para uma mesma faixa etária, por questões relacionadas à testosterona sérica; peso, com relação diretamente proporcional, visto que a variável peso, como a variável correlata índice de massa corporal (IMC), não expressa proporção bem delimitada entre o que compreende massa magra e massa adiposa na sua constituição; altura, que não tem relação bem definida com força, apesar dos princípios biomecânicos de alavanca e de comprimento-tensão. O pico de torque parece ter maior relação com o biotipo, a exemplo dos tipos endomorfo, ectomorfo, mesomorfo, do que com a característica antropométrica altura isoladamente; a variável dicotômica sedentário ou não sedentário, que potencialmente tem relação com força, associada a fenótipo do indivíduo e a

modalidade de atividade física realçada; a frequência de atividade física deve ter relação direta com pico de torque, com aumento relacionado a qualidade da execução, regularidade e duração da atividade; a modalidade da atividade física, que também guarda relação com a capacidade de gerar força do indivíduo; algumas atividades, como a aeróbica, poderia ter um relação inversa com o pico de torque, principalmente para os MMSS<sup>39,49-57</sup>.

Sobre a unidade de medida empregada para a dinamometria, a maioria absoluta dos estudos expressa a força isométrica máxima em Newton (N), com uma menor parcela deles adotando as unidades quilograma força (KgF) ou libra (lb). A unidade Newton-metros (N.m) não é habitualmente adotada para estudos com esse instrumento de medida<sup>39</sup>. Com relação ao protocolo de medida, a literatura é bastante díspar. Alguns estudos adotam posições de avaliação em posição neutra de gravidade, enquanto outros estudos adotam posições contra a gravidade para a avaliação. No entanto, não há relato de superioridade entre tais métodos de avaliação.

O número de testes musculares realizados varia de 1 a 5 contrações voluntárias na obtenção da força isométrica máxima. Com base na experiência clínica acumulada, um volume maior de contrações está associado a uma queda no desempenho. Em geral, observamos que o melhor resultado encontra-se entre a primeira e a segunda contração, com superioridade na primeira contração em indivíduos treinados e aquecidos para determinado movimento<sup>52</sup>.

Sobre o tempo de duração da contração isométrica, registram-se com maior frequência estudos adotando 3 segundos de contração, podendo até chegar a 6 segundos de contração isométrica sustentada. Na nossa prática clínica e durante a construção da tese, o tempo de torque máximo de indivíduos saudáveis não acontece em tempo superior a 1,5 segundos, o que inviabiliza adoção de protocolos mais longos, cansativos e com risco de ocorrência de lesão, fadiga e dor durante a avaliação. Outro fator a ser ponderado na delimitação do protocolo de avaliação vem do fato de a maioria das musculaturas adotadas no protocolo de mensuração desta tese serem músculos fásicos, com característica de baixa resistência a fadiga; isso ratifica a decisão por duração mais curta de contração durante a testagem<sup>58-61</sup>.

Para escolha dos músculos abordados na presente tese, foram abordados todos os grupos musculares apendiculares dos membros superiores relatados em estudos preliminares<sup>44-48</sup>, com a

intenção de realizar um estudo o mais abrangente possível na delimitação do valor normativo para os MMSS. A musculatura do punho é a menos contemplada na literatura, talvez por ser uma articulação com muitos graus de movimento e maior desafio na estabilização de movimentos como o desvio radial ou ulnar. Ou talvez por ser pormenorizado em importância funcional em comparação com a musculatura do ombro e do cotovelo em estudo com populações específicas. Os estudos com o punho apresentam lacunas quanto aos valores de referência para a população do sexo masculino, assim como restringem sua delimitação para adultos jovens<sup>62</sup>.

Ainda sobre o protocolo de avaliação, é fundamental a delimitação da posição articular do corpo, assim como do segmento avaliado, delimitando referências anatômicas utilizadas e estabilização dos segmentos corporais durante a avaliação, inclusive o detalhamento desse protocolo parece guardar forte relação com a confiabilidade das medidas, assim como de maiores níveis de reprodutibilidade dos protocolos adotados<sup>63</sup>. O incentivo verbal é adotado com unanimidade nos protocolos adotados previamente na literatura; sua ocorrência está relacionada com melhores resultados em testes físicos em comparação com testes onde ele não foi empregado<sup>64,65</sup>.

Sobre as populações adotadas nos estudos preliminares, foram contemplados americanos, europeus, asiáticos e africanos, com limitação para população sul-americana e da América Central, assim como da Oceania. Quanto ao tamanho amostral, os estudos de maior representatividade na literatura referem-se a valores de referência entre 30 e 1.000 participantes, com a totalidade dos estudos composta por amostras de conveniência<sup>39,49,53</sup>.

A padronização do protocolo de medida, com adequada descrição de pontos de estabilização, deve ser precedido por aquecimento muscular e realizado por avaliadores experientes, que incentivem o examinado quanto ao melhor desempenho. O protocolo não deve ser extenuante, deve respeitar o tempo de repouso entre 90 e 360 segundos entre os testes, com vistas à adequada recuperação muscular nesse período<sup>37,63,66</sup>.

## 2.2 MÉTODOS PARA MENSURÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

Nas seções anteriores, foi discutida a importância do sistema muscular para a homeostasia do corpo humano, e a força muscular é o principal componente do adequado funcionamento desse sistema. Dentre as ferramentas mais difundidas e utilizadas para qualificar a força muscular de determinado grupamento estão os testes categóricos, cujo objetivo é classificar o desempenho do músculo no desempenho da execução do seu movimento principal<sup>2,19,21,67</sup>.

A escala de Oxford é a mais utilizada, avaliando individualmente o músculo ou grupo muscular sinérgico e o categorizando com as pontuações: “zero”, na ausência de movimento; “um”, com vestígio de contração; “dois”, para movimento por toda a amplitude do movimento avaliado, contudo com o seguimento em plano que isole a influência da gravidade na avaliação; “três”, para movimento em toda a amplitude contra a gravidade; “quatro”, movimento em toda a amplitude, contra a gravidade e certo grau resistência; “cinco”, movimento em toda a amplitude, contra a gravidade e acentuada resistência. Estudos prévios sobre o emprego dessa escala demonstraram que sua confiabilidade era baixa, principalmente no que tange à confiabilidade dos interexaminadores, já que algumas das categorias elencadas trazem consigo um olhar de subjetividade sobre a capacidade do examinado e a proporção de força do examinador<sup>2,22,24</sup>.

Visando reduzir essa subjetividade, ao menos parcialmente, e ter uma visão mais macro sobre a saúde muscular de uma forma mais abrangente, o Medical Research Council (MRC) delimitou seis importantes grupos musculares apendiculares dos membros superiores e inferiores, entre eles: abdução de ombro; flexão de cotovelo; extensão de punho; flexão de quadril; extensão do joelho; dorsiflexão do tornozelo, com avaliação bilateral, categorizando o grau de força em pontuação semelhante ao proposto por Oxford: “zero”, nenhuma contração visível; “um”, contração visível, sem movimento do segmento; “dois”, para movimento ativo com eliminação da gravidade; “três”, movimento ativo contra a gravidade; “quatro”, movimento ativo contra a gravidade e resistência; “cinco”, força normal. Tal escore de MRC para avaliação músculo-esquelética de pontuação de 0 a 60, com pontuações maiores que 48, equivalente a 4 pontos para cada grupo muscular, seria considerado normal. Essa escala foi descrita inicialmente em estudo em pacientes com síndrome de Guillain Barré e difundida rapidamente em inúmeros estudos aplicados a ambiente de terapia intensiva. Sua confiabilidade entre

interexaminadores varia de razoável a boa e seu uso é de baixo custo, mas exige treinamento dos avaliadores<sup>21,68,69</sup>.

Conduzimos um estudo abordando a segurança cardiorrespiratória com o uso do DHH em pacientes em unidade de terapia intensiva (UTI). Nele também foi correlacionado o MRC a DHH, instrumento mais amplamente utilizado no ambiente hospitalar, o que demonstrou alta correlação entre esses instrumentos (DHH e escore de MRC). Contudo, estudos clínicos aplicados a indivíduos com distrofia muscular, assim com dados preliminares de estudo analisando déficits de pacientes com acidente vascular encefálico (AVE) agudo, conduzido em paralelo ao estudo de segurança (APÊNDICE B) demonstram a baixa sensibilidade do MRC em deflagrar déficits de força. No estudo com distróficos não identificando déficits de até 20,4% e na análise preliminar dos pacientes com AVE, sendo incapaz de identificar déficits de até 40% entre os hemídeos. Tais resultados reforçam que a ferramenta manual tem sensibilidade inferior ao DHH, por isso são necessários maiores estudos com diversas populações, incluindo indivíduos saudáveis e métodos mais controlados<sup>70</sup>.

Adentrando o grupo de ferramentas quantitativas para mensuração da força muscular periférica, tem-se como “padrão ouro” de mensuração de força muscular o dinamômetro isocinético (DI), aparelho robusto, de custo elevado em comparação com as demais ferramentas encontradas no mercado, que dispõem de cadeira estabilizadora e um dispositivo com alavanca ligado a um computador microprocessado, com função de mensurar a força por meio de uma contração isocinética, ou seja, um método não fisiológico o qual permite que a tensão expressa pelo músculo seja máxima em todos os ângulos articulares, durante toda e qualquer amplitude de movimento, conseguida através de uma velocidade angular constante e controlada pelo dinamômetro. Nesse dispositivo, a velocidade é constante e a resistência varia ao longo de todos os graus do arco de movimento avaliado<sup>71-73</sup>.

Apesar da mensuração com tal dispositivo ser o padrão mais sensível e válido de mensuração de força, dispondo de um relatório completo não apenas sobre o torque, além do comportamento do músculo ao longo de todo o tempo de contração, o seu tamanho e custo inviabilizam a utilização rotineira dessa ferramenta em algumas localidades, assim como na grande maioria dos hospitais, clínicas, ambulatórios, academias. No intuito de aproximar o instrumento de avaliação de força muscular do público que se beneficia e necessita dessa avaliação, os dinamômetros portáteis parecem

ser um opção factível, barata, prática de popularizar a quantificação de força em indivíduos saudáveis, do ponto de vista neuro-osteo-muscular, assim como em indivíduos que sofrem de disfunção muscular instalada ou em desenvolvimento<sup>74,75</sup>.

O dinamômetro *hand grip* é largamente empregado em ambiente de saúde; faz a avaliação da força de preensão palmar (FPP) como uma variável estimadora da saúde muscular generalizada. Consensualmente, tal medida é recomendada como uma ferramenta validada no auxílio do diagnóstico da sarcopenia do idoso<sup>19,76-80</sup>. Na última década, a FPP vem sido empregada frequentemente em ambiente hospitalar<sup>80-82</sup> e já existem delimitações de valores de referência principalmente para população idosa, assim como equação preditora de FPP, dependente principalmente de medidas individuais como diâmetro e altura do antebraço<sup>83</sup>. O questionamento que é feito sobre essa medida paira sobre a capacidade de um grupo muscular fásico e de diminuto volume de massa muscular em estimar a força de músculos distantes, tônicos e de maior volume<sup>77,84</sup>.

Os dinamômetros isométricos são equipamentos promissores que abrem a possibilidade da avaliação de diversos grupos musculares; basicamente, eles podem ser divididos em DHH, o que será abordado na seção a seguir, e os dinamômetros de tração e/ou compressão. Esses modelos contêm célula de força capaz de mensurar a magnitude de tração/compressão entre as extremidades da célula de força. Em geral, tal dispositivo – o DHH – apresenta baixo custo, contudo exige adaptação do equipamento em dispositivo próprio, por exemplo: pedais, mesas, cadeiras, estações de musculação, pontos fixos na parede, além de sempre demandar o uso de fitas inelásticas e pessoal treinado para eliminar viés de mensuração. Modelos de dinamômetros de tração já são disponibilizados com interfaces digitais, inclusive via smartphones, que favorecem a visualização de aspectos como *biofeedback*, assim como favorecem o diagnóstico do profissional em tempo real por meio de uma leitura gráfica. Tais modelos também já disponibilizam dispositivos de fixação padronizados, para melhor reprodutibilidade da medida<sup>84-87</sup>.

Alguns outros métodos despontam como promissores na avaliação do sistema músculo-esquelético, avaliando variáveis correlacionadas à força, mas não diretamente à sua mensuração. A tomografia computadorizada, por exemplo, avalia diâmetro, área, presença de lesões estruturais e inflamação, porém tem desvantagens como não disponibilizar o uso rotineiro, alto custo, irradiação

recebida. Outro método que vem ganhando notoriedade para avaliação do músculos é a ultrassonografia, muito empregada como teste cinético nos últimos anos. Mensura comprimento, diâmetro, área, ecogenicidade, ângulo de penetração, todos eles relacionados à capacidade do músculo em gerar torque. Aparelho de bom custo benefício, fica, por vezes, disponível em modelos portáteis, de tamanho de bolso. Tem como principal limitação ser examinador dependente. Por sua vez, a eletroneuromiografia de superfície é um aparelho de bom custo-benefício, com registro não invasivo e indolor da atividade elétrica muscular durante a contração. Tem como característica principal conseguir demonstrar em tempo real a relação entre demandas musculares impostas e a intensidade do potencial elétrico evocado, é de excelente acurácia para avaliação da função neuromuscular, além de sua funcionalidade agregada com instrumento de *biofeedback*, para estimular aprendizado e desempenho muscular<sup>19</sup>.

### 2.3 PROPRIEDADES DE MEDIDA DO TESTE

É crescente na prática esportiva e clínica o surgimento de novos instrumentos para mensuração de domínios físicos, psíquicos e sociais para melhor seguimento e diagnóstico das disfunções nesses componentes, contudo tão importante quanto avaliar e diagnosticar é garantir que a qualificação/quantificação realizada pelo instrumento seja confiável, válida e precisa. Para isso, tal instrumento deve ser submetido a uma série de estudos científicos que comprovem que ele mensura o que pretende medir e que seu dado pode ser replicado por outros avaliadores em outras populações<sup>88,89</sup>.

A confiabilidade é uma propriedade de medida fundamental, visto que por meio dela será balizada a estabilidade da medida, assim como sua consistência interna e equivalência. Diante de uma boa confiabilidade, permite-se a possibilidade de o instrumento ser aplicado em outras condições semelhantes. É sabido que a confiabilidade do instrumento sofre influência direta do avaliador, tendo em vista seu treinamento, a população empregada e o protocolo de avaliação. Por esse motivo, é desejável a delimitação de um protocolo que adote posição corporal única, com estabilização de segmentos corporais, de modo a evitar as potenciais compensações e garantir a medida do pico de torque mais fidedigna. Nesse sentido, é importante a definição do protocolo tanto quanto o treinamento frequente dos executores e a eliminação de possível viés de mensuração por meio da manutenção,

calibração e execução padronizada do teste. A reprodutibilidade ou confiabilidade dos interexaminadores é a propriedade de medida que mensura a congruência entre medidas realizadas por examinadores independentes. É uma propriedade fundamental para a adoção como rotina para um teste ou instrumento de medida<sup>88,90-94</sup>.

Já a propriedade de medida conhecida como validade se propõe a avaliar o instrumento com relação à sua precisão. Ou seja, capacidade em medir o que se propõe mensurar. A validação pode ser feita de diversas formas, incluindo a validação concorrente do instrumento, balizada por meio de outra medida escalar comparativa, assim como a validação por critério, comparando com o resultado de uma medida adotada como “padrão-ouro”. O objetivo desse modelo de validação é que o instrumento testado seja o mais próximo possível da medida adotada como padrão e, assim, valide que ele é preciso na medida proposta<sup>88,95-98</sup>.

Além dessas propriedades de medidas clássicas, visando o uso clínico futuro, a presente tese traçará valores de referência da normalidade para força muscular isométrica dos membros superiores de indivíduos saudáveis, em uma amostra composta por brasileiros, o que facilitará o diagnóstico de fraqueza muscular dos MMSS para essa população em condições e ambientes de exposição de risco<sup>99-101</sup>.

### 3 MÉTODO

Para a presente tese, foi utilizado o estudo transversal, com a avaliação do pico de torque dos principais grupos musculares dos MMSS em indivíduos autorrelatados saudáveis. Contudo, respeitando a construção do conhecimento de um protocolo robusto no que tange às propriedades de medida elencadas na revisão de literatura anteriormente abordada, foram feitos quatro recortes, os três primeiros abordando população mais homogênea em termos de dados sociodemográficos, principalmente idade, e um último recorte visando o objetivo geral, que incluiu a população entre 18 e 80 anos.

Para composição da amostra, foi realizado cálculo amostral dentro do intervalo de confiança de 95% da média, não excedendo em 15% os valores de pico de torque<sup>25,102</sup>, com perda na amostra estimada em 10%; estipularam-se 30 indivíduos por subgrupo de idade, que totalizaram 210 indivíduos.

A amostra do estudo foi por conveniência recrutada entre janeiro de 2018 e dezembro de 2021, composta por: voluntários relatados como fisicamente saudáveis, conforme o Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)<sup>103-106</sup>, disponível no Anexo A, com idade entre 18 e 80 anos, que assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), disponível no APÊNDICE C. Foram excluídos: indivíduos com incapacidade cognitiva para compreender o protocolo e as orientações; pacientes com disfunções neuromusculares conhecidas, mesmo sem agudização; pacientes com redução de amplitude de movimento funcional; pacientes que relatassem fazer uso de substância anabolizante esteroide nos últimos 6 meses.

Todos os voluntários incluídos na pesquisa foram submetidos a um questionário para levantamento de dados sociodemográficos e funcionais. Para fins didáticos, as variáveis estudadas compreendem as variáveis qualitativas nominais: gênero, raça,

dominância, profissão, dominância e prática de atividade física. O nível de atividade física foi adotada como variável qualitativa ordinária. Foram classificadas como variáveis quantitativas discretas ou contínuas: idade, frequência de atividade física semanal, horas de sono médio por dia.

No momento seguinte, foi realizada medição de peso, altura, assim como avaliação do pico de torque, por meio da contração isométrica máxima. Todas as variáveis acima mensuradas são relatadas na literatura como correlatas da força muscular periférica direta ou indiretamente, e foram utilizadas como variáveis controle no modelo de regressão para criação da equação de referência para avaliação da contração isométrica com o DHH. Desde o estudo piloto tais variáveis de controle foram sendo acompanhadas quanto ao poder de predição na variáveis dependentes, a ficha de coleta dos dados está exposta no Apêndice D.

A avaliação do pico de torque por meio da contração isométrica máxima foi realizada com a utilização do DHH, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA)<sup>63</sup>, além do goniômetro da marca ISP para a marcação adequada da posição articular no teste de cada grupo muscular<sup>107,108</sup>. A avaliação foi realizada em local reservado e apropriado. Foi testada a contração isométrica para os principais movimentos das maiores articulações bilaterais dos MMSS. Previamente à mensuração, o voluntário foi orientado e treinado para cada movimento, tal procedimento compôs o aquecimento para cada grupo muscular, anteriormente à avaliação. A contração isométrica foi sustentada por três segundos, um bip sonoro do próprio equipamento sinalizava o final da fase de isometria para cada grupo muscular avaliado. Cada movimento foi realizado por três repetições, considerando o maior dos três valores como válido, sempre com incentivo do examinador: “Força, força, força!”<sup>64,65</sup>. O examinador orientou e corrigiu compensações de grupos musculares sinergistas ao movimento e para

tanto empregou cinto inelástico na estabilização de tronco superior, pelve e membro superior contralateral ao avaliado. A mão não dominante do avaliador também foi utilizada na estabilização dos segmentos proximais à articulação avaliada para cada movimento<sup>63</sup>.

Para garantir a ocorrência do pico de torque para cada grupo muscular, o DHH foi posicionado com as mãos no segmento avaliado, conforme testes previamente empregados e testados na literatura, dando preferência por testes que adotavam a posição de decúbito dorsal, com o objetivo de maior padronização do protocolo, assim como do mobiliário e material, com o auxílio de uma maca<sup>39</sup>.

Tal condução objetivou a construção de um protocolo mais homogêneo no posicionamento corporal, o que possibilitaria a reprodução em diversos ambientes e por diversos segmentos da população em estudos futuros. Na segunda fase da tese, o dinamômetro teve método de estabilização testado no estudo de confiabilidade e reprodutividade da medida, comparando o método fixado, com o DHH, apoiado diretamente por fita inelástica no segmento avaliado e método não fixado, com a mão dominante do avaliador apoiando diretamente o equipamento no segmento avaliado. Na terceira fase da tese, foi realizado um estudo de validade concorrente e acurácia em comparação com a avaliação com o DI. Por fim, foi conduzida a quarta e última fase da tese com estudo para estabelecer os valores de normalidade para o pico de torque, por meio da contração isométrica dos 10 principais grupos musculares dos MMSS, assim como criar as equações preditoras para grupos musculares respectivos para membro superior dominante e não dominante, dada a divergência fisiológica conhecida na literatura, com magnitude chegando até 10-15% de diferença do torque entre os lados.

Durante a avaliação do pico de torque com o DHH, o examinador mantinha como ponto fixo a contração do examinado sempre com resistência suficiente para anular

movimentação do equipamento. Para conseguir realizar a avaliação de forma padronizada, todos os avaliadores foram treinados e retreinados periodicamente, com a finalidade de garantir máxima homogeneidade ao protocolo empregado e minimizar viés de mensuração. Previamente ao estudo, todos os instrumentos de medida passaram por calibração, com recalibração anual.

Para o protocolo de mensuração do pico de torque, foram selecionados os 10 grupos musculares envolvidos nas funções principais dos MMSS, assim como se procedeu à revisão na literatura se os grupos selecionados guardavam relação com aqueles mais frequentemente empregados nos estudos de contração isométrica máxima. Avaliaram-se, então, os seguintes grupos musculares dos MMSS adotando-se a posição descrita: flexores do ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado<sup>50</sup>; extensores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado, com dinamômetro apoiado na face anterior do braço; indicação de extensão de ombro<sup>50</sup>; abdutores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado, com dinamômetro apoiado na face lateral do braço; abdução de ombro<sup>46</sup>; adutores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado, com DHH apoiado na face medial do braço; indicação de adução de ombro<sup>46</sup>; rotadores internos de ombro — em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço pronado, com dinamômetro apoiado na face anterior do punho; rotação interna de ombro<sup>44</sup>; rotadores externos de ombro — em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço pronado, com dinamômetro apoiado na face posterior do punho; rotação externa de ombro<sup>44</sup>; **flexores de cotovelo** — em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos em

180°, antebraço supinado; flexão de cotovelo <sup>47</sup>; **extensores de cotovelo** — em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço supinado, com DHH apoiado na face posterior do punho; extensão de cotovelo <sup>47,48</sup>; **flexores de punho** — em decúbito dorsal, antebraço apoiado no leito, paralelo ao corpo, ombro posicionado com 15° de abdução, cotovelo em 0° de flexão e punhos em 0°, antebraço supinado, com dinamômetro apoiado na face anterior dos ossos do carpo; flexão de punho<sup>39,62</sup>; **extensores de punho** — em decúbito dorsal, antebraço apoiado no leito, paralelo ao corpo, ombro posicionado com 15° de abdução, cotovelo em 0° de flexão e punhos em 0°, antebraço pronado, com DHH apoiado na face posterior dos ossos do carpo, mão de fixação apoiando o rádio e ulna contra o leito; extensão de punho<sup>39,62</sup>.

Para fins de estabelecer a validade concorrente, assim como a acurácia e a concordância diagnóstica, foi utilizado o DI da marca Biodex, modelo S4 Pró (Biodex, New York, USA), na realização da avaliação da força muscular isocinética do ombro. Para avaliar o desempenho desse grupo muscular, os participantes foram posicionados na cadeira da máquina de acordo com a posição orientada pelo fabricante, respeitando o posicionamento do centro articular em relação ao eixo de rotação da máquina<sup>72,74</sup>.

A avaliação foi feita bilateralmente com o mesmo procedimento, um ombro após o outro. Foram feitas três séries de dez contrações concêntricas em velocidade angular de 60°/s. Entre as avaliações de cada grupo foi respeitado o tempo de recuperação não inferior a 90 segundos.

Previamente, a cada medida, o voluntário foi orientado e aquecido para cada movimento. No momento da realização da medida, o avaliador usou do incentivo verbal para extrair do voluntário o máximo de esforço durante cada teste. O processo de avaliação foi conduzido por avaliador devidamente treinado. Foi avaliado o pico de torque

dos músculos flexores, extensores, abdutores, adutores, rotadores internos e externa dos ombros. O voluntário foi avaliado sentado, com 0° de orientação do dinamômetro e 5° de inclinação, assento posicionado a 0° de rotação, com inclinação de 85°. A resistência foi posicionada na palma da mão, segurada com os dedos fechados<sup>74</sup>.

Para o estudo de valores de referência e equação preditoras, diversos centros foram recrutados no Brasil, entre eles clubes, academias, centros comunitários, centros de saúde e universidades. Os voluntários foram convidados por contato direto ou por divulgação de material impresso afixado nos próprios centros, ou por via de divulgação eletrônica por rede social ou grupos afins de comunicação social. As avaliações foram previamente agendadas, com orientações e cuidados pré-avaliação desde o primeiro contato.

Previamente à realização do estudo, a pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia (UFBA), com o Parecer n.º 1.537.948, disponível no Anexo B. Todos os voluntários assinaram o TCLE e foram informados sobre os principais eventos adversos relatados durante a avaliação de força. A pesquisa garantiu a integridade e o sigilo de qualquer dado individual dos voluntários que compuseram a amostra, em consonância com as recomendações do CNS (Resolução 466/12 CNS/MS) e a Declaração de Helsinki.

Para a tabulação e a análise dos dados, foi utilizado o *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) para Mac (versão 28.0). Foi empregada a estatística descritiva com exposição dos dados, por meio de tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa, e os dados quantitativos expressos em média e desvio padrão e (ou) mínimo e máximo. Visando testar se a distribuição dos dados foi compatível com a normalidade, foram utilizadas a leitura do histograma, assim como a análise das medidas de dispersão e tendência central. Foi considerado

estatisticamente significativa um  $p < 0,05$ . Com fins didáticos, para categorizar a magnitude da correlação, foi empregada a classificação proposta por Domhold<sup>109</sup>, qual seja: alta ( $r \geq 0,70$ ); moderada ( $0,70 > r \geq 0,40$ ); baixa ( $< 0,40$ ).

A validação concorrente foi obtida pelas medidas do pico de torque avaliado com DHH e DI para cada movimento do ombro analisado, calculando-se a correlação de *Pearson* e o valor de  $p$  para essa correlação. Para testar a acurácia da avaliação da força muscular entre o DHH e a DI, foi utilizada análise da curva *receiver operationg characteristic* (ROC) e a *Area under the ROC curve* (AUC), com respectivo intervalo de confiança de 95% (IC95%). O critério de sensibilidade demonstra o quanto um teste positivo é sensível para detetar o desequilíbrio muscular<sup>25-27</sup>. O critério de especificidade demonstra o quanto um teste negativo é específico para detectar o equilíbrio muscular em comparação com o DI, teste considerado como padrão ouro para avaliação do pico de torque. A prevalência do desequilíbrio muscular entre agonista e antagonista foi obtida pela razão entre o número de voluntários acometidos pelo desequilíbrio muscular no momento da avaliação e o total de voluntários avaliados, com razão inferida para cada agonista e antagonista avaliado. Para a concordância, foi exposta a frequência absoluta e relativa da concordância diagnóstica entre os instrumentos utilizado o teste de *Kappa*, utilizando a classificação proposta por Stemler<sup>110</sup> para estratificar o grau de concordância entre os instrumentos, cujo critério estabelece o seguinte: concordância excelente  $> 0,75$ ; concordância de moderada-forte =  $0,40 - 0,75$ ; concordância pobre  $< 0,40$ .

A delimitação dos valores de normalidade da força isométrica máxima com o DHH foi estabelecida no intervalo de confiança de 95% (IC95%) conforme o teste *t* de *Student* com dicotomização por sexo, além de ter determinado a média do pico de torque e o erro padrão (SE) para cada movimento e lateralidade avaliada. Para o cálculo da equação de referência do valor de força muscular, foram incluídas as variáveis de controle

mais frequentemente relatadas na literatura e foi empregado modelo de regressão linear, delimitando variáveis com coeficiente de determinação ( $r^2$ ) com significância estatística para variável de desfecho. Retirou-se uma variável sem significância estatística por vez e repetiu-se a execução da regressão, a fim de encontrar potenciais variáveis de confusão durante a elaboração. Após essa fase, o intuito de ratificar o valor da equação proposta foi aplicadà equação da própria amostra e correlacionada com os valores reais do DHH, por meio da correlação de *Pearson* ( $r$ )<sup>124</sup>. A correlação foi categorizada empregando a classificação proposta por *Weir*<sup>90</sup>: excelente, para valores entre 1,0 e 0,81; muito boa, de 0,80 a 0,61; boa, de 0,60 a 0,41; razoável, de 0,40 a 0,21; e pobre, de 0,20 a 0,00. Para efeito comparativo, foi realizada correlação do DHH para flexão de cotovelo e extensão de ombro entre a equação preditora norte-americana proposta previamente<sup>49</sup> e a equação preditora proposta na tese atual.

## 4 RESULTADOS

Apresentam-se a seguir, os quatro artigos elaborados em decorrência da construção da tese, tratando do objeto desta pesquisa.

### 4.1 ARTIGO 1

O artigo está publicado na *Revista de Ciências Médicas e Biológicas* - Qualis Interdisciplinar B3/ Medicina B5 (21-22) . Disponível em <http://dx.doi.org/10.9771/cmbio.v19i2.28035> <sup>111</sup>

### AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DOS MEMBROS SUPERIORES POR MEIO DE DINAMÔMETRO *HANDHELD*: ESTUDO PILOTO

Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior  
Mansueto Gomes Neto

#### RESUMO

**Introdução:** Trata-se de um estudo piloto, de caráter descritivo, de corte transversal, que expõe e aplica o protocolo de avaliação da força muscular periférica de MMSS em indivíduos saudáveis. **Objetivos:** Descrever um protocolo de avaliação da força muscular periférica dos membros superiores por meio do dinamômetro *Handheld*, assim como testar, em estudo piloto, o instrumento e o protocolo de coleta propostos. **Métodos:** A amostra foi composta por 16 voluntários, com idade entre 20 e 40 anos, predominância do sexo feminino (62,5%), IMC médio 23,7 (4,8), fisicamente ativos (68,8%), que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Testou-se a contração isométrica para os principais movimentos das maiores articulações do membro superior dominante, superior do membro de dominância. A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa do ICS/UFBA, sob o parecer n.º 1.537.948. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa e os dados quantitativos expressos em média e desvio padrão e/ou mínimo e máximo. Foi realizada a correlação de Pearson entre o torque dos flexores do cotovelo com variáveis antropométricas escalares. **Resultado:** A mensuração do torque demonstrou maiores torques flexores de cotovelo, rotadores internos de ombro, extensores de punho e extensores de ombro. **Conclusão:** O protocolo demonstrou-se prático e factível, com tempo de mensuração médio de 30 minutos. Não foram observados eventos adversos conhecidos durante as avaliações.

**Palavras-chave:** dinamômetro de força muscular; contração muscular; força muscular; medida.

## INTRODUÇÃO

A avaliação de componentes físicos é um dos cuidados básicos mais importantes para a estratificação da capacidade funcional de um indivíduo e, em decorrência disso, para a identificação de uma deficiência musculoesquelética e a consequente limitação da função. Componentes como a amplitude de movimento, a força muscular, a sensibilidade, a propriocepção e a flexibilidade fazem parte da prática diária do fisioterapeuta, do educador físico e de outros profissionais da saúde que atuam com capacidade física, performance e saúde. Contudo, diversas vezes, o uso rotineiro desses marcadores de função não garante sua racionalização como componente para delimitação de um plano ou decisão sobre um prognóstico funcional<sup>31</sup>.

A contração muscular pode ser definida como a capacidade do músculo, ou grupo muscular, gerar encurtamento de suas unidades contráteis, promovendo a aproximação entre suas inserções. Tal alavanca, uma grandeza expressa mediante o torque ou momento de força, expresso em Newton, é a própria expressão da força muscular<sup>58</sup>.

A força muscular pode ser gerada por três formas diferentes de contração. A mais frequente é a contração isotônica, em que os pontos das inserções se aproximam ou se afastam, desacelerando por meio da contração do tecido muscular. Outra possibilidade é a contração isométrica, em que o músculo apresenta potencial de ação elétrico e encurtamento de unidades contráteis, embora sem aproximação significativa de suas inserções pelo direcionamento do torque gerado para um rearranjo interno das miofibrilas. A terceira possibilidade é a contração isocinética, obtida por meio da ação muscular sobre velocidade angular constante durante todas as amplitudes de movimento no curso de uma contração. Tal condição é a forma ideal para avaliação da força muscular devido à possibilidade de se obter o máximo torque, ao minimizar impedâncias que desacelerariam a velocidade angular, à medida que a amplitude de movimento se afasta do ponto ótimo de torque para cada músculo ou grupo muscular<sup>59</sup>.

O dinamômetro isocinético é um dispositivo capaz de gerar contração isocinética e é considerado o padrão-ouro para a avaliação da força muscular. Contudo, tal dispositivo é robusto e exige um ambiente específico e controlado para a avaliação dessa variável. Tal condição torna esse aparelho menos acessível a diversas populações<sup>32,34</sup>. A necessidade de dispor de instrumentos menores, portáteis, mais acessíveis em ambientes diversificados, sem perder a acurácia na avaliação da força muscular é a principal

justificativa do estudo do dinamômetro isométrico *handheld* como instrumento de avaliação da força muscular<sup>33,40</sup>.

O presente estudo tem como objetivo descrever um protocolo de avaliação da força muscular periférica dos membros superiores (MMSS) com o uso do dinamômetro *handheld* (DHH), assim como testar, em estudo piloto, o instrumento e o protocolo de coleta proposto.

## MÉTODOS

Trata-se de um estudo piloto, de caráter descritivo e de corte transversal, que expõe e aplica o protocolo de avaliação da força muscular periférica de MMSS em indivíduos saudáveis na cidade de Salvador (Bahia).

A amostra do estudo foi de conveniência, composta por voluntários saudáveis, caracterizados por ausência de sintomas nociceptivos musculoesqueléticos nos últimos dois meses, com idade entre 18 e 80 anos e que assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Foram excluídos: indivíduos com incapacidade cognitiva para compreender o protocolo e as orientações; pacientes com disfunções neuromusculares, mesmo sem agudização; pacientes com redução de amplitude de movimento funcional; e como pacientes com alguma condição cardiorrespiratória ou sistêmica que contraindicasse a realização do protocolo de avaliação da força muscular. Todos os voluntários incluídos na pesquisa foram submetidos a uma entrevista para levantamento de dados sociodemográficos e funcionais. Das variáveis estudadas, constituem variáveis nominais: gênero, raça, dominância, profissão, religião, uso de medicação regular e prática de atividade física. Escolaridade constitui uma variável categórica. São variáveis quantitativas discretas ou contínuas: idade, peso, altura, frequência de atividade física semanal, horas de sono médio por dia, pico de força muscular, força muscular média<sup>60</sup>.

A avaliação da força muscular isométrica foi realizada com a utilização do DHH, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA), assim como de um goniômetro da marca ISP, para a marcação adequada da posição articular no teste de cada grupo muscular<sup>44,107</sup>. A avaliação foi realizada em local reservado e apropriado. Foi testada a contração isométrica para os principais movimentos das maiores articulações dos MMSS superiores do membro de dominância. Previamente à

mensuração, o voluntário foi orientado e treinado para cada movimento. Realizada a contração isométrica por três segundos, um bip sonoro do próprio equipamento sinalizava o final da avaliação para cada movimento. Cada movimento foi realizado com três repetições, considerando o maior dos três valores, sempre com incentivo do examinador: “Força, força, força!”.

Para garantir a ocorrência do máximo torque para cada grupo muscular, o DHH foi posicionado com as mãos no segmento avaliado, sempre com resistência máxima e com vetor de movimento contrário à contração solicitada. Entende-se que tais vetores seriam anulados se, durante a contração, o movimento não ocorresse em sentido do vetor de movimento imposto pelo examinador ou pelo voluntário, o que confirmaria a anulação adequada das forças e impediria que parte da força imposta pelo paciente fosse traduzida em movimento e, assim, inviabilizasse a compressão lida por meio da célula de força do dinamômetro em questão. Previamente ao estudo, todos os instrumentos de medida passaram por calibração, com vistas, assim, a minimizar possível viés de mensuração.

Foram avaliados os seguintes grupos musculares, adotando-se a posição descrita:

- *Flexores do ombro* – Em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos a 180°, antebraço pronado<sup>45</sup>.
- *Extensores de ombro* – Em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos a 180°, antebraço pronado. Dinamômetro apoiado na face anterior do braço. Indicação de extensão de ombro<sup>45</sup>.
- *Abdutores de ombro* – Em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos a 180°, antebraço pronado. Dinamômetro apoiado na face lateral do braço. Indicação de abdução de ombro<sup>46</sup>.
- *Adutores de ombro* – Em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado. DHH apoiada na face medial do braço. Indicação de adução de ombro<sup>46</sup>.
- *Rotadores internos de ombro* – Em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos a 180°, antebraço pronado. Dinamômetro apoiado na face anterior do punho. Indicação de rotação interna ombro<sup>44</sup>.
- *Rotadores externos de ombro* – Em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos a 180°, antebraço pronado. Dinamômetro apoiado na face posterior do punho. Indicação de rotação externa de ombro<sup>44</sup>.

- *Flexores de cotovelo* – Em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos a 180°, antebraço supinado. Indicação de flexão de cotovelo<sup>47</sup>.
- *Extensores de cotovelo* – Em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos a 180°, antebraço supinado. DHH apoiado na face posterior do punho. Indicação de extensão de cotovelo<sup>47,48</sup>.
- *Flexores de punho* – Em sedestração, antebraço apoiado sobre superfície rígida, punho para fora da superfície. Ombro posicionado em 0° de flexão, cotovelo em 90° de flexão e punhos a 180°, antebraço supinado. Dinamômetro apoiado na face anterior dos ossos do carpo. Indicação de flexão de punho<sup>62</sup>.
- *Extensores de punho* – Em sedestração, antebraço apoiado sobre superfície rígida, punho para fora da superfície. Ombro posicionado em 0° de flexão, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço pronado. DHH apoiado na face posterior dos ossos do carpo. Indicação de extensão de punho<sup>62</sup>.

Previamente à realização do estudo, a pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, com o parecer n.º 1.537.948. A pesquisa se realizou com amostra de conveniência, e todos os voluntários assinaram o TCLE. A pesquisa garantiu a integridade e manteve em sigilo qualquer dado individual dos voluntários que compuseram a amostra, em consonância com as recomendações do CNS (Resolução 466/12 CNS/MS).

Para a tabulação e a análise dos dados, foi utilizado o *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) para Windows (versão 21.0). Foi empregada a estatística descritiva, com exposição dos dados por meio de tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa, e os dados quantitativos expressos em média e desvio padrão e (ou) mínimo e máximo. Para conhecimento preliminar, neste piloto, a torque dos flexores do cotovelo foi correlacionada com variáveis escalares, como idade, altura, peso e horas de sono com o uso do coeficiente de correlação de *Pearson* ( $r$ ). Com fins didáticos, para categorizar a magnitude da correlação, foi empregada a classificação proposta por *Cohen* (1988): valores entre 0,10 e 0,29 podem ser considerados pequenos; escores entre 0,30 e 0,49 podem ser considerados como médios; e valores entre 0,50 e 1 podem ser interpretados como grandes<sup>112</sup>.

## RESULTADOS

A amostra do piloto foi composta por 16 voluntários, em idade entre 20 e 40 anos, com predomínio do sexo feminino (62,5%), e IMC médio compatível com eutrofia 23,7 (4,8), fisicamente ativo em 68,8% do seu todo (Tabela 1).

**Tabela 1** – Dados sociodemográficos dos indivíduos em que foi mensurado o pico de torque dos músculos dos MMSS por meio do DHH

<b>Variável</b>	<b>Média (DP) n=16</b>	<b>n(%) n=16</b>
Idade (anos)	27,3 (8,4)	
Gênero (Feminino)		10 (62,5)
Altura (cm)	1,69 (0,06)	
Peso (kg)	67,7 (13,9)	
IMC	23,7 (4,8)	
Raça:		
Parda		8(50,0)
Branca		5(31,3)
Negra		3(18,8)
Dominância (destro)		16(100)
Escolaridade:		
Ensino Médio		11(68,8)
Ensino Superior		2 (12,5)
Pós-graduados		2(12,5)
Analfabeto		1 (6,3)
Dieta (sim)		4(25)
Atividade física (sim)		11(68,8)
Tipo de Atividade:		8(50,0)
Musculação		2(12,5)
Aeróbico		1(6,3)
Dança		
Frequência da Atividade:		4(36,4)
<3x semanal		4(36,4)
3x semanal		3(27,3)
>3x semanal		
Duração do Sono (h)	6,7 (1,0)	
Etilismo (não)		14(87,5)
Tabagismo (não)		16 (100)
Medicações		

Regular:	3(18,8)
Anticoncepcional	1(6,3)
Antialérgico	1(6,3)
Broncodilatador	

Fonte: Dados da pesquisa.

A mensuração do torque gerado pelos principais músculos dos MMSS foi demonstrada na Tabela 2, encontrando-se maiores torques flexores de cotovelo, rotadores internos de ombro, extensores de punho e extensores de ombro. Neste piloto, foi correlacionado o valor do torque dos flexores de cotovelo com variáveis antropométricas e clínicas; observou-se aí correlação positiva e grande com idade e peso, e negativa e média com horas de sono (Tabela 3).

**Tabela 2-** Valores do pico de torque dos principais músculos dos MMSS, mensurados por meio do DHH, na amostra (n=16).

<b>Grupo Muscular</b>	<b>Pico de Torque (DP)*</b>	<b>[Min- Max]</b>	<b>CV**</b>
Flexores do Ombro	80,2 (25,3)	[48,5-134,8]	31,5
Extensores do Ombro	111,3 (39,6)	[61,5-196,6]	35,5
Abdutores do Ombro	91,5 (40,1)	[48,0-208,1]	43,8
Adutores de Ombro	84,7 (32,1)	[44,2-168,7]	37,8
Rotação interna de Ombro	119,6 (31,2)	[67,0—186,3]	26,0
Rotação externa de Ombro	98,3 (31,3)	[68,8-175,5]	31,8
Flexores do Cotovelo	190,6 (56,9)	[120,9-340,7]	29,8
Extensores de Cotovelo	104,1 (31,0)	[52,3-166,0]	29,7
Flexores de Punho	106,2 (45,7)	[51,7-215,9]	43,0
Extensores de Punho	117,5 (34,0)	[64,8-181,6]	28,9

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: \*Pico do torque, expresso em N. \*\*Coeficiente de variação, expresso em %.

**Tabela 3** - Correlação entre torque dos flexores do cotovelo, mensurado por DHH e variáveis antropométricas e clínicas.

Variáveis	<i>r</i>
Idade (anos)	0,19
Altura (cm)	0,54
Peso (kg)	0,57
Horas de Sono (h)	-0,27

Fonte: Dados da pesquisa.

## DISCUSSÃO

O protocolo de avaliação da força muscular por meio do DHH mostrou-se factível e de fácil aplicabilidade. Seu posicionamento parece instintivo, baseado em conhecimentos de domínio comum ao profissional de saúde. As orientações para a realização do teste demonstraram ser acessíveis a pessoas com diferentes níveis de instrução acadêmica.

O protocolo empregado baseou-se em posicionamentos previamente empregados em estudos científicos, com vistas a garantir maior segurança e credibilidade ao protocolo<sup>44,47,57,67</sup>. Sua escolha teve como princípio norteador incluir posições em que fossem empregados mobiliários mínimos e adotar posições que pudessem, no futuro, ser adotadas por diversas populações, com as mais diversas capacidades físicas e funcionais. Reduzem-se, assim, possíveis vieses de mensuração, mediante ajustes posturais futuros em populações específicas, ou pela necessidade de um mobiliário especial ou adaptado<sup>36,84,85,99</sup>.

A literatura tem relatado o risco de fadiga muscular, dores agudas musculares ou articulares, câimbra, além de cefaleia e hipertensão arterial na mensuração da força muscular com isometria de diversos grupos musculares<sup>76</sup>. Para minimizar esses possíveis efeitos adversos, o protocolo empregado garantiu repouso de 60 a 90 segundos entre as mensurações de cada grupo muscular, sempre respeitando a percepção do voluntário quanto a iniciar uma nova contração no grupo muscular avaliado. A adoção do tempo mínimo de contração isométrica em três segundos também visou garantir a integridade física dos participantes. Neste estudo, não foram observados eventos adversos durante as avaliações do DHH.

A amostra do piloto foi composta por 16 voluntários, entre estudantes e funcionários da universidade onde foi sediada a pesquisa, com predominância do gênero feminino (62,5%), altura média de 1,69 (0,06) cm, peso médio 67,7 (13,9) kg. Genlin et al.<sup>47</sup>, num

estudo, em 2016, testaram a confiabilidade relativa e absoluta do DHH em estudantes universitários que apresentavam média de altura e peso semelhantes, 1,67(0,4) cm e 74,0 (10,0) kg, respectivamente.

Tal estudo auxiliou na adoção de algumas posições no protocolo de mensuração dos MMII: confiabilidades elevadas, com coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre 0,85 e 0,96 para posições dos flexores e dos extensores de quadril.

Schrama et al.<sup>41</sup>, em revisão sistemática atual, descrevendo a confiabilidade intraexaminador do DHH das extremidades superiores, de 54 estudos sobre o tema, concluem que o coeficiente de correlação interclasses (CCI) pode variar de 0,71 para avaliadores inexperientes, até 0,99 para avaliadores com maior experiência. Baseado nisso, o grupo de coleta deste estudo piloto foi previamente treinado em uma oficina sobre DHH ministrada pelo pesquisador principal desta pesquisa, em que foram informados sobre o equipamento e familiarizados com o manuseio e o protocolo de medida a ser avaliado. A mesma revisão demonstra maiores confiabilidades para flexão e extensão de cotovelo, com resultados controversos para ombro e punho, provavelmente justificados pela maior liberdade de movimento dessas últimas duas articulações. Para minimizar essa tendência, foram escolhidas posições baseadas em estudos classificados nessa revisão como de “alta” confiabilidade.

Mentiplay et al.<sup>40</sup>, em estudo de validação e confiabilidade dos MMII, empregaram protocolo de mensuração semelhante ao do presente piloto, com o uso do mesmo equipamento, respeitando a premissa de resistência máxima em vetor contrário ao movimento e encontrando de boa a excelente confiabilidade para todos os grupos musculares avaliados ( $CCI > 0,70$ ).

Fieseler et al.<sup>44</sup>, em estudo com atletas de time feminino de handebol, demonstraram de boa a excelente confiabilidade do DHH e goniometria para marcar as posições articulares em medidas para MMSS. Baseado nesses achados, o presente piloto empregou a goniometria, principalmente para mensuração da dinamometria de articulações multiplanares, a fim de garantir a adequada estabilização dos segmentos corporais e melhorar a reprodutibilidade do protocolo.

A Tabela 2 demonstra os valores da força muscular mensurada nos 16 voluntários deste piloto. Foi observado um CV de aproximadamente 30% na amostra. Essa pequena variação deve-se ao fato de que a amostra selecionada neste trabalho foi composta de indivíduos de faixa etária semelhante. Tal impressão é reforçada na Tabela 3, ao se

observar que a correlação entre força muscular e idade é ínfima ( $r$  0,19), visto que a média de idade foi de apenas 27,3 (8,4) anos, o que não permite, nesta amostra preliminar, inferir adequadamente tal correlação. Por outro lado, foi identificada correlação positiva entre altura e peso, considerando sempre que a amostra foi composta por indivíduos com IMC médio de 23,7 (4,8), que configuraria eutrofia e, portanto, um percentual de massa magra aceitável. Em estudo que avaliava a FPP, Silva et al.<sup>113</sup> demonstraram correlação positiva entre variáveis antropométricas, como sexo masculino, IMC e flexibilidade, em 420 idosos.

Contraditoriamente, Martinez et al.<sup>2</sup>, em estudo com 110 idosos hospitalizados, demonstraram que a acurácia de predição da massa muscular pela força é baixa, com acurácia = 0,30 e intervalo de confiança de 95% (IC95%) = 0,19-0,41;  $p=0,001$ ; lembrando que tal população difere deste piloto por condições agudas, como restrição de mobilidade e retenção de líquido, que podem ser fatores de confusão no comportamento dessas variáveis.

Este piloto é base para futuros estudos, pois descreve, em detalhes, todo o protocolo de mensuração da força muscular dos principais grupos musculares dos MMSS por meio do DHH. O protocolo em questão demonstrou ser prático, com tempo de mensuração não superior a 30 minutos, incluindo os tempos de repouso e recuperação.

## 4.2 ARTIGO 2

O artigo encontra-se publicado na *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. Qualis Interdisciplinar B1/ Medicina B3, *Journal Citation Reports* (JCR) 0,589 (21-22) . Disponível em [http://dx.doi.org/10.1590/1517-8692202127012020\\_0008](http://dx.doi.org/10.1590/1517-8692202127012020_0008)<sup>114</sup>

## **COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS NA AVALIAÇÃO DE DINAMOMETRIA *HANDHELD* PARA MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES**

*Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior, MD<sup>1,2</sup>  
Manoela Porto dos Santos Menezes<sup>2</sup>,  
Kamilla Ribeiro Bastos dos Santo<sup>2</sup>,  
Mansueto Gomes Neto <sup>1,2</sup>*

---

<sup>1</sup> Programa de pós-graduação em Processos Interativos de Órgãos e sistemas da UFBA. <sup>2</sup>Grupo de pesquisa em Fisioterapia do Instituto de ciências da saúde da UFBA.

## RESUMO

**Introdução:** Os membros superiores são segmentos do corpo humano responsáveis por atividades primordiais do nosso cotidiano, e os músculos são estruturas imprescindíveis para isso. Ainda são escassos na literatura os estudos sobre a confiabilidade intra e interexaminadores da dinamometria *Handheld* em indivíduos saudáveis; é inédita, nesse contexto, a comparação entre os métodos de avaliação da dinamometria nos principais músculos desse segmento. **Objetivo:** Avaliar a confiabilidade da avaliação intraexaminador e interexaminador da dinamometria manual de músculos do membro superior em indivíduos saudáveis, bem como comparar a confiabilidade da avaliação entre métodos fixos e não fixos. **Métodos:** Foram recrutados indivíduos saudáveis, maiores de 18 anos. A contração isométrica para dez grupos musculares do membro superior dominante foi testada. Para o método fixado, foi empregado um sistema de ventosas conectado ao dinamômetro *Handheld* (DHH) por um cinto inelástico. No método não fixado, o examinador apoiou o aparelho com a mão. A contração isométrica foi sustentada por três segundos. Cada medida foi repetida três vezes, considerando o maior valor obtido. A confiabilidade foi calculada pelo coeficiente de correlação intraclasse (CCI). A dispersão entre as medidas foi expressa pelo diagrama de Bland-Altman. **Resultados:** A amostra foi composta por 25 voluntários, todos destros. O coeficiente de correlação intraclasse (CCI) dos intraexaminadores para método não fixado foi de 0,89 a 0,99 e, para o método fixado, situou-se entre 0,43 e 0,85. A confiabilidade interexaminadores teve comportamento equivalente. O presente estudo demonstrou que a avaliação da força dos músculos dos MMSS com dinamômetro isométrico apresenta excelente confiabilidade tanto intra como interexaminadores. A escolha do posicionamento em supino vem da necessidade de propor um protocolo factível na prática clínica, replicável para a maioria dos públicos e em ambientes diversos. O fato de o método não fixado demonstrar maior confiabilidade, em geral, expõe a viabilidade do uso dessa ferramenta sem necessidade de adaptações, dispositivos adicionais ou aumento do custo operacional nessa avaliação. **Conclusão:** A comparação entre os métodos fixados e os não fixados da dinamometria *Handheld* demonstrou superioridade do método não fixado quanto à confiabilidade.

**Palavras-chave:** dinamômetro de força muscular; contração muscular; força muscular; diagnóstico; confiabilidade dos dados

## INTRODUÇÃO

A produção de movimento é diretamente relacionada à capacidade do músculo em produzir força tênsil, que, por sua vez, é influenciada pela área de secção transversa do músculo, comprimento de suas fibras, ativação neural, reserva bioenergética e as capacidades de alongamento e encurtamento de suas fibras.<sup>2,19</sup> É de conhecimento que a deficiência de força muscular tem um impacto negativo no desempenho funcional e na autonomia, e dificulta, assim, a execução de atividades de vida diária (AVDs) básicas e instrumentais.<sup>2,78,100</sup>

Os membros superiores (MMSS) são segmentos do corpo humano responsáveis por permitir atividades primordiais do nosso cotidiano como: alimentar-se, executar atividades laborais, de higiene, comunicação gestual e atrelada aos diversos dispositivos tecnológicos, interação afetiva. Muito mais que função, tais segmentos em posse de adequada força, coordenação e precisão de movimentos, permitem que a espécie humana realize atividades múltiplas em sua possibilidade e complexidade e que cada indivíduo seja único em suas expressões e participação social<sup>2,41,78</sup>.

A graduação da força muscular é ferramenta imprescindível para a adequada prescrição de treinos físicos, assim como para guiar diagnóstico de disfunções e incapacidades musculares em indivíduos enfermos ou ainda nortear programas preventivos às lesões oriundas de desequilíbrios entre cadeias musculares antagonistas. Todavia, vale ressaltar que tão importante quanto graduar a força de determinado grupo muscular é garantir a veracidade e confiança dessa medida<sup>31,32,61,115</sup>.

A dinamometria *handheld* (DHH) é um dispositivo portátil capaz de graduar a força muscular, realizado por meio de uma contração isométrica máxima sustentada. Seu tamanho e peso possibilita um fácil manuseio durante a avaliação e torna seu uso reprodutível. Tais características possibilita a utilização desse instrumento viável nos mais diversos ambientes e públicos. Contudo, ainda é escassa a evidência sobre a confiabilidade do instrumento utilizando protocolos simples e factíveis para a prática clínica que aborde diversos músculos dos MMSS<sup>34,40</sup>.

A presente pesquisa teve como objetivo avaliar a fidedignidade nas medidas intraexaminadores e interexaminadores da dinamometria *handheld* de músculos do membro superior em indivíduos saudáveis, bem como comparar a confiabilidade dessa avaliação entre o método fixado e o não fixado.

## **METÓDO**

### *Participantes:*

Foram recrutados indivíduos saudáveis, por chamado direto, via mensagem de texto ou por rede social. Previamente ao recrutamento, foi realizado cálculo amostral respeitando 10% de variação entre medidas  $\alpha$  0,05 e poder 80%, o que somou 25 participantes.

Foram incluídos: indivíduos voluntários à participação na pesquisa; maiores de 18

anos; de ambos os sexos; que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Foram excluídos indivíduos com doença ou sintomas osteo-mio-articulares agudos, com presença de redução de amplitude de movimento (ADM) funcional<sup>107</sup>, portadores de doença cardíaca grave ou doenças neuromusculares e voluntários com limitação cognitiva que limitasse a compreensão dos comandos motores durante a avaliação.

#### *Randomização:*

Visando eliminar viés, a ordem de avaliação entre métodos fixado e não fixado foi randomizada para todos os pacientes. Por randomização simples, parte dos participantes iniciaram a avaliação do DHH com método fixado e a outra parte pelo método não fixado.

#### *Instrumentos:*

A avaliação da força muscular foi realizada com a utilização do dinamômetro isométrico digital, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA), previamente calibrado, além de um goniômetro da marca ISP (São Paulo, BR), para a marcação adequada da posição articular dos segmentos para cada movimento avaliado<sup>44</sup>. Todos os pacientes tiveram o segmento proximal (tronco, braço ou antebraço) estabilizado por cinto inelástico, a fim de anular o efeito de cadeias musculares sinergistas e sua irradiação de força.

#### *Procedimentos:*

A avaliação foi realizada em local reservado e apropriado. Previamente à realização do teste, os examinadores foram treinados para realizar a avaliação conforme protocolo atual. Nesse protocolo, foi testada a contração isométrica para dez grupos musculares do membro superior dominante. Em momento anterior à mensuração, os voluntários foram orientados, treinados e aquecidos para cada movimento.

Para o método fixado, foi empregado um sistema de ventosas aderidas a superfícies rígidas, conectadas ao DHH por meio de cinto inelástico, tipo Mulligan<sup>25</sup>. No método não fixado, o examinador apoiou o aparelho com uma das mãos em vetor contrário ao movimento, estabilizando com a mão contralateral o segmento proximal à

articulação do movimento avaliado<sup>44,50</sup>.

A contração isométrica foi sustentada por três segundos, guiada por bip sonoro do próprio equipamento. Cada movimento foi realizado com três repetições, considerando o maior dos três valores, sempre com incentivo do examinador: “Força, força, força!”. O dinamômetro foi posicionado na região distal do antebraço, sempre a cinco centímetros do processo estiloide do rádio<sup>93</sup>. Para todas as medidas foi respeitado o tempo de recuperação muscular entre testes. Caso houvesse compensação visível de músculos sinergistas em algum dos movimentos, o voluntário seria orientado e a medida repetida. As posições para DHH foram expressas na Quadro 4<sup>44,50,66</sup>.

**Quadro 1:** Posições de avaliação com DHH.

Articulação	Movimento	Posição corporal	DHH
Ombro	Flexão	Supino, ombro 90° de flexão, cotovelo e punhos 0°, antebraço pronado.	Face dorsal do antebraço.
	Extensão	Supino, ombro 90° de flexão, cotovelo e punhos 0°, antebraço pronado.	Face anterior do antebraço.
	Abdução	Supino, ombro 45° de abdução, cotovelo e punhos 0°, antebraço em posição intermediária.	Face dorsal do antebraço.
	Adução	Supino, ombro 45° de abdução, cotovelo e punhos 0°, antebraço em posição intermediária.	Face anterior do antebraço.
	Rotação Interna	Supino, ombro 90° de abdução, cotovelo 90° de flexão e punhos 0°, antebraço supinado.	Face anterior do antebraço.
	Rotação Externa	Supino, ombro 90° de abdução, cotovelo 90° de flexão e punhos 0°, antebraço supinado.	Face dorsal do antebraço.
Cotovelo	Flexão	Supino, ombro e punho 0°, cotovelo 90° de flexão, antebraço supinado.	Face anterior do antebraço.
	Extensão	Supino, ombro e punho 0°, cotovelo 90° de flexão, antebraço pronado.	Face anterior do antebraço.
Punho	Flexão	Supino, ombro 30° de abdução, cotovelo e punho 0°, antebraço supinado e apoiado na maca com punho para fora.	Face anterior do carpo.
	Extensão	Supino, ombro 30° de abdução, cotovelo e punho 0°, antebraço pronado e apoiado na maca com punho para fora.	Face posterior do carpo.

Fonte: Dados da pesquisa.

### *Confiabilidade:*

Para confiabilidade intraexaminadores, foi mensurado DHH, teste e reteste para o mesmo examinador. A confiabilidade interexaminadores ou reprodutibilidade foi mensurado DHH para dois examinadores independentes. Entre cada fase do teste foi respeitado um tempo mínimo de repouso de 30 minutos, a fim de afastar a possibilidade do confundimento por fadiga.

### *Aspectos éticos:*

A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, com o Parecer n.º 1.537.948. A pesquisa está em consonância com a declaração de Helsinque. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

### *Método estatístico:*

A tabulação e a análise dos dados foram realizadas no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 21.0, utilizando-se da estatística descritiva, com exposição dos dados por meio de tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa, os dados quantitativos foram expressos em média e desvio padrão. Para avaliar a diferença entre médias do pico de torque obtidas entre os métodos, foi utilizado o teste T de *Student*, considerando estatisticamente significativa um valor de  $p < 0,05$ .

A confiabilidade foi calculada pelo coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e foi categorizada empregando a classificação proposta por *Weir* (2005)<sup>90</sup>: excelente, para valores entre 1,0 e 0,81; muito boa, de 0,80 a 0,61; boa de 0,60 a 0,41; razoável, de 0,40 a 0,21; e pobre, de 0,20 a 0,00. A dispersão entre as medidas intra e interexaminadores foi expressa por meio de *Bland-Altman plot* para medidas não fixadas e fixadas.

## **RESULTADOS**

A amostra foi composta por 25 voluntários, e suas características antropométricas foram expressas na Tabela 5. Foi observado que, em geral, o pico de torque no método não fixado foi maior que o método fixado, contudo não foi encontrada diferença significativa para diferença entre médias, exceto para flexão de

cotovelo ( $p=0,049$ ), como exposto na Tabela 6.

**Tabela 4:** Características antropométricas da amostra ( $n=25$ ).

	n (%)	Média (DP)
Sexo (feminino)	15 (60)	
Idade (anos)		33,1 (13,4)
Raça: Pardo	13 (52)	
Branco	7 (28)	
Negro	5 (20)	
Peso (kg)		72,6 (18,3)
Altura (m)		1,7 (0,1)
IMC		24,9 (5,0)
Dominância (destro)	25 (100)	
IPAQ: Sedentários	9 (36)	
Ativo	7 (28)	
Irregularmente Ativo	4 (16)	
Muito Ativo	3 (12)	
Outros	2 (08)	
Frequência de exercício físico (dias)		3,5 (1,5)

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: IMC: Índice de massa corporal; IPAQ: Questionário internacional de atividade física.

A Tabela 5 reflete a confiabilidade intraexaminadores para o grupo não fixado e fixado, com todos os ICC sendo categorizados como excelente. O gráfico de Bland-Altman para confiabilidade intraexaminadores está representada na Figura 1, ratificando a diferença na confiabilidade entre os grupos para os ICC mais elevados. A reprodutibilidade está exposta na Tabela 7, na qual se pode observar que o método não fixado manteve categorização excelente. Todavia, o método fixado apresentou confiabilidades variantes entre excelente e razoável para as dez articulações de membros superiores avaliadas. O gráfico de Bland-Altman para a avaliação entre examinadores pode ser visualizado na Figura 2, que compara métodos não fixado e fixado.

**Tabela 05:** Média e desvio padrão do pico de torque para grupos musculares avaliados.

Articulação	Movimento	Não Fixado			Fixado			
		Teste	Reteste	Avaliador 2	Teste	Reteste	Avaliador 2	
Ombro	Flexão	96.0(22.6)	97.3(23.2)	81.8 (11.8)	71.5(15.5)	61.0(20.0)	90.7(17.2)	
	Extensão	112.1(25.1)	106(24.8)	96.9(17.0)	76.5(22.0)	82.4(25.3)	102.1(16.8)	
	Abdução	92.3(15.1)	89.1(19.3)	79.8(20.2)	74.4(16.6)	68.8(14,0)	81.2(14.9)	
	Adução	115.7(13.8)	108.9(28.1)	101.5(27.7)	69.0(20.5)	75.9(16.4)	96.7(12.0)	
	Rotação	Interna	112.5(21.4)	114.7(18.5)	104.9(29,0)	95.2(17.4)	106.0(18.6)	75.6(21.4)
		Externa	115.5(22.5)	115.9(25.6)	114.1(27.7)	94.5(26.3)	91.1(24.1)	71.6(17.2)
Cotovelo	Flexão	171.4(26,1)	166.6(24.5)	147.2(25.4)	110.2(32.8)	132.4(28.0)	125.9(28.0)	
	Extensão	125.8(26.8)	124.6(25.3)	103.1(19.2)	107.1(27.2)	96.7(30.7)	117.8(37.8)	
Punho	Flexão	72.4(13.8)	69.1(18.3)	96.5(13.9)	68.6(15.2)	84.8(15.2)	92.6(17.9)	
	Extensão	82.5(15.5)	81.2(15.6)	76.1 (15.8)	59.4(14.7)	74.8(14.4)	80.2(13.7)	

\*Pico de torque em Newton.

**Tabela 06:** Confiabilidade da dinamometria portátil para movimentos do membro superior com método não fixado e fixado, n = 25.

Articulação	Movimento	Não fixado			Fixado			
		CCI	IC 95%	Conf.*	CCI	IC 95%	Conf.*	
Ombro	Flexão	0,99	[0,97 - 0,99]	Excelente	0,64	[0,18-0,92]	Muito Boa	
	Extensão	0,93	[0,80 - 0,98]	Excelente	0,56	[0,17-0,91]	Boa	
	Abdução	0,98	[0,93 - 0,99]	Excelente	0,76	[0,20-0,95]	Muito Boa	
	Adução	0,98	[0,94 - 0,99]	Excelente	0,85	[0,29-0,97]	Excelente	
	Rotação	Interna	0,96	[0,87 - 0,98]	Excelente	0,95	[0,75-0,99]	Excelente
		Externa	0,98	[0,94 - 0,99]	Excelente	0,82	[0,12-0,96]	Excelente
Cotovelo	Flexão	0,97	[0,93 - 0,99]	Excelente	0,43	[0,04-0,88]	Boa	
	Extensão	0,99	[0,98 - 0,99]	Excelente	0,84	[0,20-0,96]	Excelente	
Punho	Flexão	0,91	[0,75 - 0,97]	Excelente	0,52	[0,36-0,90]	Boa	
	Extensão	0,89	[0,67 - 0,96]	Excelente	0,71	[0,43-0,94]	Muito Boa	

\*Classificação de confiabilidade proposta por Weir.

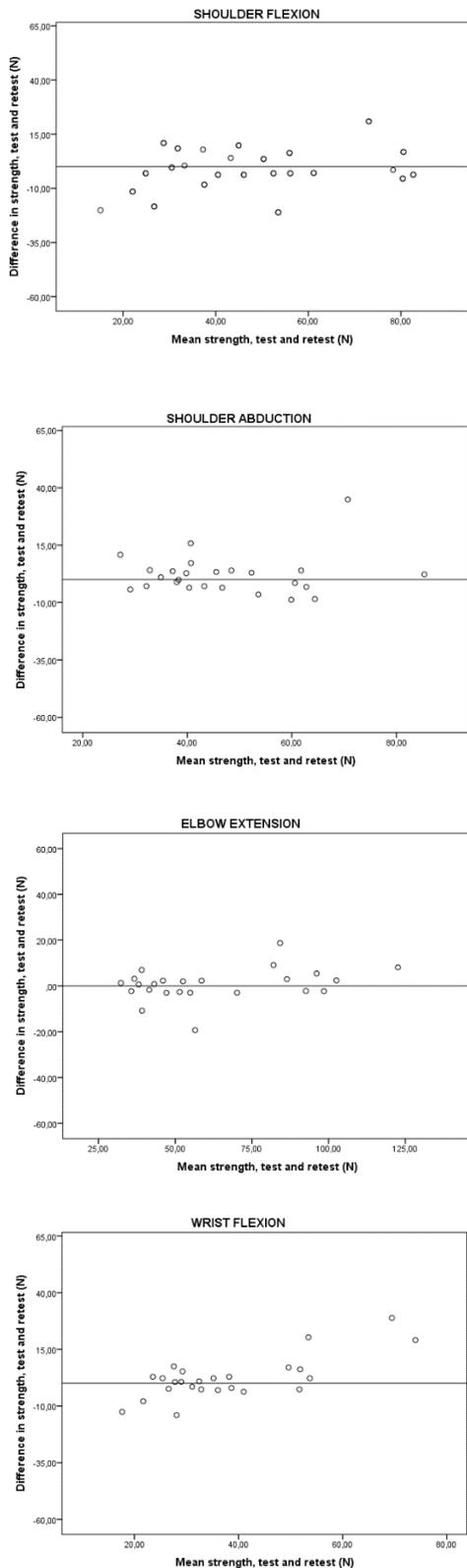
**Tabela 07:** Reprodutibilidade da dinamometria portátil para movimentos do membro superior com método não fixado e fixado, n = 25.

Articulação	Movimento	Não fixado			Fixado			
		CCI	IC 95%	Conf. *	CCI	IC 95%	Conf. *	
Ombro	Flexão	0,85	[0,36 - 0,97]	Excelente	0,71	[0,42-0,94]	Muito Boa	
	Extensão	0,82	[0,19 - 0,96]	Excelente	0,62	[0,08-0,92]	Muito Boa	
	Abdução	0,90	[0,56 - 0,98]	Excelente	0,83	[0,16-0,96]	Excelente	
	Adução	0,89	[0,52 - 0,97]	Excelente	0,59	[0,02-0,92]	Boa	
	Rotação	Interna	0,93	[0,71 - 0,98]	Excelente	0,45	[0,03-0,89]	Boa
		Externa	0,97	[0,92 - 0,99]	Excelente	0,88	[0,44-0,97]	Excelente
Cotovelo	Flexão	0,83	[0,26 - 0,96]	Excelente	0,72	[0,39-0,94]	Muito Boa	
	Extensão	0,81	[0,17 - 0,96]	Excelente	0,91	[0,54-0,98]	Excelente	
Punho	Flexão	0,85	[0,58 - 0,95]	Excelente	0,30	[0,05-0,73]	Razoável	
	Extensão	0,84	[0,30 - 0,96]	Excelente	0,82	[0,13-0,96]	Excelente	

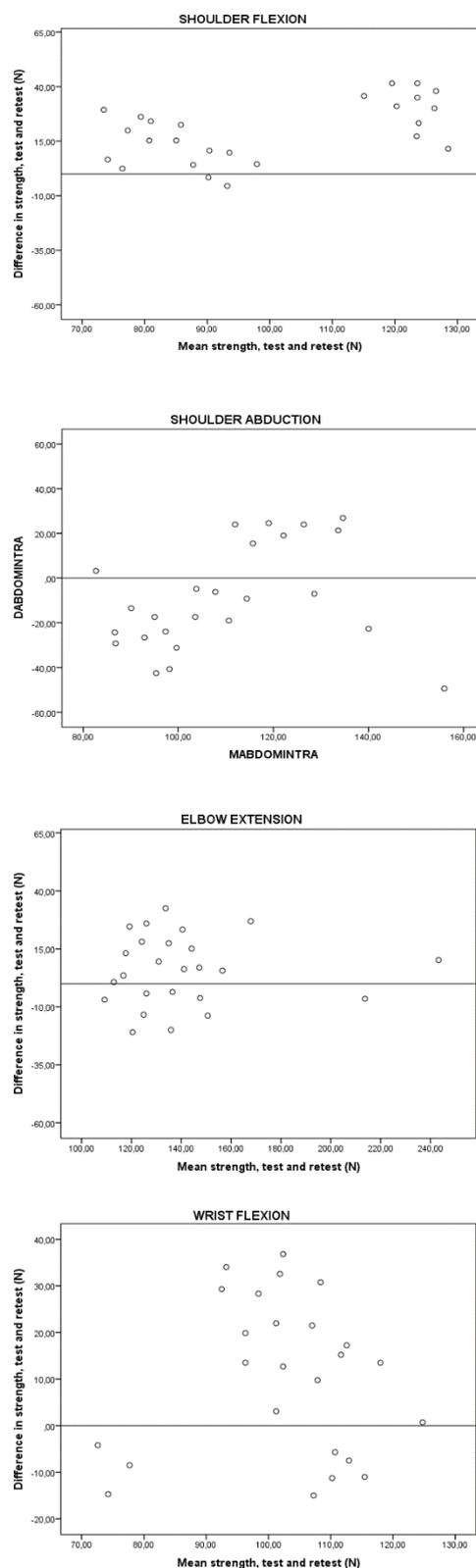
\*Classificação de confiabilidade proposta por Weir.

**Figura 1:** Gráfico de *Bland Altman plots* demonstrando confiabilidade da avaliação dos métodos: DHH não fixado (A) e DHH fixado (B)

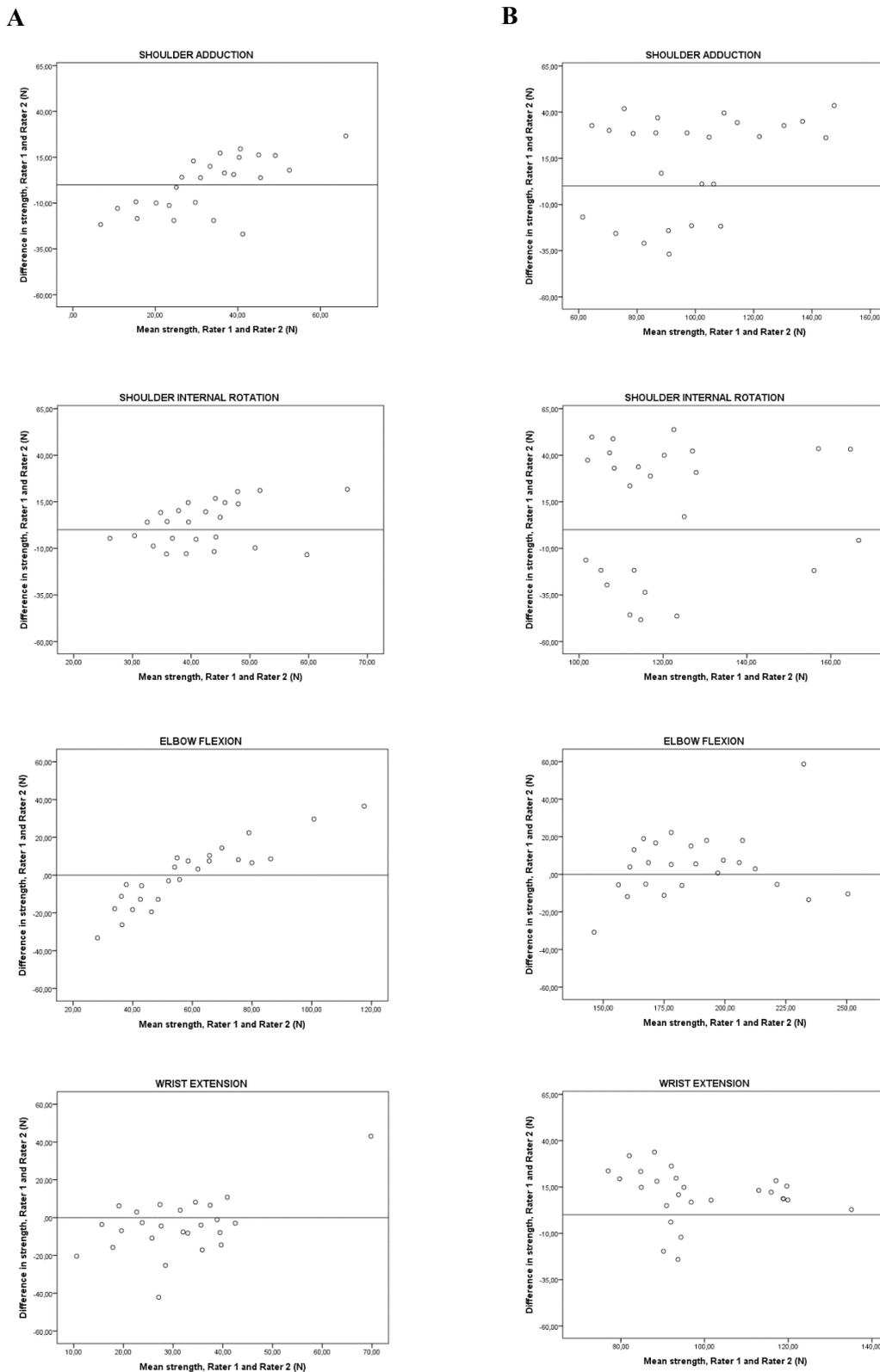
**A**



**B**



Fonte: Dados da pesquisa  
**Figura 2:** Gráfico de *Bland Altman plots* demonstrando reprodutibilidade da avaliação dos métodos: DHH não fixado (A) e DHH fixado (B)



Fonte: Dados da pesquisa.

## DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que a avaliação da força dos músculos dos MMSS com dinamômetro isométrico apresenta excelente confiabilidade intraexaminadores, assim como interexaminadores. Tal achado parece guardar relação com o protocolo estruturado, assim como a constante capacitação do grupo de coleta, composto por examinadores fisioterapeutas, conhecedores de anatomia e biomecânica. O estudo de Saccol et al.<sup>87</sup>. também avaliou a confiabilidade do DHH dos rotadores internos e externos do ombro, em supino, em posição semelhante à adotada no protocolo do presente estudo, e em sedestração, fixado com dispositivo rígido. Os resultados encontrados refletem níveis de confiabilidade que variam entre boa e muito boa, na classificação adotada por Weir<sup>22</sup>. No presente estudo, o método fixado encontrou níveis de confiabilidade semelhantes ao estudo de Saccol et al.<sup>87</sup>. O método não fixado, por sua vez, demonstrou confiabilidade superior à tal estudo. A justificativa para a obtenção de melhores resultados deste estudo com protocolo semelhante pode se encontrar no fato de Saccol et al.<sup>87</sup>. terem utilizado examinadores sem experiência clínica, enquanto, no trabalho atual, os voluntários terem sido avaliados por examinadores experientes, previamente capacitados e treinados.

A comparação entre métodos de mensuração fixado e não fixado, demonstrou superioridade do método não fixado tanto para intraexaminador como para interexaminador. Tal achado é semelhante ao encontrado por Davis et al.<sup>86</sup>. em estudo que avaliava a confiabilidade do DHH para a flexão plantar. Quanto ao fato de ter sido encontrado CCI superior para método não fixado em comparação como fixado, vale ressaltar que ambos os métodos apresentaram confiabilidade excelente. Os resultados de maior confiabilidade do método não fixado parecem ser divergente da tendência demonstrada no estudo de Almeida e colaboradores<sup>25</sup>., os quais avaliaram o reto femoral de 70 participantes antes da reconstrução do ligamento cruzado anterior; também demonstraram confiabilidade intraexaminador de 0,98 [0,98-0,99] com método fixado. Vale ressaltar que o presente estudo não expressou a confiabilidade interexaminadores, assim como não comparou métodos não fixados.

Para MMSS, nota-se escassez de estudos comparando a confiabilidade entre métodos fixados e não fixados, para a maioria dos movimentos desse segmento, conforme visto em revisão sistemática recente<sup>41</sup>. O presente estudo apoia-se nos

resultados encontrados para membros inferiores e em fundamentos da biomecânica, que propõem que vetores de força com direções opostas se anulam no movimento isométrico, desde que não exista movimento angular visível. Tal hipótese é reforçada pela superioridade encontrada do método não fixado com relação ao fixado. A diferença entre as médias dos picos de torque não foram significantes entre os métodos, com exceção da dinamometria para a flexão de cotovelo  $171,4(26,1) \times 110,2(32,8)$ , com  $p=0,049$ .

A escolha do posicionamento em supino vem da necessidade de propor um protocolo factível à prática clínica, replicável para a maioria dos públicos e em ambientes diversos, de modo a proporcionar que a medida de força muscular dos MMSS seja mais acessível e explorada. O presente estudo avalia a confiabilidade desse instrumento e do protocolo de avaliação dos principais músculos dos MMSS. Tal iniciativa de propor a confiabilidade para dez dos principais músculos dos MMSS é pioneira e, diante dos resultados satisfatórios da confiabilidade tanto inter como intraexaminadores, sugere que a dinamometria isométrica portátil é uma ferramenta potencial para avaliação de indivíduos saudáveis por examinadores previamente treinados. À margem dessa impressão, a revisão do Consenso Europeu para definição e diagnóstico da sarcopenia<sup>19</sup>, publicada em 2018, ainda demonstra limitações em testes e métodos para quantificar a magnitude da perda de força, que restringe, assim, à avaliação da prensão palmar e *Chair stand test*. O presente estudo focaliza a possibilidade de que essa ferramenta possa ser uma alternativa viável para diagnóstico mais extensivo e abrangente da força muscular dos MMSS.

Awatani et al.<sup>92</sup>, em estudo com nadadores, mensuraram a confiabilidade do DHH, com método não fixado, para os rotadores internos e externos do ombro em nadadores, sem dores agudas. Nesse referido estudo, encontraram para rotadores internos, confiabilidade de 0,94 [0,81-0,98], inferior ao 0,96 do presente estudo, e reprodutibilidade de 0,96 [0,87-0,99], superior ao 0,93 no estudo atual; todas as medidas, no entanto, dentro da classificação de confiabilidade “DOexcelente”, proposta por Weir<sup>90</sup>. Para rotação externa, todas as medidas de confiabilidade do presente estudo foram superiores aos encontrados por Awatani et al.<sup>92</sup>. A excelência do DHH para ombro é reforçada no estudo de Candogan et al.<sup>93</sup>, que avaliou por método não fixado diversos movimentos de ombro em pacientes com processo inflamatório em curso e encontrou confiabilidade expressa por CCI, entre 0,85 e 0,99, para teste e reteste e entre avaliadores.

Dowman et al.<sup>94</sup> avaliaram com método não fixado a confiabilidade do DHH para flexores de cotovelo e extensores de joelho em pacientes com doença pulmonar intersticial. Para flexores de cotovelo, o protocolo de avaliação foi semelhante ao presente estudo. Como resultado, foi encontrada confiabilidade de 0,98 com IC95% [0,96-0,99], semelhante ao presente estudo, com CCI de 0,97. Já com relação à reprodutibilidade, Dowman et al.<sup>94</sup> encontraram valores superiores ao presente estudo 0,95 [0,88-0,99], contra 0,83 do presente estudo, com a classificação de confiabilidade excelente para ambos os estudos, o que reforça o valor desse instrumento de medida para cotovelo e em populações diversas.

A confiabilidade para flexão e extensão do punho para método fixado foi considerada excelente tanto para teste e reteste como para comparação de medidas entre examinadores no método não fixado. Por sua vez, o CCI do método fixado oscilou entre boa e razoável para flexão de punho, e muito boa e excelente para extensão de punho. Comportamento semelhante foi encontrado no estudo de Rheault et al.<sup>62</sup>, que avaliaram a confiabilidade intraexaminadores do DHH durante a flexão e extensão de punho em 20 voluntários. No estudo citado, o protocolo de avaliação foi semelhante ao utilizado no presente estudo, diferindo por não empregar estímulo verbal durante a medida e não estabilizar o segmento distal para controle de compensações. Todavia, Rheault et al.<sup>62</sup> encontraram CCI 0,91 para extensores de punho e CCI 0,85 para flexores de punho; tais resultados foram equiparados à confiabilidade intraexaminador encontrada no presente estudo.

O presente estudo é pioneiro na avaliação da confiabilidade para dez músculos dos MMSS, o que demonstra sua importância clínica. O fato de o método não fixado demonstrar maiores confiabilidades em geral expõe a viabilidade do uso da ferramenta em foco (DHH), sem necessidade de adaptações, dispositivos adicionais ou aumento do custo operacional nesta avaliação. Isso poderá traduzir o aumento do uso da ferramenta em academias, clubes, clínicas de desempenho, o que evidencia a necessidade de maiores estudos sobre o uso do DHH em novas populações, assim como da validação desse método e delimitação dos valores de referência para a população em geral. O presente estudo tem como limitações: a ausência das medidas para membro não dominante, o que é justificado neste estudo pela extensão do protocolo de avaliação dos dez principais grupos musculares dos MMSS; a não contemplação da avaliação de movimentos como a pronação e a supinação do cotovelo, assim como o desvio-radial e ulnar do punho.

A fidedignidade da avaliação de força dos músculos dos MMSS com DHH é excelente para teste e reteste, assim como para avaliação interexaminadores em protocolo de avaliação em supino, com examinadores previamente treinados. A comparação entre os métodos fixados e não fixados de avaliação do DHH demonstrou superioridade do método não fixado para confiabilidade inter e intraexaminadores. Apenas as DHH para extensores de cotovelo e rotadores externos de ombro parecem ter equivalência entre os dois métodos.

#### 4.3 ARTIGO 3

O artigo encontra-se em submissão, sob revisão por pares na Revista Brasileira de Medicina do Esporte. Qualis Interdisciplinar B1/ Medicina B3, JCR 0,589 (21-22). Disponível em versão pré-print em <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-1001422/v1><sup>116</sup>

### **VALIDADE, CONCORDÂNCIA E ACURÁCIA DA DINAMOMETRIA *HANDHELD* DOS MÚSCULOS DO OMBRO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

MSc. Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior  
MSc. Ingara Fernanda Silva Ribeiro Schindler  
MSc. Mariana Barcellos Machado,  
MSc. Thiago Araujo de Melo  
PhD. Mansueto Gomes Neto.

#### **RESUMO**

O complexo do ombro tem elevada prevalência de lesões, por isso é fundamental quantificar a força muscular e identificar desequilíbrios musculares que predispõem a lesões. Este estudo objetiva testar a validação concorrente da avaliação de força muscular com a dinamometria *handheld* (DHH) para músculos da articulação do ombro e mensurar a acurácia e a concordância diagnóstica entre instrumentos de avaliação de força dessa articulação com o dinamômetro *handheld* e o dinamômetro isocinético (DI) em uma população de indivíduos saudáveis. Método: Foram incluídos indivíduos saudáveis, com idade entre 18 e 40 anos. O DHH testou a contração isométrica para os principais movimentos do ombro. A contração isométrica empregada foi de três segundos. As avaliações com DHH e DI foram realizadas no mesmo dia, com intervalo mínimo de 90 minutos entre os testes. O estudo foi aprovado por comitê de ética, sob o Parecer n.º 1.537.948. A validação concorrente foi calculada com a correlação de Pearson, a acurácia foi obtida pela curva ROC e a concordância, com teste de Kappa. Resultados: O DHH apresentou validação concorrente entre 0,51 – 0,83, com sensibilidade entre 0,90 e 0,98, e especificidade entre 0,64 e 0,89 para movimentos do ombro. Discussão: O DHH demonstra validade concorrente de moderada-forte a excelente. Tais resultados são encorajadores para

o uso rotineiro do DHH portátil e de menor custo na quantificação do pico de torque dos músculos do ombro. Conclusão: O instrumento objeto de estudo (DHH) apresentou boa acurácia e concordância de moderada a alta em comparação com o diagnóstico do instrumento padrão ouro.

**Palavras-chave:** dinamometria de força; força muscular; estudo de validade; dados de acurácia; voluntários saudáveis.

## **Introdução**

A avaliação da força muscular é um dos componentes físicos mais importantes do nosso organismo<sup>2,19,21</sup>. Seu resultado tem relação conhecida com diversos fatores de prognóstico como o estado geral de saúde, risco de desenvolvimento de complicações, assim como a mortalidade<sup>19,21,100</sup>.

A avaliação da contração isocinética por meio do DI é o padrão ouro por considerar como peculiaridade da curva de comprimento a tensão do músculo na avaliação do torque obtido nas mais diversas angulações e velocidades de execução. Contudo, tal avaliação é limitada a pequeno número de centros no mundo por causa do elevado custo operacional, o que afasta tal instrumento e seu resultado da maior parte da população. Na maioria das vezes, são utilizadas ferramentas subjetivas e de menor precisão na identificação de deficiências<sup>71,74</sup>.

O DHH é um instrumento portátil, de baixo custo e excelente confiabilidade, capaz de avaliar a força muscular isométrica de diversos músculos tanto apendiculares como axiais do nosso corpo. Sua utilidade é bastante promissora em pacientes que não conseguem acesso à DI, como pacientes hospitalizados ou restritos a ambientes domiciliares, assim como em cidades menos desenvolvidas e sem centro de referência em reabilitação física<sup>66,102,116</sup>.

O complexo do ombro é de fundamental importância para sustentação e funcionalidade de todo o membro superior. Esse seguimento também é conhecido por elevada prevalência de lesões entre atletas amadores e profissionais. O sintoma dor no

ombro é o mais recorrente entre indivíduos sedentários e idosos<sup>96,97</sup>, devido à sarcopenia e ao desequilíbrio entre os músculos do complexo. Por esse motivo, é fundamental quantificar regularmente a força dos músculos desse complexo, assim como identificar precocemente possíveis desequilíbrios musculares que propiciariam a ocorrência de lesões nessa articulação<sup>19,98,117</sup>. Para isso, é necessário saber qual a validação concorrente da avaliação de força com o DHH para os músculos do ombro. E com um diagnóstico sobre o desequilíbrio muscular entre os hemídios, metrificar qual a acurácia e a concordância do DHH quando comparada com instrumento padrão ouro.

O objetivo do presente estudo é testar a validação concorrente da avaliação de força muscular com a dinamometria *handheld* para músculos da articulação do ombro, assim como mensurar a acurácia e a concordância diagnóstica entre instrumentos de avaliação de força dessa articulação com o dinamômetro *handheld* e o dinamômetro isocinético em uma população de indivíduos autorrelatados saudáveis.

## **Métodos**

### *Desenho de estudo*

Trata-se de um estudo de validação e acurácia da avaliação dos músculos do ombro com o DHH e sua capacidade diagnóstica em identificar desequilíbrio muscular em indivíduos saudáveis da cidade de Salvador, comparando com o padrão ouro para a avaliação da força muscular.

### *População estudada*

Participaram do estudo indivíduos saudáveis de ambos os sexos, com idade entre 18 e 40 anos, pertencentes à comunidade acadêmica da Universidade Federal da Bahia (UFBA), que se voluntariaram por meio de divulgação eletrônica entre os membros da

comunidade, assim como divulgação impressa no próprio campus da instituição. Foram critérios de inclusão: voluntários com diagnóstico negativo para doenças crônicas pulmonares, cardiovasculares ou neuromusculares; sem prejuízo do sono ou rotina alimentar normal nas últimas 24 horas; sem uso regular de corticosteroides ou qualquer outro medicamento que pudesse interferir na contratilidade muscular; e com consentimento em participar da pesquisa<sup>111</sup>. Foram excluídos voluntários que apresentassem dor, câimbra e fadiga que interrompessem a realização do protocolo de avaliação. Após contato inicial com um dos pesquisadores, os indivíduos interessados em participar do estudo foram avaliados em local próprio e tranquilo, em horário previamente agendado.

Previamente à inclusão de voluntários, foi realizado cálculo amostral visando estimar uma sensibilidade do teste de 80%, com intervalo de confiança de 95% e precisão do teste de 5%, com amostra estimada de 45 indivíduos, com perda ponderada de 10% da amostra, incluso 50 indivíduos no estudo.

#### *Variáveis antropométricas e funcionais*

As características antropométricas foram mensuradas anteriormente às avaliações da força muscular, com o voluntário descalço e com roupas leves e confortáveis. Foram coletados de todos os participantes dados como peso e altura, com o uso da balança antropométrica mecânica da marca Filizola (Filizola, São Paulo, Brasil); idade; sexo; raça referida; dominância; Questionário de prontidão para atividade física (PAR-Q)<sup>103-105</sup>, para inferir risco cardiovascular; Questionário internacional de atividade física (IPAQ)<sup>118,119</sup>, para categorização do nível de atividade física praticada pelo voluntário.

Para validação concorrente, o pico de torque mensurado com DHH e DI foi determinado para cada movimento do ombro testado separadamente conforme protocolo

de avaliação. Com os torques obtidos entre os músculos do lado direito e esquerdo do mesmo voluntário, foi possível diagnosticar a presença ou não de desequilíbrio muscular entre os ombros para a avaliação da DHH assim como com a DI. Conforme a literatura, foi considerado desequilíbrio muscular clinicamente significativo, quando o grupo muscular apresentava uma diferença  $> 15\%$  em comparação do agonista com seu antagonista. E esse diagnóstico foi realizado para as avaliações com ambos os instrumentos, para cada movimento do ombro avaliado. A acurácia, a concordância diagnóstica e a prevalência do déficit foram obtidos no diagnóstico de desequilíbrio muscular.

#### *Protocolo para avaliação de força*

Previamente ao estudo, todos os instrumentos de medida passaram por calibração, com vistas a minimizar possível viés de mensuração. Para eliminar fatores de confusão no desempenho muscular entre dias e horários diferentes, as avaliações foram feitas no mesmo dia, respeitando, contudo, o intervalo mínimo de 90 minutos entre os dois testes. Com a finalidade de minimizar possível viés no torque de força obtido na segunda avaliação, foi realizada a randomização simples na ordem de avaliação entre a DI e o DHH. Foi avaliado o pico de torque, em N, para os movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação interna, rotação externa do ombro bilateralmente. Antes da mensuração, o voluntário foi orientado e treinado para cada movimento.

#### *Dinamometria Handheld*

A avaliação da força muscular isométrica foi realizada com a utilização do DHH, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA), assim como de um goniômetro da marca ISP, para a marcação adequada da posição articular no teste

de cada grupo muscular. Foi testada a contração isométrica para os principais movimentos do ombro, realizada por três segundos, sendo que um bip sonoro do próprio equipamento sinalizava o início e o final da avaliação para cada movimento. O avaliador usou do encorajamento verbal para que o participante extraísse o máximo de esforço durante o movimento.

Para garantir a ocorrência do máximo torque para cada grupo muscular, o DHH foi posicionado com as mãos no segmento avaliado, sempre com resistência máxima e com vetor de movimento contrário à contração solicitada. Entre as avaliações de cada grupo, foi respeitado o tempo de recuperação não inferior a 90 segundos. O posicionamento empregado nas avaliações foi testado e descrito em publicação anterior<sup>111</sup>.

#### *Dinamometria Isocinética*

Foi utilizado o DI da marca Biodex, modelo S4 Pró (Biodex, New York, USA), para realização da avaliação da força muscular isocinética do ombro. Para avaliar o desempenho dos grupos musculares dos ombros, o participante foi posicionado na cadeira da máquina de acordo com a posição orientada pelo fabricante, respeitando o posicionamento do centro articular ao eixo de rotação da máquina.

A avaliação foi feita bilateralmente com o mesmo procedimento, sendo um ombro após o outro. Foram feitas três séries de dez contrações concêntricas em velocidade angular de 60°/s. Entre as avaliações de cada grupo, foi respeitado o tempo de recuperação não inferior a 90 segundos.

No momento da realização da medida, o avaliador usou do encorajamento verbal para que o participante extraísse o máximo de esforço durante o movimento. O processo de avaliação foi conduzido por avaliador devidamente treinado. Foi avaliado o pico de torque dos músculos flexores, extensores, abdutores, adutores, rotadores internos e

externa dos ombros.

O voluntário foi avaliado sentado, com 0° de orientação do dinamômetro e 5° de inclinação, assento posicionado a 0° de rotação, com inclinação de 85°. A resistência foi posicionada na palma da mão, segurada com os dedos fechados.

### **Aspectos éticos**

Antes de ser feita a inclusão dos voluntários, o estudo teve aprovação do Comitê de ética do Instituto de Ciências da Saúde da UFBA, Salvador, Bahia, Brasil, com Parecer n.º 1.537.948.

### **Análise estatística**

A tabulação e a análise dos dados foram realizadas no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 21.0, utilizando-se a estatística descritiva, com exposição dos dados em tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa; os dados quantitativos foram expressos em média e desvio padrão. Para testar se a distribuição dos dados era compatível com a normalidade, foi utilizado o histograma. Foi considerado estatisticamente significativo um  $p < 0,05$ .

A validação concorrente foi obtida com base nas medidas do pico de torque avaliado com o DHH e o DI para cada movimento do ombro analisado, calculando a correlação de Pearson ( $r$ ) e o valor de  $p$  para esta correlação e visando estratificar a magnitude da validação, para a qual foi utilizada a classificação proposta por Domhold<sup>109</sup>, qual seja: alta ( $r \geq 0,70$ ); moderada ( $0,70 > r \geq 0,40$ ); baixa ( $< 0,40$ ).

Para testar a acurácia entre a avaliação da força muscular entre o DHH e a DI, foi utilizada a análise da curva *receiver operationg characteristic* (ROC) e a *Area under the ROC curve* (AUC), com respectivo intervalo de confiança de 95% (IC95%). O critério

de sensibilidade demonstra o quanto um teste positivo é sensível para detectar o desequilíbrio muscular<sup>98</sup>. O critério de especificidade demonstra o quanto um teste negativo é específico para detectar o equilíbrio muscular em comparação com o DI, teste considerado como padrão ouro para avaliação do pico de torque. Ainda foi medida a prevalência do desequilíbrio muscular entre a amostra de voluntários saudáveis, por meio da razão entre o número de voluntários acometidos pelo desequilíbrio muscular no momento da avaliação e o total de voluntários avaliados, considerando cada movimento de ombro.

Para a variável concordância, foram expostas a frequência absoluta e relativa da concordância diagnóstica entre os instrumentos utilizados no teste de Kappa, conforme a classificação proposta por Stemler<sup>110</sup>, para estratificar o grau de concordância entre os instrumentos. Essa classificação compreende os seguintes aspectos: concordância excelente  $> 0,75$ ; concordância de moderada a forte  $= 0,40 - 0,75$ ; concordância pobre  $< 0,40$ .

## **Resultados**

Durante o período de composição da amostra, 76 voluntários se candidataram para a participação da pesquisa. Desses foram excluídos: 7, por infecção respiratória recente; 5, por serem portadores de doença cardiovascular crônica; 3, por terem pneumopatia crônica; e 1, por ter doença neuromuscular diagnosticada. Não houve perda após inclusão dos voluntários na pesquisa. A amostra totalizou 50 voluntários.

**Tabela 8:** Características sociodemográficas e antropométricas da amostra (n=50).

Características	n(%)	Média (DP)
Idade (anos)		28,8 (12,6)
Sexo (feminino)	33(66,0)	
Dominância (destro)	46 (92,0)	
Raça: Negro	19 (38,0)	
Pardo	19 (38,0)	
Branco	12 (24,0)	
Altura (cm)		1,7 (0,7)
Peso (kg)		69,0 (13,7)
IMC		24,3 (5,1)
PAR-Q, apto para atividade física	50 (100,0)	
IPAQ: Muito Ativo	4 (8,0)	
Ativo	8 (16,0)	
Irregularmente ativo A	14 (28,0)	
Irregularmente ativo B	13 (26,0)	
Sedentário	4 (8,0)	

Fonte: Dados de pesquisa

A Tabela 9 mostra as características sociodemográficas e antropométricas da amostra (n=50). Destaca que se trata de uma população jovem com média de 28,8 anos, maioria do sexo feminino (66%), negra e parda (38% cada), IMC médio de 24,3 e nível de atividade física predominante a irregularmente ativa A e B (total de 54%).

**Tabela 9:** Validação concorrente da avaliação da força muscular isométrica com DHH e DI para movimentos do ombro. (n=50)

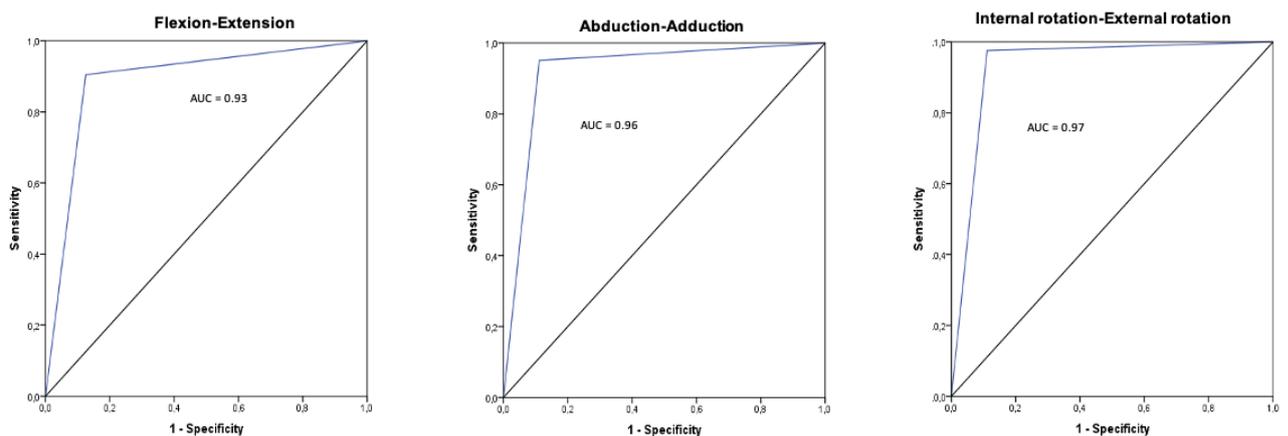
Movimento	DHH†	DI†	r	Valor de p*
	Média (DP)	Média (DP)		
Flexão	85,4 (22,1)	47,6 (17,5)	0,51	<0,001
Extensão	93,5 (34,9)	57,7 (22,0)	0,77	<0,001
Abdução	78,8 (24,5)	43,2 (16,0)	0,83	<0,001
Adução	80,3 (29,6)	50,1 (20,6)	0,54	<0,001
Rotação interna	85,0 (33,5)	44,1 (18,1)	0,64	<0,001
Rotação externa	91,9 (34,0)	31,9 (13,7)	0,66	<0,001

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: † pico de torque, expresso em N. \* Valor de p <0.05 considerado como estatisticamente significativo.

A Tabela 9 expõe o pico de torque médio entre as avaliações de força dos músculos do ombro por movimento e entre o DHH e DI, assim como demonstra a validação concorrente entre tais instrumentos. Dessa metodologia, foram obtidas alta validade concorrente para extensão e abdução, e moderada validade para todos os demais movimentos do ombro, em comparação com os valores de pico de torque obtidos na avaliação com o padrão ouro para obtenção dessa medida.

**Figura 3** – Curva ROC entre o DHH e o padrão ouro



Fonte: Dados da pesquisa.

A Figura 1 demonstra a curva ROC entre o DHH e o padrão ouro, para todos os movimentos do ombro avaliados. O estudo da acurácia diagnóstica do DHH é complementado pela Tabela 3, o que demonstra que a sensibilidade para identificação do desequilíbrio muscular entre os movimentos do ombro esteve entre 90% e 98%, enquanto a especificidade variou entre 64% e 89%. Foi encontrada na população estudada uma prevalência de desequilíbrio muscular dos ombros de 16% para flexores; 22% para extensores e rotadores externos; 18% para abdutores e rotadores internos; 20% para adutores.

**Tabela 10:** Acurácia do diagnóstico de desequilíbrio muscular do DHH para os movimentos do ombro baseado na curva ROC. (n=50)

Movimento	AUC	IC95%	Sensibilidade	Especificidade
Flexão- Extensão	0,93	[0,81 – 1,00]	0,94	0,89
Abdução- Adução	0,96	[0,90 -1,00]	0,97	0,92
Rotação interna – Rotação externa	0,97	[0,91 – 1,00]	0,99	0,93

**Fonte:** Dados da pesquisa.

A concordância diagnóstica entre o DHH e o DI foi analisada para todos os movimentos do ombro, com concordância excelente para abdução e rotação interna do ombro e concordância moderada-forte para todos os demais movimentos, como demonstra a Tabela 12.

**Tabela 11:** Concordância no diagnóstico de desequilíbrio muscular entre DHH e DI para movimentos do ombro. (n=50)

Movimento	Concordância	Discordância	<i>Kappa</i>	Valor de <i>p</i>
	n(%)	n(%)		
Flexão- Extensão	46(92)	4(8)	0,76	<0,001
Abdução- Adução	48(96)	2(4)	0,86	<0,001
Rotação interna – Rotação externa	49(96)	1(2)	0,90	<0,001

**Fonte:** Dados da pesquisa.

## Discussão

Em comparação com o padrão ouro, a mensuração por meio do DHH da força muscular do ombro de indivíduos saudáveis demonstrou validade concorrente de moderada-forte a excelente. Tais resultados são encorajadores para o uso desse instrumento portátil e de menor custo na quantificação do pico de torque dos músculos desse complexo articular. Além disso,

foi possível relatar a capacidade do DHH diagnosticar desequilíbrios musculares. Tal instrumento demonstrou, em geral, boa acurácia diagnóstica em indivíduos saudáveis, se comparado com a avaliação por meio do DI. O DHH apresenta excelente sensibilidade para diagnosticar desequilíbrios musculares entre grupos musculares contralaterais, de moderada a excelente especificidade na inferência de indivíduos sem esse déficit.

A concordância entre as duas ferramentas de avaliação de força foi entre moderada-forte e excelente, o que viabilizou seu uso rotineiro para a população estudada na indisponibilidade do DI para essa avaliação. A prevalência do desequilíbrio muscular observada na amostra de indivíduos saudáveis foi baixa, com percentual menor que 25% para todos os movimentos do ombro avaliado. Tal prevalência não foi previamente descrita na literatura.

É limitado o número de estudos que validam o DHH com o padrão ouro. Quando tal validação é direcionada para os músculos dos membros superiores, a evidência é ainda mais escassa, restringe-se a movimentos de apenas um plano do complexo do ombro<sup>108,120-122</sup>, o que confere para este estudo a característica de pioneirismo na validação concorrente do DHH para os principais grupos musculares do ombro de indivíduos saudáveis em comparação com o DI.

Magnusson et al.<sup>123</sup>, em estudo com 9 indivíduos saudáveis com média de idade semelhante ao presente estudo, encontraram validação concorrente de 0,86 para os abdutores de ombro, semelhante ao resultado de 0,83 aqui encontrado, com uma amostra de 50 pacientes. A diferença entre os protocolos de medida reside no fato de que, no estudo de Magnusson e colaboradores.<sup>123</sup>, a mensuração do DHH foi realizada em sedestração, enquanto, no presente estudo, todas as medidas foram realizadas em decúbito dorsal, o que possibilitou a reprodutibilidade em diversas populações no futuro. Por sua vez, Karabay et al.<sup>97</sup>, em estudo com 25 indivíduos saudáveis, encontraram validação concorrente de 0,76 para abdução isotônica excêntrica do ombro, em contraste com a DI com velocidade angular de 30°/s, inferior à validação encontrada no presente estudo.

Johansson et al.<sup>122</sup>, em estudo com 25 indivíduos saudáveis, descreveram correlação de Pearson entre a DI na velocidade angular 30°/s e o DHH, encontrando correlação de 0,70 e 0,78 para rotação externa do ombro superior e com validação concorrente de 0,66. No presente estudo, o DI empregou velocidade angular de 60°/s. Os dados antropométricos foram semelhantes entre os estudos, com ambos tendo no sexo feminino a maioria da sua amostra. Já estudo de Chamorro et al.<sup>96</sup>, com 24 indivíduos saudáveis, realizando a validação concorrente de um dinamômetro eletromecânico por polia, encontraram ICC 0,93 com IC95 (0,82-0,97) para rotação interna e 0,84 com IC95(0,60-0,93) para rotação externa, em comparação com medida com DI. Nesse citado estudo, os autores utilizaram um tempo de contração de 6 segundos de isometria, contra 3 segundos no estudo atual e não descreveram velocidade angular em que a DI foi avaliada.

Em estudo recente com 14 atletas, Romero-Franco et al,<sup>108</sup> descreveram um protocolo de mensuração para movimentos dos membros superiores em sedestração e em uso de dinamômetro digital com célula de tensão. O estudo encontrou  $r > 0,90$  para os movimentos do ombro avaliado, superior aos resultados encontrados na presente pesquisa. Todavia, o estudo citado<sup>108</sup> avaliou em sua totalidade indivíduos fisicamente ativos, o que sugere boa consciência corporal, em comparação com uma amostra de indivíduos saudáveis também composta por sedentários e com indivíduos com atividade física irregular. O fato de ser empregado dinamômetro com célula de força e não descrever a velocidade angular empregada na avaliação da DI dificulta maiores comparações entre os estudos e os protocolos adotados.

As avaliações do pico de torque realizadas com DHH e DI apresentaram diferenças numéricas consideráveis para todos os movimentos do ombro avaliados. O fato de as ferramentas avaliarem tipos de contrações diferentes é a principal justificativa clínica para tal achado. Corvino et al,<sup>7</sup>, em estudo transversal com 14 voluntários saudáveis, demonstrou que a taxa de desenvolvimento de força é diferente conforme o tipo de contração e a velocidade

executada. A contração isométrica apresenta melhor drive neural que as demais formas de contração com geração de movimento; do mesmo modo, menores velocidades angulares teriam apresentado maior geração de torque em comparação com maiores velocidades angulares durante a geração de força. Essa fundamentação é análoga ao observado no presente estudo e apoia a impressão de que a diferença de pico de torque não significaria diferença clínica relevante, e sim a necessidade da delimitação de valores de referências para cada tipo de contração avaliada em estudos futuros.

O presente estudo é pioneiro na avaliação da acurácia do DHH para movimentos do ombro de indivíduos saudáveis, mas foi um método empregado por Vasconcelos et al.<sup>98</sup> em estudo com 60 indivíduos, tendo sido 40 deles submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior. Também foram encontrados na referida pesquisa sensibilidade entre 50% e 88% na identificação do desequilíbrio e especificidade de 63% a 100% para identificação do equilíbrio muscular. Os intervalos são similares aos encontrados para a acurácia do DHH para avaliação diagnóstica dos músculos do ombro para indivíduos saudáveis no presente estudo.

Este estudo é pioneiro em avaliar a validação concorrente, assim como a mensuração da acurácia diagnóstica do DHH, comparada com o padrão ouro para todos os movimentos do ombro em indivíduos saudáveis. Os resultados encontrados são promissores e encorajam a popularização do uso da ferramenta portátil e de baixo custo para a mensuração adequada da força muscular, assim como ferramenta diagnóstica do desequilíbrio muscular, o que torna a identificação e o tratamento dessa deficiência muscular mais precoce. Pode-se considerar como uma limitação do estudo o fato de as posições de avaliação entre os dois instrumentos terem sido diferentes. Tal diferença foi aceita no presente estudo por possibilitar que o protocolo de avaliação empregada com o DHH em decúbito dorsal fosse facilmente replicado futuramente para outras populações em diversos ambientes.

## Conclusão

Pode-se concluir que o DHH é uma ferramenta útil para mensuração da performance muscular em indivíduos saudáveis, apresenta validade concorrente de moderada forte à excelente para os movimentos do ombro, além de excelente acurácia na identificação do desequilíbrio muscular para os diversos movimentos do ombro. O DHH pode ser utilizado rotineiramente tanto para mensuração da força quanto como instrumento diagnóstico, apresentando concordância de moderada à alta, com a avaliação executada com instrumento padrão ouro; a prevalência do desequilíbrio muscular na amostra estudada foi de 16% a 22% para os movimentos do ombro avaliados.

## 4.4. ARTIGO 4

### VALORES DE REFERÊNCIA E EQUAÇÃO PREDITORA DA DINAMOMETRIA *HANDHELD* PARA MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS SAUDAVÉIS DE 18 A 80 ANOS

MSC. BALBINO RIVAIL VENTURA NEPOMUCENO JÚNIOR<sup>1,3</sup>,  
 MSC. FRANCISCO TIAGO OLIVEIRA DE OLIVEIRA<sup>1,2</sup>,  
 MSC. INGARA FERNANDA SILVA RIBEIRO SCHINDLER<sup>3</sup>,  
 MSC. MARIANA BARCELLOS MACHADO<sup>1,3</sup>  
 PHD. MANSUETO GOMES NETO<sup>1,3</sup>.

#### RESUMO

**Introdução:** Apesar do entendimento da importância da saúde muscular e da preservação desse tecido durante condições de ausência de saúde, métodos de avaliação de força, principal componente da homeostasia muscular, ainda se restringem a métodos que categorizam a força e não a quantificam. **Objetivo:** Estabelecer os valores de referência e equações predictoras da força isométrica máxima em indivíduos saudáveis de 18 a 80 anos. **Métodos:** Estudo transversal que avalia a força muscular medida pelo DHH de indivíduos saudáveis, com idade entre 18 e 80 anos. São excluídos indivíduos com incapacidade cognitiva para compreender o protocolo, com sintomas osteomioarticular nos últimos 2 meses e com alguma condição cardiorrespiratória

ou sistêmica que contraindique a realização do protocolo. A amostra é composta por voluntários, brasileiros, saudáveis. O protocolo de avaliação da contração isométrica mensurada com o DHH foi realizado mensurando a força de dez grupos musculares dos membros superiores direito e esquerdo. **Resultado:** Participaram do estudo 210 voluntários, com representantes de 11 estados brasileiros. A raça mais frequente foi a preta, em 41,9%, com 54% indivíduos da amostra de nível de superior e de religião católica, em 35% dos casos. A comparação da medida direta do DHH com a equação de força proposta revela correlação muito boa, superior à equação norte-americana de referência, publicada em estudo prévio. **Conclusão:** O presente estudo delimita valores de referência para força isométrica dos principais grupos musculares do membros superiores.

**Palavras-chave:** dinamometria - manual; dinamômetro de força muscular; força muscular; valores de referência, voluntários.

---

<sup>I</sup>Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos e Órgãos e Sistemas da UFBA; <sup>II</sup> Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública; <sup>III</sup> Grupo de Pesquisa em Fisioterapia da UFBA.

## INTRODUÇÃO

O sistema músculo-esquelético durante muito tempo foi visto como sistema voltado isoladamente à função de locomoção. Nos últimos anos, evidências têm reforçado que o bom estado geral desse tecido está associado à homeostasia do corpo, além do equilíbrio imunológico e da reserva energética<sup>4,19,100</sup>. Seguindo a mesma linha de quanto o sistema musculoesquelético é importante, estudos recentes têm demonstrado que o bom trofismo muscular guarda relação com menor morbimortalidade em indivíduos expostos a internamento hospitalar<sup>5,27,29,30</sup>.

Contudo, apesar do entendimento da importância da saúde muscular e da preservação desse tecido durante as condições de ausência de saúde, métodos de avaliação de força, principal componente da homeostasia muscular, ainda se restringe a métodos que categorizam a força e não a quantificam<sup>11</sup>. As propriedades psicométricas da dinamometria *handheld* (DHH) dos membros superiores vêm sendo sistematicamente estudadas nos últimos anos<sup>114,116</sup>.

É necessário delimitar as magnitudes de força muscular ditas como normais nos

principais músculos dos membros superiores, a fim de identificar de maneira precoce os indivíduos com fraqueza muscular, além de implementar com antecipação condutas direcionadas à reversão dessa incapacidade.

O presente estudo objetiva estabelecer os valores de referência e equação preditora da força isométrica para músculos do membros superiores em indivíduos saudáveis de 18 a 80 anos.

## **MÉTODO**

Estudo transversal que avaliou a força muscular medida pelo DHH de indivíduos saudáveis, com idade entre 18 e 80 anos, de ambos os sexos, clinicamente livres de doenças neuromusculares.

### *Tamanho Amostral*

Foi desenvolvido um modelo para a determinação do tamanho da amostra dentro do intervalo de confiança de 95% da média, não excedendo em 10% os valores de pico de torque, com perda na amostra estimada em 10%; foram estipulados 30 indivíduos por subgrupo de idade, em um total de 210 indivíduos.

### *Seleção da Amostra*

A amostra do estudo foi composta por voluntários, brasileiros, autorrelatados saudáveis, com idade entre 18 e 80 anos; que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Foram excluídos indivíduos com incapacidade cognitiva para compreender o protocolo e as orientações; com sintomas osteomioarticular nos últimos dois meses; com disfunções neuromusculares mesmo que sem agudização, com redução de amplitude de movimento funcional; com alguma condição cardiorrespiratória ou sistêmica que contraindicasse a realização do protocolo de avaliação da força muscular; com o uso de

substâncias estimulantes que interferissem na força isométrica, a exemplo de anabolizante, nos últimos 6 meses<sup>107,111,114,116</sup>.

#### *Dados sociodemográficos e antropométricos*

Todos os voluntários incluídos na pesquisa foram submetidos à entrevista para levantamento de dados sociodemográficos e funcionais. Das variáveis estudadas, são variáveis dicotômicas: gênero; dominância; realização de dieta. São variáveis categóricas: raça; região do Brasil que habita; IPAQ; tipo de atividade física praticada e tipo de dieta praticada. São variáveis quantitativas discretas ou contínuas: idade; peso; altura; frequência de atividade física semanal; horas de sono médio por dia; pico de torque da força isométrica máxima para grupos musculares dos MMSS.

#### *Protocolo de medida*

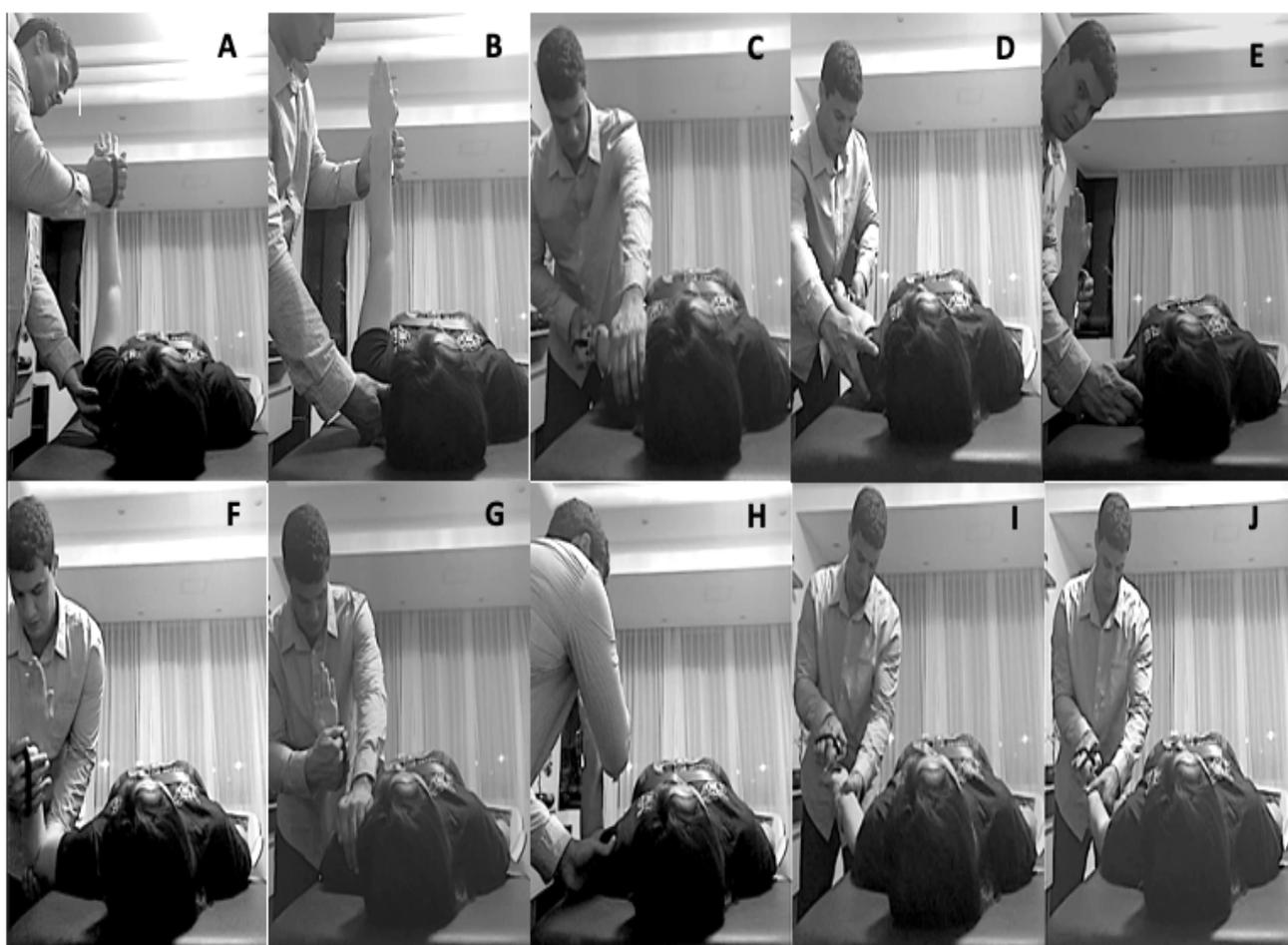
A avaliação da força muscular isométrica foi realizada utilizando o DHH, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA), assim como o goniômetro da marca ISP para adequada marcação da posição articular para teste de cada grupo muscular. A avaliação foi realizada em local reservado e apropriado. Testou-se a contração isométrica para os principais movimentos das maiores articulações dos MMSS superiores, considerando membro dominante e o não dominante. Previamente à mensuração, o voluntário foi orientado sobre o protocolo do estudo e sobre os possíveis desconfortos relacionados durante e após a realização do exercício. Todos os movimentos foram treinados e aquecidos para cada movimento antes do teste.

Foi realizada a contração isométrica em cada movimento por três segundos, limitada por bip sonoro do próprio equipamento, sendo cada movimento realizado por três repetições, considerando o maior valor, sempre sob o incentivo do examinador: “Força,

força, força!”<sup>25</sup>. O total de 10 grupos musculares foram avaliados, nos principais movimentos funcionais dos membros superiores, para as seguintes posições: flexores do ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado; flexores de ombro; extensores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 90° de flexão, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado; dinamômetro apoiado na face anterior do braço; indicação de extensão de ombro; abdutores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado; dinamômetro apoiado na face lateral do braço; indicação de abdução de ombro; adutores de ombro — em decúbito dorsal, ombro posicionado em 45° de abdução, cotovelo e punhos 180°, antebraço pronado; DHH apoiado na face medial do braço; indicação de adução de ombro; rotadores internos de ombro — em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço pronado; dinamômetro apoiado na face anterior do punho; indicação de rotação interna ombro; rotadores externos de ombro — em decúbito dorsal, ombro em 90° de abdução, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço pronado; dinamômetro apoiado na face posterior do punho; indicação de rotação externa de ombro; flexores de cotovelo — em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço supinado; indicação de flexão de cotovelo; extensores de cotovelo — em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço supinado; DHH apoiado na face posterior do punho; indicação de extensão de cotovelo; flexores de punho — em sedestração, antebraço apoiado sobre superfície rígida, punho para fora da superfície; ombro posicionado em 0° de flexão, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço supinado; dinamômetro apoiado na face anterior dos ossos do carpo; indicação de flexão de punho; extensores de punho — em sedestração, antebraço apoiado sobre

superfície rígida, punho para fora da superfície; ombro posicionado em  $0^\circ$  de flexão, cotovelo em  $90^\circ$  de flexão e punhos  $180^\circ$ , antebraço pronado; DHH apoiado na face posterior dos ossos do carpo; indicação de extensão de punho. As posições de mensuração estão ilustradas na Figura 4.

**Figura 4:** Posicionamento de mensuração da dinamometria isométrica para: A-Flexão de ombro; B- Extensão de ombro; C-Abdução de ombro; D- Adução de ombro; E-Rotação interna de ombro; F-Rotação externa de ombro; G-Flexão de cotovelo; H- Extensão de cotovelo; I- Flexão de punho; J-Extensão de punho.



Fonte: Arquivo fotográfico do autor

Para garantir a determinação do máximo torque para cada grupo muscular, o DHH foi posicionado com as mãos no segmento avaliado, sempre com resistência máxima suficiente para anular o movimento solicitada. Previamente ao estudo, todos os instrumentos de medida passaram por calibração, com vistas a minimizar viés de mensuração.

### *Preceitos éticos*

Previamente à realização do estudo, a pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa com Parecer n.º 1.537.948. A pesquisa teve amostra de conveniência, com todos os voluntários assinando TCLE. Foi garantida a integridade e o sigilo dos dados individuais dos voluntários, em consonância com a Declaração de Helsinki.

### *Análise estatística*

Para tabulação e análise dos dados, foi utilizado o software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) para Mac (versão 28.0). Foi empregada a estatística descritiva, com exposição dos dados por meio de tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa, com os dados quantitativos expressos em média e desvio padrão e/ou mínimo e máximo.

A delimitação dos intervalos de normalidade da força muscular por meio do DHH foi realizada dentro do intervalo de confiança de 95% (IC95%) com base no teste *t* de *Student* com dicotomização por sexo. Já para o cálculo da equação de referência do valor de força muscular mensurada pelo DHH para cada grupo muscular, foi empregado o modelo de regressão linear, a fim de delimitar variáveis com coeficiente de determinação ( $r^2$ ) com a força muscular e com significância estatística para inclusão na equação de cada grupo muscular, considerando como significativo um  $p < 0,05$ . Após isso, empregou-se o teste de análise de variância (ANOVA) para delimitar constantes e  $r^2$  entre cada variável adotada e a força do grupo muscular em questão. Em seguida, a fim de ratificar a equação, foi aplicada a equação na população teste e correlacionada com os valores reais do DHH, por meio da correlação de *Pearson* ( $r$ )<sup>124</sup>. A correlação foi categorizada empregando a classificação proposta por *Weir*<sup>90</sup>: excelente, para valores entre 1,0 e 0,81; muito boa, de 0,80 a 0,61; boa, de 0,60 a 0,41; razoável, de 0,40 a 0,21;

e pobre, de 0,20 a 0,00. Para efeito comparativo, foi feita a correlação do DHH para flexão de cotovelo e extensão de ombro com a equação preditora norte-americana proposta previamente e a equação preditora proposta no estudo atual.

## RESULTADOS

Participaram do estudo 210 voluntários (figura 5), com representantes de 11 estados brasileiros, com maior parte deles oriunda da região Nordeste do país (Apêndice C), com idades entre 18 e 80 anos, altura média de 1,68 m e peso de 71,6 kg. A raça negra foi a mais frequente em 41,9% dos voluntários, com 54% dos indivíduos da amostra em nível de superior. Sobre a prática de atividade física, categorizada pelo IPAQ, 45% dos voluntários da amostra eram irregularmente ativos, com quase 22% sedentários. A dieta alimentar era praticada por pouco mais de 18%; as dietas balanceadas e hiperproteicas eram as mais frequentes entre os indivíduos da amostra (Tabela 13).

**Tabela 12:** Variáveis sociodemográficas, físicas e funcionais da amostra (n=210)

	f(%)	Média (DP)
Sexo, feminino	112 (53,3%)	
Idade, anos		46,2 (19,1)
Altura, metros		1,68 (0,1)
Peso, Kg		71,6 (14,7)
Raça:		
Pardo	88 (41,9)	
Negro	56 (26,7)	
Branco	50 (23,8)	
Outros	16 (7,6)	
Região do Brasil:		
Nordeste	102 (48,6)	
Norte	47 (22,4)	
Sudeste	25 (11,9)	
Sul	23 (10,9)	
Centro-Oeste	13 (6,2)	
Sono, Horas		6,6 (1,2)
IPAQ*:		

Irregularmente ativo	96 (45,7)	
Sedentário	46 (21,9)	
Ativo	43 (20,5)	
Muito ativo	25 (11,9)	
Frequência de atividade semanal		3,5 (2,0)
Tipo de Atividade Física:		
Musculação	57(39,9)	
Crosstraining	28(19,6)	
Artes Marcias	15(10,5)	
Corrida	12(8,4)	
Pilates	10(7,0)	
Outros	21(14,6)	
Dieta, sim	39 (18,6)	

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: \*IPAQ: *International physical activity questionnaire*.

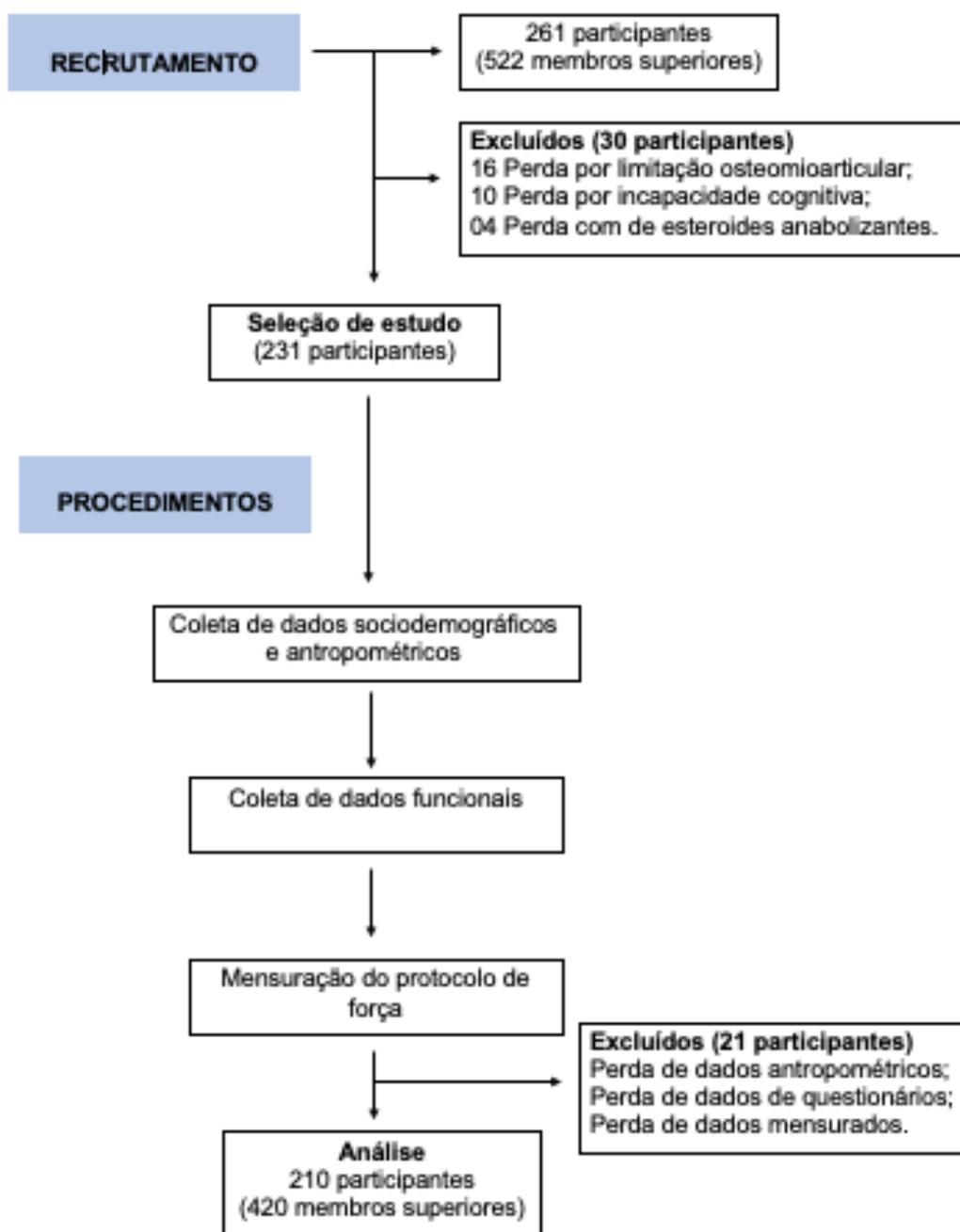
A Tabela 14 apresenta valores de referência de força por faixa etária e por sexo para movimentos do ombro. Já a Tabela 15 apresenta tais valores para cotovelo e punho. A Tabela 16 expressa o desenvolvimento das equações de referência para a força isométrica máxima para 10 movimentos dos membro superior dominante, enquanto a Tabela 17 o do membro superior não dominante.

Com base na amostra avaliada, foram criadas as seguintes equações de referência para a força isométrica dos grupos musculares dos MMSS estudados: flexores de ombro para membro dominante ou  $DHH_{FLEX\ OMBRO\ D} = 69,51 - (0,45 \times Idade) + (0,38 \times Peso) + (33,35 \text{ se homem})$ ; flexores de ombro para membro não dominante ou  $DHH_{FLEX\ OMBRO\ N-D} = 47,68 - (0,58 \times Idade) + (0,77 \times Peso) + (35,62 \text{ se homem})$ ; extensores de ombro para membro dominante ou  $DHH_{EXT\ OMBRO\ D} = 80,58 - (0,56 \times Idade) + (0,39 \times Peso) + (45,61 \text{ se homem})$ ; extensores de ombro para membro não dominante ou  $DHH_{EXT\ OMBRO\ N-D} = 81,04 - (0,47 \times Idade) + (0,29 \times Peso) + (46,90 \text{ se homem})$ ; abdutores de ombro para membro dominante ou  $DHH_{ABD\ OMBRO\ D} = 50,40 - (0,51 \times Idade) + (0,72 \times Peso) + (33,27 \text{ se homem})$ ; abdutores de ombro para membro não dominante ou  $DHH_{ABD\ OMBRO\ N-D} = 46,10 - (0,43 \times Idade) + (0,67 \times Peso) + (36,01 \text{ se homem})$ ; adutores de ombro para membro dominante ou  $DHH_{ADU\ OMBRO\ D} = 69,59 - (0,51 \times Idade) + (0,40 \times Peso) + (39,69 \text{ se homem})$ ; adutores de ombro para membro não dominante ou  $DHH_{ADU\ OMBRO\ N-D} = 75,98 - (0,50 \times Idade) + (0,27 \times Peso) + (35,64 \text{ se homem})$ ; rotadores internos do

ombro para membro dominante ou  $DHH_{RI\ OMBRO\ D} = 88,25 - (0,51 \times Idade) + (0,33 \times Peso) + (39,67 \text{ se homem})$ ; rotadores internos do ombro para membro não dominante ou  $DHH_{RI\ OMBRO\ N-D} = 83,92 - (0,46 \times Idade) + (0,39 \times Peso) + (41,94 \text{ se homem})$ ; rotadores externos do ombro para membro dominante ou  $DHH_{RE\ OMBRO\ D} = 77,73 - (0,37 \times Idade) + (0,30 \times Peso) + (33,78 \text{ se homem})$ ; rotadores externos do ombro para membro não dominante ou  $DHH_{RE\ OMBRO\ N-D} = 77,90 - (0,39 \times Idade) + (0,35 \times Peso) + (30,99 \text{ se homem})$ ; flexores de cotovelo para membro dominante ou  $DHH_{FLEX\ COT\ D} = 151,95 - (0,78 \times Idade) + (0,28 \times Peso) + (54,15 \text{ se homem})$ ; flexores de cotovelo para membro não dominante ou  $DHH_{FLEX\ COT\ N-D} = 144,03 - (0,79 \times Idade) + (0,34 \times Peso) + (53,61 \text{ se homem})$ ; extensores de cotovelo para membro dominante ou  $DHH_{EXT\ COT\ D} = 82,31 - (0,50 \times Idade) + (0,43 \times Peso) + (36,67 \text{ se homem})$ ; extensores de cotovelo para membro não dominante ou  $DHH_{EXT\ COT\ N-D} = 78,88 - (0,50 \times Idade) + (0,44 \times Peso) + (35,70 \text{ se homem})$ ; flexores de punho para membro dominante ou  $DHH_{FLEX\ PUNHO\ D} = 65,11 - (0,40 \times Idade) + (0,38 \times Peso) + (25,40 \text{ se homem})$ ; flexores de punho para membro não dominante ou  $DHH_{FLEX\ PUNHO\ N-D} = 65,41 - (0,21 \times Idade) + (0,34 \times Peso) + (24,40 \text{ se homem})$ ; extensores de punho para membro dominante ou  $DHH_{EXT\ PUNHO\ D} = 63,95 - (0,47 \times Idade) + (0,48 \times Peso) + (20,40 \text{ se homem})$ ; extensores de punho para membro não dominante ou  $DHH_{EXT\ PUNHO\ N-D} = 64,03 - (0,37 \times Idade) + (0,42 \times Peso) + (17,17 \text{ se homem})$ .

A comparação da medida direta do DHH com a equação de força proposta revelou correlação muito boa. A magnitude das correlações foram: flexão de ombro  $r^2$  0,76, com  $p < 0,001$ ; extensão de ombro  $r^2$  0,74, com  $p < 0,001$ ; abdução de ombro  $r^2$  0,72, com  $p < 0,001$ ; adução de ombro  $r^2$  0,62, com  $p < 0,001$ ; rotação interna de ombro  $r^2$  0,65, com  $p < 0,001$ ; rotação externa de ombro  $r^2$  0,63, com  $p < 0,001$ ; flexão de cotovelo  $r^2$  0,66 com  $p < 0,001$ ; extensão de cotovelo  $r^2$  0,69, com  $p < 0,001$ ; flexão de punho  $r^2$  0,77, com  $p < 0,001$ ; flexão de punho  $r^2$  0,72, com  $p < 0,001$ . A Figura 6 demonstra a correlação entre os resultados de força isométrica medida com DHH para amostra e equação preditora proposta no estudo atual, como também com equação norte-americana proposta em estudo prévio<sup>1</sup>.

**Figura 5:** Fluxograma de inclusão de indivíduos no estudo



**Tabela 13:** Valores de referência da força muscular medida através da dinamometria Hand held para músculos do ombro (n=210).

OMBRO												
AÇÃO	FLEXÃO		EXTENSÃO		ABDUÇÃO		ADUÇÃO		ROTAÇÃO INTERNA		ROTAÇÃO EXTERNA	
	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)	HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)
<b>18-20</b> (n=30)	IC95% 92,10 – 128,99 $\bar{x}$ (SE) 110,54 (8,60)	70,24 – 87,24 78,74 (3,96)	113,86 – 163,30 138,58 (11,52)	78,58 – 102,59 90,58 (5,59)	96,87 – 130,93 113,89 (7,93)	71,90 – 94,75 83,32 (5,32)	97,01 – 147,68 122,34 (11,81)	64,16 – 87,02 75,58 (5,32)	116,57 – 156,83 136,70 (9,38)	78,01 – 102,43 90,22 (5,69)	110,65 – 154,99 132,82 (10,33)	74,68 – 102,10 88,39 (6,39)
<b>21-30</b> (n=30)	IC95% 108,65 – 131,57 $\bar{x}$ (SE) 120,11 (5,43)	74,44 – 90,31 82,37 (3,60)	117,92 – 140,83 129,37 (5,42)	79,78 – 100,22 90,00 (4,64)	110,86 – 140,02 125,43 (6,91)	71,63 – 85,17 78,40 (3,07)	100,02 – 138,19 119,10 (9,04)	65,50 – 88,57 77,03 (5,23)	115,83 – 137,63 126,72 (5,16)	78,07 – 98,50 88,28 (4,64)	102,93 – 125,89 114,41 (5,43)	73,19 – 87,63 80,40 (3,27)
<b>31-40</b> (n=30)	IC95% 128,78 – 144,60 $\bar{x}$ (SE) 136,68 (3,72)	80,90 – 95,76 88,33 (3,41)	145,86 – 185,15 165,50 (9,26)	83,52 – 108,18 95,84 (5,65)	129,40 – 170,70 150,05 (9,74)	73,45 – 102,29 87,86 (6,61)	124,39 – 175,28 149,83 (12,00)	76,02 – 99,97 87,99 (5,49)	137,95 – 198,66 168,30 (14,31)	89,64 – 108,93 99,28 (4,42)	123,39 – 157,77 140,58 (8,10)	81,20 – 98,87 90,03 (4,05)
<b>41-50</b> (n=30)	IC95% 92,00 – 123,12 $\bar{x}$ (SE) 107,56 (7,14)	65,84 – 80,62 74,72 (4,19)	108,63 – 144,65 126,63 (8,26)	73,67 – 89,46 81,56 (3,72)	94,55 – 127,91 111,23 (7,65)	65,99 – 82,70 74,34 (3,94)	94,86 – 153,97 124,41 (13,56)	64,35 – 83,30 73,82 (4,46)	106,40 – 164,18 135,29 (13,25)	77,03 – 102,38 89,70 (5,97)	82,67 – 144,22 113,44 (14,12)	72,81 – 84,04 78,42 (2,64)
<b>51-60</b> (n=30)	IC95% 97,35 – 116,46 $\bar{x}$ (SE) 106,90 (4,45)	67,31 – 80,63 73,96 (3,10)	102,52 – 131,72 117,12 (6,80)	67,19 – 85,90 76,54 (4,36)	95,32 – 134,15 114,73 (9,05)	63,37 – 75,24 69,30 (2,76)	92,50 – 108,28 100,38 (3,67)	57,33 – 74,66 65,99 (4,04)	101,66 – 132,31 116,98 (7,14)	78,68 – 97,96 88,32 (4,49)	91,22 – 112,58 101,90 (4,97)	70,29 – 86,74 78,51 (3,83)
<b>61-70</b> (n=30)	IC95% 81,20 – 119,18 $\bar{x}$ (SE) 100,19 (8,39)	57,21 – 69,00 63,10 (2,81)	109,60 – 161,68 135,64 (11,51)	60,23 – 74,74 67,48 (3,46)	90,05 – 111,53 100,79 (4,74)	57,76 – 69,77 63,76 (2,86)	77,67 – 128,41 103,04 (11,21)	60,95 – 73,74 67,34 (3,05)	103,00 – 147,70 125,35 (9,87)	64,79 – 80,03 72,41 (3,63)	83,79 – 121,61 102,70 (8,36)	68,66 – 83,87 76,26 (3,63)
<b>71-80</b> (n=30)	IC95% 77,41 – 112,73 $\bar{x}$ (SE) 95,07 (7,80)	52,43 – 65,61 59,02 (3,14)	89,41 – 116,46 101,43 (6,64)	56,40 – 70,40 63,40 (3,34)	76,00 – 118,22 87,11 (13,75)	53,84 – 72,30 63,07 (4,40)	76,19 – 107,39 91,79 (6,89)	49,50 – 64,65 57,08 (3,61)	76,24 – 109,70 93,05 (7,43)	65,60 – 85,53 75,56 (4,76)	78,25 – 125,99 116,95 (12,68)	75,92 – 82,64 68,79 (4,27)

\*Valores de Referência em Newton.

**Tabela 14:** Valores de referência da força muscular medida através da dinamometria Hand held para músculos do cotovelo e punho (n=210).

ARTICULAÇÃO		COTOVELO						PUNHO					
		FLEXÃO			EXTENSÃO			FLEXÃO			EXTENSÃO		
AÇÃO		HOMEM (n=15)	MULHER (n=15)										
<b>18-20</b> (n=30)	IC95%	189,08 – 244,76	122,81 – 170,35	122,71 – 162,36	79,11 – 111,66	102,56 – 135,21	62,56 – 85,47	98,05 – 129,83	65,37 – 100,12				
	$\bar{x}$ (SE)	216,92 (12,98)	146,58 (11,08)	142,54 (9,24)	95,38 (7,58)	118,88 (7,61)	74,02 (5,33)	113,94 (7,40)	82,75 (8,10)				
<b>21-30</b> (n=30)	IC95%	154,66 – 211,99	127,26 – 151,52	102,62 – 134,81	77,04 – 110,67	85,57 – 114,83	66,83 – 95,59	84,05 – 105,83	63,98 – 87,26				
	$\bar{x}$ (SE)	183,32 (13,58)	139,39 (5,51)	118,71 (7,62)	93,85 (7,63)	100,20 (6,93)	81,21 (6,53)	94,94 (5,16)	75,62 (5,28)				
<b>31-40</b> (n=30)	IC95%	200,01 – 280,95	127,87 – 170,36	133,79 – 201,81	86,35 – 106,22	88,09 – 145,96	69,74 – 100,37	96,15 – 162,44	70,40 – 100,58				
	$\bar{x}$ (SE)	240,48 (19,09)	149,12 (9,75)	167,80 (16,04)	96,29 (4,55)	117,02 (13,64)	85,06 (7,02)	129,30 (15,63)	85,49 (6,92)				
<b>41-50</b> (n=30)	IC95%	168,77 – 243,32	118,44 – 158,65	106,08 – 180,77	70,98 – 92,30	81,12 – 122,03	58,17 – 80,96	75,94 – 139,71	62,21 – 84,03				
	$\bar{x}$ (SE)	206,05 (17,10)	138,55 (9,48)	143,43 (17,14)	81,64 (5,02)	101,57 (9,38)	69,57 (5,37)	107,83 (14,63)	73,12 (5,14)				
<b>51-60</b> (n=30)	IC95%	131,60 – 203,69	104,67 – 137,76	92,24 – 134,31	70,57 – 99,86	71,99 – 104,97	58,63 – 74,36	68,20 – 110,20	54,39 – 73,48				
	$\bar{x}$ (SE)	167,64 (16,80)	121,22 (7,71)	113,28 (9,80)	85,22 (6,82)	88,48 (7,68)	66,50 (3,66)	89,20 (9,79)	63,94 (4,45)				
<b>61-70</b> (n=30)	IC95%	142,37 – 210,92	104,92 – 137,62	87,25 – 132,44	70,71 – 95,50	75,25 – 132,10	59,00 – 74,46	65,63 – 114,70	64,77 – 82,32				
	$\bar{x}$ (SE)	176,65 (15,15)	121,27 (7,81)	109,85 (9,98)	83,11 (5,92)	103,68 (12,56)	66,73 (3,69)	90,17 (10,84)	73,55 (4,19)				
<b>71-80</b> (n=30)	IC95%	127,68 – 165,47	104,39 – 138,35	84,47 – 123,54	66,09 – 85,12	71,27 – 93,42	50,17 – 69,93	55,18 – 89,49	50,07 – 73,94				
	$\bar{x}$ (SE)	146,58 (8,35)	121,37 (8,11)	104,01 (8,63)	75,61 (4,54)	82,35 (4,89)	60,05 (4,72)	72,34 (4,40)	62,01 (5,70)				

\*Valores de Referência em Newton.

**Tabela 15:** Desenvolvimento do modelo de equação preditora da força isométrica máxima de músculos dos membros superiores a partir de regressão linear múltipla (n=210).

Modelos	r	r <sup>2</sup>	r <sup>2</sup> ajustado	SEE	p	β	Idade	Sexo	Peso	Frequência de atividade	Altura	Atividade	Horas de Sono
<b>Membro Superior Dominante - Ombro - Flexão</b>													
Modelo 1	0,769	0,592	0,570	19,990	<0,001	80,090	-0,533*	32,415*	0,408*	0,550	0,015	6,966	-0,704
Modelo 2	0,776	0,598	0,571	19,656	<0,001	69,514	-0,445*	33,348*	0,378*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,771	0,594	0,572	25,833	<0,001	112,586	-0,599*	42,574*	0,470*	0,811	-0,170	1,434	-2,511
Modelo 2	0,793	0,592	0,585	26,642	<0,001	80,580	-0,563*	45,611*	0,393*	-	-	-	-
<b>Abdução</b>													
Modelo 1	0,753	0,567	0,543	25,312	<0,001	71,707	-0,490*	34,114*	0,795*	2,048	0,055	5,794	-1,163
Modelo 2	0,773	0,572	0,565	25,307	<0,001	50,400	-0,507	33,267*	0,719*	-	-	-	-
<b>Adução</b>													
Modelo 1	0,723	0,523	0,497	29,203	<0,001	109,274	-0,574*	39,769*	0,543*	5,077†	-0,44	1,266	-1,059
Modelo 2	0,757	0,531	0,523	30,345	<0,001	69,592	-0,507*	39,690*	0,396*	-	-	-	-
<b>Rotação Interna</b>													
Modelo 1	0,718	0,515	0,484	31,054	<0,001	143,335	-0,487*	38,878*	0,582*	6,621†	-0,153	0,081	3,303
Modelo 2	0,734	0,522	0,513	31,372	<0,001	88,245	-0,506*	39,667*	0,326*	-	-	-	-
<b>Rotação Externa</b>													
Modelo 1	0,677	0,459	0,430	26,218	<0,001	122,920	-0,374*	33,483*	0,402*	5,102†	-0,080	3,717	-2,847
Modelo 2	0,728	0,494	0,485	26,661	<0,001	77,729	-0,369*	33,782*	0,297*	-	-	-	-
<b>Cotovelo - Flexão</b>													
Modelo 1	0,700	0,490	0,463	42,764	<0,001	266,010	-0,761*	48,410*	0,476*	12,848†	-0,332	11,551	-5,485
Modelo 2	0,715	0,492	0,466	49,475	<0,001	151,949	-0,776*	54,149*	0,280*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,647	0,418	0,387	35,927	<0,001	147,543	-0,460*	36,638*	0,560*	8,107†	-0,070	1,517	-5,208
Modelo 2	0,665	0,420	0,410	36,592	<0,001	82,311	-0,495*	36,670*	0,426*	-	-	-	-
<b>Punho - Flexão</b>													
Modelo 1	0,638	0,407	0,375	28,138	<0,001	122,507	-0,454*	25,602*	0,469*	6,102†	-0,152	6,900	-3,032
Modelo 2	0,643	0,415	0,402	30,227	<0,001	65,107	-0,395*	25,398*	0,377*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,665	0,442	0,412	29,334	<0,001	121,449	-0,470*	19,419*	0,667*	14,446	-0,001	14,446	-0,787
Modelo 2	0,682	0,447	0,441	32,901	<0,001	63,947	-0,456*	20,392*	0,476*	-	-	-	-

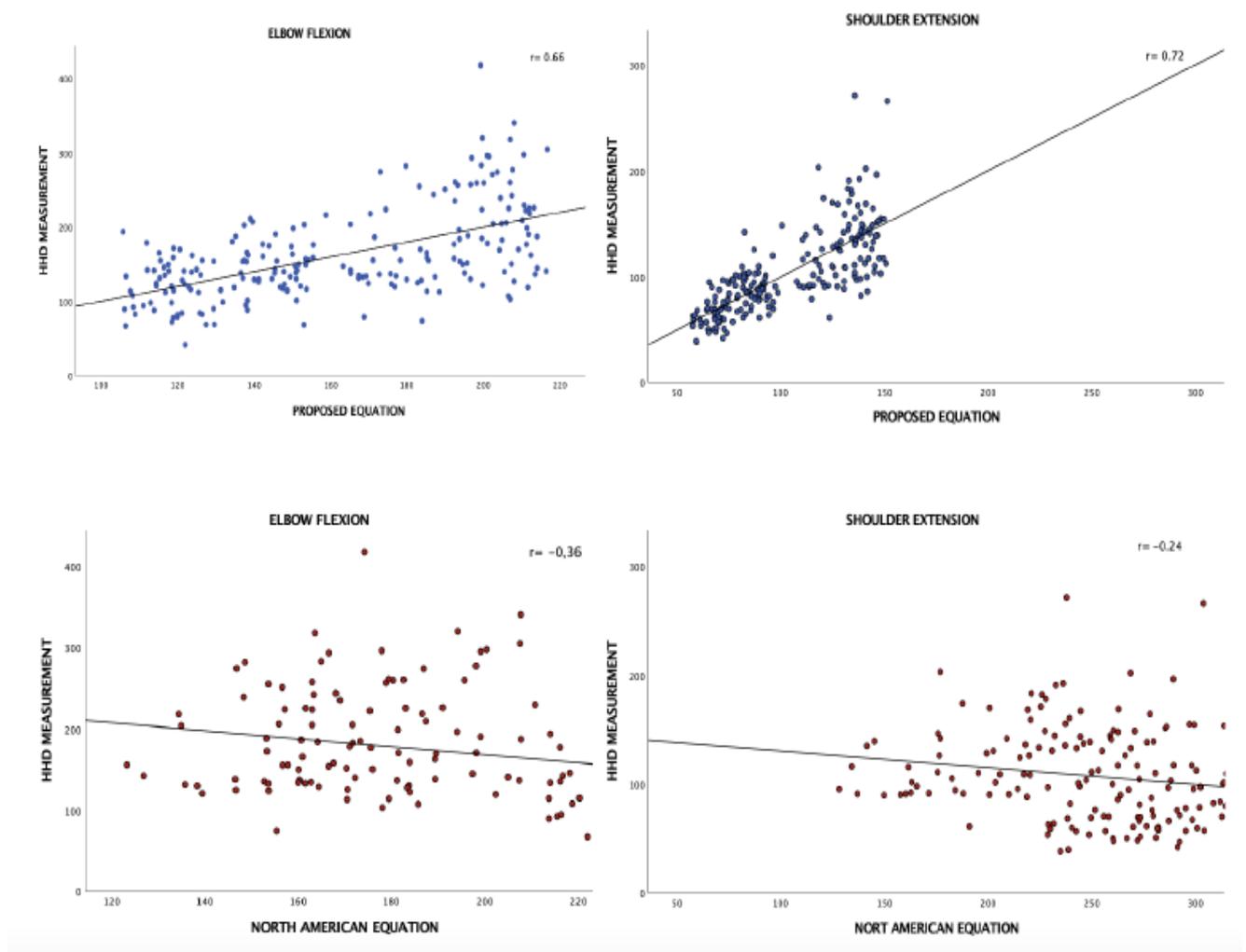
\*p<0,05; †: Variável com p>0,05 com a retirada de variáveis; Modelo 1: Modelo de regressão inicial, contendo variáveis com potencial de determinação do pico de torque da contração isométrica na literatura; Modelo 2: Modelo de regressão mantendo apenas variáveis com p<0,05 no modelo 1; r: Coeficiente de correlação; r<sup>2</sup>: Coeficiente de determinação; r<sup>2</sup> ajustado: Coeficiente de determinação com ajuste para o acaso; SEE: Erro padrão estimado; β: Coeficiente padronizado.

**Tabela 16:** Desenvolvimento do modelo de equação preditora da força isométrica máxima de músculos dos membros superiores a partir de regressão linear múltipla (n=210).

Modelos	r	r <sup>2</sup>	r <sup>2</sup> ajustado	SEE	p	β	Idade	Sexo	Peso de atividade	Frequência de atividade	Altura	Atividade	Horas de Sono
<b>Membro Superior Não-Dominante - Ombro - Flexão</b>													
Modelo 1	0,599	0,459	0,425	23,545	<0,001	18,863	-0,695*	33,940*	0,892*	1,109	0,028	2,818	2,818
Modelo 2	0,609	0,567	0,555	23,990	<0,001	47,676	-0,579*	35,621*	0,768*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,712	0,607	0,583	27,873	<0,001	97,362	-0,500*	42,964*	0,335*	0,075	-0,032	8,763	-2,063
Modelo 2	0,717	0,614	0,607	26,706	<0,001	81,038	-0,470*	46,897*	0,292*	-	-	-	-
<b>Abdução</b>													
Modelo 1	0,723	0,522	0,500	27,214	<0,001	63,247	-0,471*	36,549*	0,662*	1,305	0,088	3,978	-2,560
Modelo 2	0,757	0,594	0,577	25,733	<0,001	46,103	-0,425	36,065*	0,670*	-	-	-	-
<b>Adução</b>													
Modelo 1	0,711	0,474	0,444	33,271	<0,001	111,679	-0,548*	34,178*	0,355*	2,107	-0,072	15,640	-4,359
Modelo 2	0,786	0,544	0,534	32,338	<0,001	75,975	-0,501*	35,642*	0,267*	-	-	-	-
<b>Rotação Interna</b>													
Modelo 1	0,637	0,505	0,477	33,233	<0,001	98,314	-0,446*	37,716*	0,513*	-0,420	-0,103	13,161	-2,795
Modelo 2	0,733	0,600	0,591	32,880	<0,001	83,992	-0,463*	41,944*	0,385*	-	-	-	-
<b>Rotação Externa</b>													
Modelo 1	0,610	0,472	0,443	28,015	<0,001	95,826	-0,346*	28,134*	0,490*	-1,674	0,016	9,553	-3,437
Modelo 2	0,699	0,559	0,550	27,779	<0,001	77,902	-0,386*	30,991*	0,347*	-	-	-	-
<b>Cotovelo - Flexão</b>													
Modelo 1	0,681	0,538	0,507	51,244	<0,001	209,758	-0,694*	48,042*	0,426*	-3,003	-0,132	29,527†	-9,023
Modelo 2	0,696	0,563	0,544	51,997	<0,001	144,028	-0,785*	53,613*	0,341*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,641	0,406	0,394	38,535	<0,001	108,184	-0,458*	35,304*	0,517*	-3,144	-0,047	19,776	-3,705
Modelo 2	0,659	0,512	0,502	36,818	<0,001	78,878	-0,495*	35,696*	0,443*	-	-	-	-
<b>Punho - Flexão</b>													
Modelo 1	0,646	0,398	0,365	29,026	<0,001	81,096	-0,354*	22,799*	0,443*	-0,671†	-0,038	9,465	-2,837
Modelo 2	0,672	0,477	0,467	28,216	<0,001	65,408	-0,358*	24,400*	0,341*	-	-	-	-
<b>Extensão</b>													
Modelo 1	0,594	0,444	0,409	32,768	<0,001	86,757	-0,322*	15,149*	0,555*	-4,355†	0,042	28,150†	-2,475
Modelo 2	0,624	0,480	0,468	32,601	<0,001	64,032	-0,371*	17,174*	0,418*	-	-	-	-

\*p<0,05; †: Variável com p>0,05 com a retirada de variáveis; Modelo 1: Modelo de regressão inicial, contendo variáveis com potencial de determinação do pico de torque da contração isométrica na literatura; Modelo 2: Modelo de regressão mantendo apenas variáveis com p<0,05 no modelo 1; r: Coeficiente de correlação; r<sup>2</sup>: Coeficiente de determinação; r<sup>2</sup> ajustado: Coeficiente de determinação com ajuste para o acaso; SEE: Erro padrão estimado; β: Coeficiente padronizado.

**Figura 6:** Correlação da dinamometria realizada por medida direta e por equação de referência proposta (em azul) e por equação norte-americana de estudo preliminar (em vermelho) para flexão de cotovelo e extensão de ombro (n=210).



Fonte: Dados da pesquisa

## DISCUSSÃO

O presente estudo descreveu intervalos de normalidade da força muscular isométrica, assim como criou equações de referência para predizer tal variável em indivíduos autorrelatados saudáveis, brasileiros, de 18 a 80 anos, para 10 dos principais grupos musculares dos membros superiores. Não foram encontrados na literatura estudos que delimitassem valores de normalidade para força isométrica para grupos musculares dos membros superiores em adultos

de ambos os sexos, com idade entre 18 e 80 anos em população sul-americana, o que ratifica a importância do presente estudo na identificação da magnitude da força muscular de adultos saudáveis e possibilita, a partir de então, a categorização da força isométrica dos membros superiores em normal ou fraqueza muscular, para adultos saudáveis de 18 a 80 anos.

Bohannon<sup>49</sup>, em estudo prévio de metodologia similar com adultos norte-americanos, com idade entre 20 e 79 anos (média de 21 indivíduos por subgrupo), descreveu valores de referência e equação preditora da força isométrica para 10 grupos musculares, dos quais 6 para membros superiores (abdução, rotação externa, extensão de ombro, flexão e extensão de cotovelo e extensão de punho). No presente estudo, foi feita a correlação entre as equações norte-americanas e os resultados para DHH da população brasileira, o que demonstrou resultados inferiores ao encontrado pela equação proposta no artigo atual.

Van der Ploeg et al.<sup>46</sup> descreveram, em 1991, a força isométrica com DHH (aparelho com mensuração limitado 250 N) para 100 holandeses com idade entre 20 e 60 anos, mensurando 13 grupos musculares entre tronco e membros, em 4 movimentos para os membros superiores: abdução de ombro (de 72 a 142N, para mulheres, e de 97 a 232N para homens), flexão de cotovelo (de 127 a >250N, para mulheres, e de 193 a >250N, para homens), extensão de cotovelo (de 68 a 141N, para mulheres, e de 88 a 225N, para homens) e extensão de punho (de 77 a 160N, para mulheres, e de 118 a 214N, para homens). Neste estudo, a força não foi delimitada por faixa etária, apenas por sexo, o que limitou a extrapolação dos dados para outras populações.

Andrews et al.<sup>57</sup> avaliaram a força isométrica de 147 voluntários norte-americanos, dos quais 77 eram homens e 70 mulheres, com idade entre 50 e 79 anos. Nesse caso, foram mensurados 13 grupos musculares, entre flexão, extensão, abdução, rotação interna e externa de ombros, flexão e extensão de cotovelo e extensão de punho. No referido estudo não foram utilizadas fixações em segmentos proximais, no intuito de estabilizar e evitar compensações, os

resultados encontrados para ambos os sexos em categorias de idade equivalentes foram muito superiores a média de força encontradas no presente estudo para a população de brasileiros.

Já McKay et al.<sup>125</sup>, em estudo com 1000 indivíduos australianos, entre 3 e 101 anos, descreveram os valores de referência da força isométrica com DHH. Para isso, os indivíduos foram categorizados por fases da vida: 3-9 anos; 10-19 anos; 20-59 anos; >60anos. Dentre os 12 grupos musculares analisados, dos membros superiores foram avaliados os rotadores internos e externos do ombro, e flexores e extensores do cotovelo. O presente estudo categorizou os indivíduos em intervalo máximo de 10 anos.

Por sua vez, Hébert et al.<sup>50</sup> mensuraram a força isométrica média de crianças e adolescentes norte-americanas de 4 a 17 anos, em 10 movimentos, dos quais apenas 4 envolviam os membros superiores: abdução de ombro (média de 0,33Nm/kg, para 4 anos, a 0,89 Nm/kg, para 17 anos, do sexo feminino, e 0,34Nm/kg, para 4 anos, a 1,13 Nm/kg, para 17 anos, do sexo masculino); rotação externa do ombro (média de 0,26Nm/kg, para 4 anos, a 0,34 Nm/kg, para 17 anos, do sexo feminino, e 0,30Nm/kg, para 4 anos, a 0,51 Nm/kg, para 17 anos, do sexo masculino); flexão de cotovelo (média de 0,33Nm/kg, para 4 anos, a 0,68 Nm/kg, para 17 anos, do sexo feminino, e 0,33Nm/kg, para 4 anos, a 1,08 Nm/kg, para 17 anos, do sexo masculino); extensão do cotovelo (média de 0,38Nm/kg, para 4 anos, a 0,46 Nm/kg, para 17 anos, do sexo feminino, e 0,40Nm/kg, para 4 anos, a 0,68 Nm/kg, para 17 anos, do sexo masculino). Os autores em seu estudo incluíram 328 indivíduos, reunidos em 13 indivíduos por grupo. No presente estudo, a faixa etária foi de adultos entre 18 a 80 anos, com 30 indivíduos por grupo. Hébert et al.<sup>50</sup> não criaram equação de referência da força encontrada para sua amostra, como foi feito no presente estudo.

O estudo adota um protocolo de fácil reprodutibilidade, embasado com estudos prévios da confiabilidade da medida, assim como a validação do protocolo proposto. Tal protocolo tem como ponto forte a versatilidade de ser aplicado em diversos ambientes, com baixo custo e

adequada reprodutibilidade. Em estudo prévio do nosso grupo<sup>70</sup>, o referido protocolo foi adotado em ambiente hospitalar com pacientes internados em terapia intensiva, o que ratifica a segurança do protocolo.

São limitações do presente estudo o quantitativo não balanceado entre os centros onde foi realizada a pesquisa, devido ao momento pandêmico recente, comprometendo a possibilidade do equilíbrio entre os centros. Outra limitação potencial é o fato de a população estudada não contemplar indivíduos maiores de 80 anos na análise, assim como a capacidade do estudo em rastrear o percentual corporal de massa magra. Dentre outras variáveis que poderiam ter influência no desempenho muscular no teste de força estão: o não rastreamento profundo do uso de substâncias anabolizantes musculares, a exemplo da cafeína ou outras suplementações; a descrição do tempo de atividade física semanal em horas; a informação do biotipo dos voluntários, fatos que poderiam também guardar relação com a força isométrica máxima. O presente estudo não testou as equações preditoras em amostra independente e incentiva futuras produções, explorando testar tais equações em amostras em diversas localidades brasileiras, em praticantes de modalidades esportivas específicas e em indivíduos na ausência de saúde.

## **CONCLUSÃO**

O presente estudo delimitou valores de referência para força isométrica dos principais grupos musculares do membros superiores, assim como criou equações preditoras da força desses grupos para faixas etárias de 18 a 80 anos. Tal estudo é pioneiro na descrição dos valores de referência na população brasileira e espera-se que este trabalho impulse futuras publicações sobre níveis de força muscular em outras populações, assim como possibilite o diagnóstico e o tratamento precoce de condições de fraqueza muscular.

## 5 DISCUSSÃO GERAL

O presente estudo estabeleceu valores de referência para o pico de torque da força isométrica para flexores, extensores, abdutores, adutores, rotadores internos e externos do ombro, além dos flexores e extensores do cotovelo e do punho para membro dominante e não dominante, por meio do DHH. A força apresenta valores crescentes até a terceira e a quarta década de vida, com decréscimo a partir dessa faixa etária. A força muscular dos homens é superior a das mulheres, conforme confirmado unanimemente na literatura. Com base na regressão linear multivariável, foi criado o modelo analisando as variáveis antropométricas e funcionais dos voluntários da amostra, com idade, peso, sexo, sendo as variáveis com forte e significativa relação com o pico de torque para todos os 10 movimentos avaliados. A variável dicotômica “atividade física”, assim como a frequência semanal de realização da atividade física apresentaram significância na regressão no modelo 1, perdendo significância ao passo que variáveis não significantes e provavelmente confundidoras eram removidas da regressão.

O fato de a equação de referência para pico de torque dos 10 grupos musculares ser determinada pela três variáveis supracitadas é um fator bastante positivo para difusão da equação, visto que são variáveis de fácil utilização e mensuração. Bohannon RW<sup>49</sup>, em estudo com 231 norte-americanos, propôs equações para músculos dos MMSS e MMII, utilizou das mesmas três variáveis como preditoras da força isométrica máxima para indivíduos entre 20 e 79 anos. Andrews AW et al.<sup>57</sup> em estudo com 144 participantes, com idades entre 50 e 79 anos, também encontraram idade, peso e sexo com as variáveis preditoras nas equações de referência para a força isométrica em 13 movimentos dos MMSS e MMSS.

É fundamental reforçar a importância do estabelecimento desses limites de normalidade para uma amostra com indivíduos brasileiros, um dado não antes existente na literatura. Tal delimitação permite, a partir daqui, que o diagnóstico de fraqueza, assim como percentuais do

valor estimado para normalidade, seja estabelecido, a fim de proporcionar uma avaliação mais precisa e individualizada da força isométrica máxima. Isso agrega em muito o valor da avaliação física e funcional, pelo fato de ser um aparelho de baixo custo, portátil com validação, confiabilidade e reprodutibilidade excelente para os principais grupos musculares dos MMSS.

Como perspectivas futuras, espera-se que os dados aqui apresentados embasem e incentivem novos estudos em populações específicas, como em praticantes de modalidades esportivas uniformes e/ou em determinadas regiões do Brasil, dado o desequilíbrio da amostra do presente estudo com relação ao balanceamento por região do país (APÊNDICE E). Outra perspectiva futura importante deixada por este estudo é a possibilidade de nortear avaliação e plano de conduta para indivíduos em situação de vulnerabilidade da saúde muscular, por meio da avaliação do pico de torque com DHH. Em estudo de segurança cardiorrespiratório conduzido com pacientes internados em UTI (APÊNDICE B), o protocolo e o instrumento empregados ratificaram a factibilidade do seu uso para diagnosticar a saúde muscular de modo assertivo e precoce; o método talvez auxilie, de fato, na prevenção e no controle da fraqueza muscular adquirida em UTI<sup>70</sup>.

No que tange à confiabilidade e à reprodutibilidade da avaliação da força isométrica máxima com DHH, o protocolo proposto com o método não fixado apresentou excelentes resultados para todas as ações musculares avaliadas, o que incentivaria que a avaliação fosse mais difundida e replicada na prática clínica, além de favorecer que o resultado entre centros diferentes tenha adequada validação externa e possa, portanto, ser comparado, desde que se respeite o método de avaliação aqui proposto.

Na ótica da validade concorrente, quando comparamos a avaliação do pico de torque obtido pelo DHH e pelo DI, instrumento padrão ouro para avaliação de força, a demonstração de validade moderada a forte e excelente para os 10 grupos musculares dos MMSS avaliados ratifica a viabilidade do uso desse instrumento e método aqui proposto como rotina para a avaliação da

força muscular de indivíduos saudáveis em diversos ambientes, com o benefício de ser um equipamento de menor custo do que o padrão ouro, portátil e de fácil manuseio. Ao mesmo passo, faz-se necessário reforçar a importância da manutenção do padrão de avaliação, com alinhamento biomecânico devido, estabilização de segmentos articulares e desincentivando medidas com compensações de músculos sinergistas durante cada teste. O treinamento do avaliador é um fator de relevância impar na obtenção de uma avaliação acurada e reprodutível por meio do DHH para grupos musculares dos MMSS.

Sobre a capacidade diagnóstica de disfunções musculares, o DHH tem potencial de popularizar a avaliação quantitativa da força muscular isométrica máxima em diversos ambientes, hoje menos empregada pela característica de bom custo benefício do equipamento, fácil de transporte, assistência técnica e calibração acessível, manuseio do equipamento intuitivo. Estudos futuros precisam delimitar a associação de percentuais da diferença de força isométrica seja entre agonistas-antagonistas, seja entre músculos bilateralmente com a ocorrência de deficiências físicas, assim como incidência de lesões musculares ou do próprio complexo osteomioarticular envolvido.

## 6 CONCLUSÃO GERAL

Os valores de referência foram estabelecidos, assim como a equação preditora para a força isométrica máxima, nos principais grupos musculares dos MMSS em indivíduos autorrelatados saudáveis, numa amostra composta por brasileiros com idade entre 18 e 80 anos. Tal delimitação possibilitará o reconhecimento de indivíduos em condição de redução da força com precisão e individualidade na proporção da deficiência de força apresentadas.

A presente teve como objetivo estabelecer um protocolo de avaliação da força isométrica máxima de dez importantes grupos musculares dos MMSS em voluntários saudáveis. O protocolo foi construído com base em posições e métodos de avaliação já empregados na literatura previamente, critérios homogeneizados como tempo de contração, tempo de repouso entre medidas, posição corporal do leito, assim como alinhamento biomecânico do segmento avaliado. Tal protocolo demonstrou-se rápido, prático, com alinhamento intuitivo ao avaliador com noções prévias de biomecânica.

A avaliação da força isométrica máxima dos MMSS com o DHH apresenta confiabilidade excelente em análise de teste e reteste, com reprodutibilidade também excelente, em comparação com a avaliação com examinadores diferentes previamente treinados. Comparando o desempenho entre métodos, houve superioridade do método não fixado, em que o examinador apoia o instrumento manualmente e o mantém estacionário durante a avaliação.

A avaliação do pico de torque gerado na contração voluntária máxima de grupos musculares dos MMSS em indivíduos saudáveis demonstrou validade concorrente de moderada a excelente, quando comparada com os resultados utilizando o DI. Quando analisada a concordância no diagnóstico do desequilíbrio muscular entre os instrumentos, obteve-se concordância de moderada a alta entre os métodos, com acurácia excelente do DHH na avaliação da força isométrica máxima, definindo tal método como factível e acurado para uso rotineiro na avaliação de força.

## REFERÊNCIAS

1. Fontes AP, Fernandes AA, Botelho MA. Funcionalidade e incapacidade: aspectos conceituais, estruturais e de aplicação da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). *Rev Port Saúde Pública*. 2010;28(2):171-8.
2. Kendall FP. *Muscles, Testing and Function*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1993.
3. Martinez BP, Ramos IR, de Oliveira QC, dos Santos RA, Marques MD, Forgiarini Junior LA et al. Is there an association between mass and skeletal muscle strength in hospitalized elderly persons? *Rev. Bras. Geriatr. Gerontol* 2016; 19(2):257-264. doi: 10.1590/1809-98232016019.140228
4. Moisey LL, Mourtzakis M, Cotton BA, Premji T, Heyland DK, Wade CE et al. Skeletal muscle predicts ventilator-free days, ICU-free days and mortality in elderly ICU patients. *Crit Care*. 2013;17(5):R206. <https://doi.org/10.1186/cc12901>
5. Colaianni G, Conti S, Colucci S, Grano M. Irisin and musculoskeletal health. *Ann N Y Acad Sci*. 2017;1402(1):5-9. <https://doi.org/10.1111/nyas.13345>
6. Hislop H, Avers D, Brown M. *Daniels and Worthingham's muscle testing-E-book: techniques of manual examination and performance testing*. Elsevier Health Sciences; 2013.
7. Corvino RB, Caputo F, Greco CC, Denadai BS. Rate of force development in different muscle contraction velocities. *Rev Bras Med Esporte* 2009;15(6):428-31.
8. Turan Z, Tapaloglu M, Taskiran OO. Medical Research Council-sumscore: a tool for evaluating muscle weakness in patients with post-intensive care syndrome. *Critical Care*. 2020;24:562. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-03282-x>
9. De Jonghe B, Sharshar T, Lefaucheur JP, Outin H. Critical illness neuromyopathy. *Clin Pulm Med*. 2005;12(2):90-6. <https://dx.doi.org/10.1186%2Fcc7100>
10. Mao L, Jin H, Wang M, Hu Y, Chen S, He Q et al. Neurologic manifestations of hospitalized patients with coronavirus disease 2019 in Wuhan, China. *JAMA Neurol*. 2020;77(6):683-90. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2020.1127>
11. Lourenco MV, Frozza RL, de Freitas GB, Zhang H, Kincheski GC, Ribeiro FC et al. Exercise-linked FNDC5/irisin rescues synaptic plasticity and memory defects in Alzheimer`s models. *Nature Med* 2019;25:165-75
12. Islam MR, Valaris S, Young MF, Haley EB, Luo R, Bond SF et al. Exercise hormone irisin is a critical regulator of cognitive function. *Nat Metab* 2021;3(8): 1058-1070b <http://doi.org/10.1038/s42255-021-00438-z>
13. Zhu W, Sahar NE, Javaid HMA, Pak ES, Liang G, Wang Y. Exercise-induced Irisin decreased inflammation and improves NAFLD by competitive binding with MD2. *Cells* 2021;10(12):3306. <http://doi.org/10.3390/cells10123306>
14. Chen P, Mao L, Nassis GP, Harmer P, Ainsworth BE, Li F. Coronavirus disease (COVID-19): The need to maintain regular physical activity while taking precautions. *J Sport health Sci* 2020;9:103-4. <https://dx.doi.org/10.1016%2Fj.jshs.2020.02.001>
15. Sallis R, Young DR, Tartof SY, Sallis JF, Li Q, Smith GN et al. Physical inactivity is associated with a higher risk for severe COVID-19 outcomes: a study in 48440 adult patients. *Br J Sports Med* 2021;55:1099–105. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2021-104080>
16. Liu L, Guo J, Chen X, Tong X, Xu J, Zou J. The Role of irisin in Exercise-mediated Bone Health. *Front Cell Dev Biol* 2021;9:668759 <http://10.3389/fcell.2021.668759>
17. Souza RAL, Improta-Caria AC, Souza BSF. Exercise-Linked Irisin: Consequences on Mental and Cardiovascular health in type 2 diabetes. *Int J Mol Sci* 2021;22(4):2199 <http://doi.org/10.3390/ijms22042199>
18. Tuttle CSL, Thang LAN, Maier AB. Markers of inflammation and their association with muscle strength and mass: a systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev* 2020;64:101185 <http://10.1016/j.arr.2020.101185>
19. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyere O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing* 2019;48(1):16-31.

<https://doi.org/10.1093/ageing/afy169>

20. Wang DXM, Yao J, Zirek Y, Reijnierse EM, Maier AB. Muscle Mass, strength, and physical performance predicting activities of daily living: a meta-analysis. *J Cachexia Sarcopenia Muscle* 2020;11(1):3-25 <http://doi.org/10.1002/jcsm.12502>
21. Kleyweg RP, van der Merché FG, Schmitz PI. Interobserver agreement in the assessment of muscle strength and functional abilities in Guillain-Barré Syndrome. *Muscle Nerve* 1991;14:1103-09.
22. Knepler C, Bohannon RW. Subjectivity of forces associated with manual-muscle test grades of 3+, 4-, and 4. *Percept Mot Skills* 1998;87:1123-8.
23. Florence JM, Pandya S, King WM, Robison JD, Baty J, Miller JP et al. Intrarater reliability of manual muscle test (Medical Research Council scale) grades in Duchenne`s muscular dystrophy. *Phys Ther* 1992;115:22.
24. Daniels L, Worthingham C, editors. *Muscle testing: technique of manual examination*, 5<sup>th</sup> edn. Philadelphia: WB Saunders CO.; 1986.
25. Almeida GPL, Albano TR, Melo AKP. Handheld dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019;27(8):2494-2501. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5245-3>
26. Benck BT, de David AC, do Carmo JC. Déficits no equilíbrio muscular em jovens atletas de ginástica feminina. *Rev Bras Ciênc Esporte*. 2016;38(4):342-348. <https://doi.org/10.1016/j.rbce.2016.01.008>
27. Croisier J, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccerplayers. *Am J Sports Med* 2008;36:1469-75. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
28. McCurdy K, Langford G. Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. *J Sports Sci Med* 2005;4:153-9.
29. Benck BT, de David AC, do Carmo JC. Déficits no equilíbrio muscular em jovens atletas de ginástica feminina. *Rev Bras Ciênc Esporte*. 2016;38(4):342-348. <https://doi.org/10.1016/j.rbce.2016.01.008>
30. McCurdy K, Langford G. Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. *J Sports Sci Med* 2005;4:153-9.
31. Edwards RHT, McDonnell M. Handheld dynamometer for evaluating voluntary muscle function. *The Lancet*. 1974;304(7883):757-8. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(74\)90947-7](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(74)90947-7)
32. Meyer C, Corten K, Wesseling M, Peers K, Simon J-P et al. Test-Retest Reliability of Innovated Strength Tests for Hip Muscles. *PLoS ONE* 2013;8(11): e81149. doi:10.1371/journal.pone.0081149
33. Shefner JM, Liu D, Leitner ML, Schoenfeld D, Ferguson T, Cudkowicz M. Quantitative strength testing in ALS clinical trials. *Neurology* 2016;87:1-8 doi: 10.1212/WNL.0000000000002941
34. Martin HJ, Yule V, Sydall HE, Dennison EM, Cooper C, Aihie Sayer A. Is Handheld Dynamometry Useful for the Measurement of Quadriceps Strength in Older People? A Comparison with the Gold Standard Biodex Dynamometry. *Gerontology* 2006;52:154-159 doi: 10.1159/000091824
35. Stark T, Walker BM, Philips JK, Fejer R, Beck R. Handheld Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PMR* 2011;3:472-479. DOI: 10.1016/j.pmrj.2010.10.025
36. Youdas JW, Mraz ST, Norstad BJ, Schinke JJ, Hollman JH. Determining meaningful changes in hip abductor muscle strength obtained by handheld dynamometry. *Physiother Theory Pract*. 2008;24(3):215-20. doi: 10.1080/03639040701429374
37. Kolber M, Cleland J. Strength testing using handheld dynamometry. *Phys Ther Rev* 2005;10:99-112.
38. Colquhoun HL, Jesus TS, O'Brien KK et al. Scoping review on rehabilitation scoping reviews. *Arch Phys Med Rehabil* 2020;101:1462-9.
39. Morin M, Duchesne E, Bernier J, Blanchette P, Langlois D, Hebert LJ. What is known about muscle strength reference values for adults measured Handheld dynamometry: A scoping Review *Arch Rehabil Res Clin Transl*. 2022;4:100172 <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2021.100172>
40. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua Y-H, Williams GP, et al. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Handheld and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PLoS ONE* 2015; 10(10):e0140822. doi:10.1371/journal.pone.0140822
41. Schrama PP, Stenneberg MS, Lucas C, van Trijffel E. Intraexaminer reliability of handheld dynamometry

- in the upper extremity: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(12):2444-69. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.05.019>.
42. Nitayarak H, Charntaraviroj P. Effects of scapular stabilization exercises on posture and muscle imbalances in women with upper crossed syndrome: A randomized controlled trial. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2021;34(6):1031-40 <http://10.3233/BMR-200088>
  43. Neme JR. Balancing Act: Muscle imbalance effects on musculoskeletal injuries. *Mo Med* 2022;119(3):225-8.
  44. Fieseler G, Molitor T, Irlenbusch L, Delank KS, Laudner KG, Hermassi S, Schwesig R. Intrarater reliability of goniometry and handheld dynamometry for shoulder and elbow examinations in female team handball athletes and asymptomatic volunteers. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2015;135(12):1719-26. doi:10.1007/s00402-015-2331-6
  45. Hébert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crête M. Handheld dynamometry isometric torque reference values for children and adolescents. *Pediatr Phys Ther*. 2015 Winter;27(4):414-23. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000179>
  46. Van der Ploeg, Fidler V, Oosterhuis HJ. Handheld myometry: reference values. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1991;54(3):244-7. <https://doi.org/10.1136/jnnp.54.3.244>.
  47. Genlin L, Jianjun L, Hongjun Z, Ying Z, Chunxia H, Ying Z et al. A simple way to improve the relative and absolute reliability of handheld dynamometer measurements using learners. *Int J Clin Exp Med*. 2016;9(1):199-208
  48. Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Holmich P. Clinical assessment of hip strength using a handheld dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20: 493–501 doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x
  49. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by handheld dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;88:26-32. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(97\)90005-8](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(97)90005-8)
  50. Hebert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crete M. Handheld dynamometry isometric torque reference values for children and adolescents. *Pediatr Phys Ther* 2015;27:414–23.
  51. Hogrel JY, Payan CA, Ollivier G et al. Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:1289–97.
  52. Bohannon RW. Literature reporting normative data for muscle strength measured by handheld dynamometry: a systematic review. *Isokinet Exerc Sci* 2011;19:143–7.
  53. Bohannon RW. Reference Values for knee extension strength obtained by handheld dynamometry from apparently healthy older adults: a meta-analysis. *J Frailty Aging* 2017;6:199–201.
  54. Alvarenga G, Kiyomoto HD, Martinez EC, Polesello G, Alves VLDS. Normative isometric hip muscle force values assessed by a manual dynamometer. *Acta Ortop Bras* 2019;27:124–8.
  55. De Oliveira IO, Pilz B, Junior RLS, Vasconcelos RA, Mello W, Grossi DB. Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Braz J Phys Ther* 2018;22:33–41.
  56. Al-Abdulwahab SS. The effects of aging on muscle strength and functional ability of healthy Saudi Arabian males. *Ann Saudi Med* 1999;19:211–5.
  57. Andrews AW, Thomas MW, Bahannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with handheld dynamometers. *Phys Ther* 1996;76(3):248-59. <https://doi.org/10.1093/ptj/76.3.248>.
  58. Lohmann Siegel K, Hicks JE, Koziol DR, Gerber LH, Rider LG. Walking ability and its relationship to lower-extremity muscle strength in children with idiopathic inflammatory myopathies. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:767-771
  59. Merlini L, Bertini E, Minetti C, Mongini T, Morando L, Angelini C et al. Motor function-muscle strength relationship in spinal muscular atrophy. *Muscle Nerve*. 2004;29(4):548-52. <https://doi.org/10.1002/mus.20018>
  60. Bittencourt NFN, Santos TRT, Gonçalves GGP, Coelho AP, Braz de Magalhães Gomes BG, Mendonça LDM et al. Reference Values of Hip Abductor Torque Among Youth Athletes: Influence of Age, Sex and Sports. *Phys Ther Sport*. 2016;21:1-6. doi: 10.1016/j.ptsp.2015.12.005

61. Polat S, Ögüt E, Göker P, Bozkır MG, Yücel AH. Reference values for hand muscle strength evaluation methods in healthy young adults. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2019;1–9. doi:10.3233/bmr-170915
62. Rheault W, Beal JL, Kubik KR, Nowak TA, Shepley JA. Intertester reliability of the Handheld dynamometer for wrist flexion and extension. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70(13):907-10.
63. Lafayette Instrument Jamar Hand Dynamometer User's Manual. (2004). Retrieved from <https://www.si-instruments.com.au/>
64. Walsh, L., & Potvin, M. (2019). Effect of Verbal Directions on Grip Strength Evaluated Using the Handheld Dynamometer. *The Open Journal of Occupational Therapy*, 7(4), 1-5. <https://doi.org/10.15453/2168-6408.1584>
65. Jung M-C, Hallbeck MS. Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength. *Int J Ind Ergon* 2004;34:367–74.
66. Mavroidis C, Nikitzuk J, Weinberg B et al. Smart portable rehabilitation devices. *J Neuroeng Rehabil* 2005;2:18.
67. Bohannon RW, Manual muscle test scores and dynamometer scores of knee extension strength. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67(6):390-2
68. Hermans G, Clerckx B, Vanhullebusch T, Segers J, Vanpeev G, Robbeets C et al. Interobserver agreement of Medical Research Council sum-score and handgrip strength in the intensive care unit. *Muscle Nerve* 2012;45(1):18-25. <https://doi.org/10.1002/mus.22219>
69. Buckinx F, Landi F, Cesari M, Fielding RA, Visser M, Engelke K et al. Pitfalls in the measurement of muscle mass: a need for a reference standard. *J Cachexia Sarcopenia Muscle* 2018;9(2):269-78 <http://10.1002/jcsm.12268>
70. Nepomuceno Junior BRV, dos Santos KRB, Santos Júnior JS, de Almeida DF, de Barros RM, Gomes Neto M. Handheld dynamometry to safely measure muscle strength in patients in intensive care. *Research Square* 2021:1-13. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-1011749/v1>
71. Knapik JJ, Wright JE, Mawdsley RH, Braun JM. Isokinetic, isometric and isotonic strength relationships. *Arch Phys Med Rehabil* 1983;64:77-80.
72. Delitto A. Isokinetic dynamometry. *Muscle Nerve* 1990;13:S53-7 <http://10.1002/mus.880131317>
73. Osterning LR. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 1986;14:45-80
74. Schindler IFSR, Vasconcelos AL, da Conceição CS, Gomes Neto M, Queiroz LR, Garzedin DDS et al. Isokinetic power of shoulder rotators in handball players: sectional study description. *Rev Bras Fisiol Exerc* 2020;19(1):24-31.
75. Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med* 1989;8(2):101-16 <http://10.2165/00007256-198908020-00003>
76. Mendes J, Azevedo A, Amaral TF. Força de preensão da mão – quantificação, determinantes e utilização clínica: artigo de revisão. *Arq Med*. 2013;27(3):115-20
77. Ahmadi S, Gutierrez GL, Uchida MC. Correlation between handgrip and isokinetic strength of shoulder muscles in elite sitting volleyball players. *J bodyw Mov Ther* 2020;24(4):159-63 <http://10.1016/j.jbmt.2020.07.015>
78. Porto JM, Nakaishi APM, Cangussu-Oliveira LM, Freire RC, Spilla SB, de Abreu DCC. Relationship between grip strength and global muscle strength in community-dwelling older people. *Arch Gerontol Geriatr*. 2019;82:273-8. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2019.03.005>
79. Buckinx F, Aubertin-Leheudre M. Relevance to assess and preserve muscle strength in aging field. *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry* 2019;94:109663 <http://10.1016/j.pnpbp.2019.109663>
80. Lee YH, Kim JS, Jung SW, Hwang HS, Moon JY, Jeong KH et al. Gait speed and handgrip strength as predictors of all-cause mortality and cardiovascular events in hemodialysis patients. *BMC Nephrol* 2020;21(1):166 <http://doi.org/10.1186/s12882/s12882-020-01831-8>
81. Rijk JM, Roos PR, Deckx L, van den Akker M, Buntinx F. Prognostic value of handgrip strength in people aged 60 years and older: A systematic review and meta-analysis. *Geriatr Gerontol Int* 2016;16(1):5-20 <http://doi.org/10.1111/ggi.12508>
82. Novaes RD, de Miranda AS, Silva JO, Tavares BVF, Dourado VZ. Equação de referência para a predição

- da força de prensão manual em brasileiros de meia idade e idosos. *Fisioter Pesqui* 2009;16(3):217-22  
<https://doi.org/10.1590/S1809-29502009000300005>
83. Nunes MF, Hervé BB, Lukrafka JL, Monteiro MB. Handgrip strength and its relation to isokinetic dynamometry in COPD. *Fisioter Mov* 2020;33:e003356 <http://dx.doi.org/10.1590/1980-5918.033.A056>
  84. Krause DA, Neuger MD, Lambert KA, Johnson AE, DeViny HA, Hollman JH. Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *J Sport Rehabil*. 2014;23(1):56-64. doi: 10.1123/jsr.2012-0070
  85. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Handheld dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *J Sport Rehabil*. 2008;17(2):160-70
  86. Davis PR, Mckay MJ, Baldwin JN, Burns J, Pareyson D, Rose KJ. Repeatability, consistency, and accuracy of handheld dynamometry with and without fixation for measuring ankle plantarflexion strength in healthy adolescents and adults. *Muscle Nerve*. 2017;56:896-900. doi:10.1002/mus25576
  87. Saccol MG, Dos Santos G, Oliano HJ. Inter- and intra-examiner reliability of the strength of shoulder rotators in different positions using isometric dynamometry. *Fisioter Pesqui*. 2017;24(4):406-11. doi: 10.1590/1809-2950/17257624042017
  88. de Souza AC, Alexandre NMC, Guirardello EB. Propriedades psicométricas na avaliação de instrumentos: avaliação da confiabilidade e da validade. *Epidemiol Serv Saude* 2017;26(3):649-59. <http://dx.doi.org/10.5123/s1679-49742017000300022>.
  89. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, Bouter LM, de Vet HC 2010 The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments; na international Delphi study. *Quality of Life Research*. 19: 539-49.
  90. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005;19(1):231-40. doi: 10.1519/15184.1
  91. Greenhalgh T. How to read a paper. Papers that report diagnostic or screening tests. *BMJ*. 1997 Aug 30;315(7107):540-3. Review.
  92. Awatani T, Morikita I, Shinohara J, Mori S, Narial M, Tatsumi Y et al. Intra- and inter-rater reliability of isometric shoulder extensor and internal rotator strength measurements performed using a handheld dynamometer. *J. Phys. Ther. Sci*. 2016;28: 3054-9
  93. Cadogan A, Laslett M, Hing W, McNair P, Williams M. Reliability of a new handheld dynamometer in measuring shoulder range of motion and strength. *Manual Therapy*. 2011: 16 97e101. doi:10.1016/j.math.2010.05.005
  94. Dowman L, McDonald CF, Hill CJ, Lee A, Barker K, Boote C et al. Reliability of the handheld dynamometer in measuring muscle strength in people with interstitial lung disease. *Physiotherapy*. 2016;102(3):249-55. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.10.002>
  95. Altman DG, Bland M. Diagnostic tests. 1: Sensitivity and specificity. *BMJ*. 1994;308(6943):1552. <https://doi.org/10.1136/bmj.308.6943.1552>
  96. Chamorro C, De la Fuente C, Rubio J, Campos C, Chiroso LJ. Absolute reliability and concurrent validity of a novel electromechanical pulley dynamometer for measuring shoulder rotation isometric strength in asymptomatic subjects. Study conducted at Pontificia Universidad Católica, Santiago, Chile. *J Pak Med Assoc* 2019;69(7):1000-5.
  97. Karabay D, Yesilyaprak SS, Picak GS. Reliability and validity of eccentric strength measurement of the shoulder abductor muscles using a handheld dynamometer. *Phys Ther Sport* 2020;43:52-7. DOI: 10.1016/j.ptsp.2020.02.002.
  98. de Vasconcelos RA, Bevilaqua-Grossi D, Shimano AC, Paccola CJ, Salvini TF, Prado CL et al. Reliability and validity of a modified isometric dynamometer in the assessment of muscular performance in individuals with anterior ligament reconstruction. *Rev Bras Ortop* 2009;44(3):214-24.
  99. Hanna CM, Fulcher ML, Elley CR, Moyes SA. Normative values of hip strength in adult male association football players assessed by Handheld dynamometry. *J Sci Med Sport*. 2010;13(3):299-303. doi: 10.1016/j.jsams.2009.05.001
  100. Kemmler W, von Stengel S, Schoene D. Longitudinal Changes in Muscle Mass and Function in Older

- Men at Increased Risk for Sarcopenia - The FROST-Study. *J Frailty Aging* 2019;8(2):57-61. <https://doi.org/10.14283/jfa.2019.9>
101. Cardinal BJ, Esters J, Cardinal MK. Evaluation of the Revised Physical Activity Readiness Questionnaire in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28(4):468-72. DOI: 10.1097/00005768-199604000-00011
  102. Kolber MJ, Cleland JA. Strength testing using handheld dynamometry. *Phys Ther Rev* 2005;10:99–112.
  103. Luz LGO and Farinatti PTV. Questionário de Prontidão para atividade Física (PAR-Q). *Rev Bras Fisiol Exerc* 2005;4(1).
  104. Scheinowitz M, Dankner R, Goldbourt U, Marom-Klibansky R. Pre-participation screening of individuals engaging in noncompetitive physical activity. *Harefuah* 2008;147(7):611-7
  105. Morrison BN, McKinney J, Isserow S, Lithwick D, Taunton J, Nazzari H et al. Assessment of cardiovascular risk and preparticipation screening protocols in masters athletes: the Masters athlete screening study (MASS): a cross-section study. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2018;4(1):e000370 <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000370>
  106. Palermi S, Sirico F, Fernando F, Gregori G, Belviso I, Ricci F et al. Limited diagnostic value of questionnaire-based pre-participation screening algorithms: a “risk-exposed” approach to sports activity. *J Basic Clin Physiol Pharmacol* 2022;33(5):655-63. <https://doi.org/10.1515/jbcpp-2022-0109>
  107. Clavet H, Hebert PC, Fergusson D, Doucette S, Trudel G. Joint contracture following prolonged stay in the intensive care unit. *CMAJ*. 2008;178(6):691-7. <https://doi.org/10.1503/cmaj.071056>
  108. Romero-Franco N, Fernández-Domínguez JC, Montaña-Munuera JA, Romero-Franco J, Jiménez-Reyes P. Validity and reliability of a low-cost dynamometer to assess maximal isometric strength of upper limb. *Journal of Sports Sciences*, DOI: 10.1080/02640414.2019.1594570
  109. Domholdt E. *Physical Therapy Research: Principles and Applications*. 2nd ed. Philadelphia, PA: WB Saunders; 2000.
  110. Stemler SE. A comparison of consensus, consistency, and measurement approaches to estimating interrater reliability. *Practical Assessment, Research & Evaluation* 2004; 9(4):1-11. DOI: 10.7275/96jpxz07
  111. Nepomuceno Junior BRV and Gomes Neto M. Avaliação da força muscular dos membros superiores através do dinametro handheld: estudo piloto. *Rev Ciênc Méd Biol* 2020;19(2):325-30. <https://doi.org/10.9771/cmbio.v19i2.28035>
  112. Cohen, Jacob. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 1988. Hillsdale, NJ, Erlbaum
  113. Silva NA, de Menezes TN, de Melo RLP, Pedraa DF. Handgrip strength and flexibility and their association with anthropometric variables in the elderly. *Rev Assoc Med Bras*. 2013;59(2):128-135. doi:10.1016/j.ramb.2012.10.002
  114. Nepomuceno Junior BRV, Menezes MPS, dos Santos KRB, Gomes Neto M. Comparison of methods for evaluating upper limb strength by handheld dynamometry. *Rev Bras Med Esporte* 2021;27(1):90-6. [https://doi.org/10.1590/1517-8692202127012020\\_0008](https://doi.org/10.1590/1517-8692202127012020_0008)
  115. Siegel KL, Hicks JE, Koziol DR, Gerber LH, Rider LG. Walking ability and its relationship to lowerextremity muscle strength in children with idiopathic inflammatory myopathies. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(5):767-71.
  116. Nepomuceno Junior BRV, Schindler IR, Machado M, de Melo T, Gomes Neto M. Validity, Agreement and accuracy of a handheld dynamometer for shoulder muscles strength assessment in healthy individuals. *Research Square* 2021:1-13. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-1001422/v1>
  117. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Handheld dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R* 2011;3:472–9.
  118. Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Rev. Bras Ativ Física e Saude*. 2001;6(2):5-18 <https://doi.org/10.12820/rbafs.v.6n2p5-18>
  119. Craig CL, Marshall AL, Sjostrom M et al. International Physical Activity Questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(8):1381–1395.
  120. Surburg PR, Suomi R, Poppy WR. Validity and Reliability of a Handheld Dynamometer with Two Populations. *JOSPT* 1992;16(5):229-34.
  121. Buckinx F, Croisier JL, Reginster JY et al. Reliability of muscle strength measures obtained with a

- handheld dynamometer in an elderly population. *Clin Physiol Funct Imaging* 2017;37:332–40.
122. Johansson FR, Skillgate E, Lapauw ML, Clijmans D, Deneulim VP, Palmans T et al. Measuring Eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: reliability and validity. *Journal of athletic training* 2015;50(7):719-25.
123. Magnusson SP, Gleim GWM, Nicholas JA. Subject variability of shoulder abduction strength testing. *Am J Sports Med* 1990;18(4):349-53. DOI: 10.1177/036354659001800403.
124. Mukaka MM, Statistics corner: A Guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J* 2012;24(3):69-71.
125. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology* 2017;88:36-43.  
<https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000003466>

# APÊNDICES

**APÊNDICE A:** Artigo de revisão bibliográfica sobre DHH dos MMII em indivíduos saudáveis.

Produzida pelo Grupo de pesquisa em Fisioterapia da UFBA, atualmente sobre submissão em *Rehabilitation Process and Outcome*, fator de impacto 0,5 (JCR 21-22).

**MEASUREMENT OF MAXIMAL VOLUNTARY ISOMETRIC LOWER LIMB MUSCLE STRENGTH USING A HANDHELD DYNAMOMETER IN A NON-INJURED HEALTHY POPULATION: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS**

Mariana Barcellos Machado  
 Ana Lúcia. R. de Carvalho  
 Ingara Fernanda Schindler  
 Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Junior  
 Sarah S. Pontes  
 Micheli B. Saquetto  
 Gustavo Leporace  
 Fabio L. Arcanjo  
 Mansueto Gomes Neto

**INTRODUCTION**

Muscle strength is known to indicate the habitual level of physical activity and to be correlated with physical functioning (Cooper et al., 2010; Duchowny et al., 2017; Marciello et al., 1995). Knowledge about muscular performance is one of the important predictive factors of neurological or musculoskeletal disorders, and is associated with greater mortality and morbidity (Cooper et al., 2011; Cruz- Jentoft et al., 2010; Fielding et al., 2011; Leong et al., 2015). The modes of testing muscle strength have been categorized into three types, namely isometric, isotonic, and isokinetic.

The isokinetic dynamometer is considered the gold standard in strength measurements for the evaluation of dynamic muscular performance (Drouin et al., 2004; Lund et al., 2005). As maximal force is applied during all phases of movement at a constant velocity, isokinetic dynamometry has been primarily recommended for muscle strength assessment. However, it is expensive; requires separate space, long measurement time, and a trained rater; is not portable, and may impose a heavy cost burden on researchers or patients.

Strength measurements can be performed in isometric conditions to assess the maximal voluntary isometric contraction (isometric muscle strength) at a given position. Isometric handheld dynamometers (HHD) have been developed to aid clinical therapists in the clinical setting. When compared to isokinetic, HHD are small, portable, easier to use and cheaper. It measures strength objectively in kilograms, pounds, or newtons and enables the applicability of powerful parametric statistical tests (Bohannon et al., 2006; Stark et al., 2011). In a recent systematic review, Stark et al. concluded that this instrument can be regarded as a reliable and valid instrument for muscle strength assessment in the clinical setting. However, the ease of HHD may lead to misapplication and potentially misinterpretation.

A set of reference values for the measurement of isometric lower limb muscle strength in healthy individuals in a comparable community would be of value. On the basis of the reference values, the relationship between the lower limb muscle strength and the degree of disability and possible rehabilitation of a patient can be examined (Danneskiold-Sansøe et al., 2009). In addition, owing to the large interstudy variation of the normative values for muscle strength, the data from a single study may

not be appropriate to establish the lower limit indicating muscle weakness.

Despite the increasing use of handheld dynamometers in clinical practice, no systematic review has been conducted on the reference values for isometric lower limb muscle strength measured using handheld dynamometry. A systematic review might aid clinicians in choosing the set of reference values that best reflects the characteristics of the patient tested.

This systematic review aimed to analyze studies on the reference values and protocols for the measurement of maximal voluntary isometric muscle strength using a handheld dynamometer in a non-injured healthy population. We also aimed to summarize and pool data of normative values for isometric lower limb muscle strength using handheld dynamometry. Furthermore, we aimed to provide appropriate recommendations for the practical use of reference values for isometric muscle strength.

## **MATERIAL AND METHODS**

This meta-analysis was completed in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines (Moher et al., 2009).

### **Data Sources and Searches**

We searched for references on Medline, Scielo, Scopus, and CINAHL (Cumulative Index to Nursing and Allied Health) up to December 2019 without language restrictions. A standard protocol for this search was developed, and whenever possible, controlled vocabulary (MeSH terms for Medline) were used. Key words and their synonyms were used to sensitize the search. The optimally sensitive search strategy developed by Higgins and Green, 2006 was used to identify studies on PubMed/Medline.

We checked the references of the articles included to identify other potentially eligible studies. For ongoing studies or when confirmation of any data or additional information was needed, the authors were contacted by e-mail.

### **Study Selection**

This systematic review included studies on reference values that measured a set of normal values for maximal voluntary isometric lower limb muscle strength. Studies were included regardless of their publication status, language, or size. To be eligible, each study should have included reference values for the measurement of maximal voluntary isometric lower limb muscle strength using a handheld dynamometer in a non-injured healthy population. Articles were excluded if they were a review article and if the measurement was performed to assess handgrip strength or intrinsic hand muscles.

### **Data Extraction and Quality Assessment**

Each abstract identified in the research was independently evaluated by two authors. If at least one of the authors considered one reference eligible, the full text was obtained for complete assessment. Additional studies were identified by examining the reference list of all the included articles. In the event of any disagreement, each of the authors discussed the reasons for their decisions, and a final decision was made by consensus.

Authors independently extracted data from the published reports by using standard data extraction forms. Aspects such as age, sex, height, weight, joints, movements, positions, type of handheld dynamometer device, total time, number of sets, repetitions, warm-up, criterion for stopping, instruction and demonstration, interval between sets, screen incentive, and calibration of the instrument were reviewed. Maximal voluntary isometric muscle strength was also abstracted, and when possible, muscle strength and other data were abstracted according to stage of life course (children and adolescents  $\leq 18$  years old, adults  $\leq 60$  years old, or elderly  $> 60$  years old), age group per decade (e.g., 20 to 29 years), and sex. The studies with children and adolescents were subgrouped into two age groups as follows: children (participants from 3 to 9 years old) and adolescents (participants from 10 to 18 years old).

The methodological quality of each study was independently assessed using a standardized questionnaire specifically designed for this systematic review. The questionnaire included items of the Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies scale (Whiting et al., 2006) and the Consensus-based Standards for the Selection of Health Measurements Instruments critical appraisal tool (Terwee et al., 2010). Checklist items not relevant to the studies that established reference values were removed.

The response options for all the items were “yes/no” except for one item. Each item was scored as 1 point for yes, or 0 point for no or not mentioned. Each article was scored independently by two authors. Studies with methodological scores of  $< 4$  were considered weak; 4 to 7, average; and  $> 7$ , of good methodological quality.

### Data Synthesis and Analysis

The subjects' characteristics and the technical aspects of the test, including quality assessment, were synthesized in a tabular format. Meta-analyses were performed on isometric muscle strength by inputting mean and SD of the isometric muscle strength values categorized according to age and sex. Studies were included in the meta-analyses if their reported data were obtained from patients with comparable age ranges and sex. The studies with children and adolescents were subgrouped into two age groups as follows: children (participants from 3 to 9 years old) and adolescents (participants from 10 to 18 years old). Adult studies were subgrouped into four age groups (20–29, 30–39, 40–49, and 50–59 years old). The homogeneity statistic,  $Q$ , was calculated to provide a measure of the heterogeneity among studies.<sup>17</sup> The random-effects model was selected for the meta-analyses to examine the methodological variation among the

included studies, that is, whether one or more studies contributed more to the heterogeneity. All analyses were conducted using Review Manager Version 5.3.

## RESULTS

### Description of the Selected Studies

The initial search led to the identification of 367 abstracts, of which 51 were considered potentially relevant and retrieved for detailed analysis. Seventeen studies met the eligibility criteria. We fully analyzed the remaining 17 studies (Alvarenga et al., 2019; Andrew et al., 1996; Backman et al., 1995; Beenakker et al., 2001; Bohannon, 1997; Daloia et al., 2018; Douma et al., 2014; Eek et al., 2006; Escobar et al., 2017; Hebert et al., 2015; Lopes et al., 2018; Macfarlane et al., 2008; McKay et al., 2017; Mosler et al., 2017; Oliveira et al., 2017; Phillips et al., 2000), approved by both reviewers, and extracted their data. Appendix 1 summarizes the general characteristics of the included studies. Each article was scored by both reviewers.

We found studies in 10 different countries in the last three decades (1991 to 2019). Australia is the country with the highest number of individuals assessed (1.745), followed by the Netherlands (832) and the United States (541). Among the studies with the highest number of individuals evaluated, according to the age group described, we highlight Escobar et al. and Hebert et al. as the main reference for isometric muscle strength in children and adolescents, Lopes et al. and McKay et al. for adults. The only study specifically focused on reference values for the elderly was published in 1996 by Andrews et al., with only 156 individuals evaluated.

Regarding the quality of the included studies, we highlight the evolution observed over the years, since the studies of the last 10 years had better scores according to the proposed criteria. Some important items such as the description and size of the sample used, as well as the type and time of contraction performed, were present in practically all studies. Items 4 and 6 stand out, referring to the warmup and familiarization with the test and randomization in the order of the tests, respectively, as the most neglected by the authors. The results of the assessment of the questionnaire items are presented individually in Table 1.

### Study Populations and Handheld Dynamometry Parameters

The number of participants in the included studies ranged from 52 to 1000. The study subjects' mean age ranged between 7 and 65 years old. Most of the studies included healthy individuals of both sexes, except for three studies, which included only males. All of them measured maximal voluntary isometric strength. The most frequently used dynamometers were the Lafayette and MicroFet 2. Most studies presented isometric muscle strength normative data for each muscle group and sex separately.

Considering the 17 studies included, the most evaluated muscle groups were the hip abductors (15) and knee extensors (12). Meanwhile, the least evaluated muscle groups are the internal hip rotators (1) and external hip rotators (3), as well as the plantar flexors (5). Measurements were performed in the seated, prone, and supine positions.

Observing the specific characteristics of the included studies (Supplementary Material 1), we highlight information that can be useful for the use of manual dynamometry in clinical practice.

The joint position used to assess isometric muscle strength is quite consistent when it comes to knee flexors and extensors in the sitting position with knee and hip flexed 90°, hip abduction in the supine position with knee extended and hip flexion in the supine position with knee and hip flexed 90°. However, there is great diversity in the position of evaluating hip extensors, with two studies using the prone position, one study in the supine position with flexed knee and hip and another one in the lateral position.

When assessing the position for ankle muscle assessment, we observed that most studies adopted the supine position, but the main variation occurs in the positioning of the knee and hip. We found knee and hip position at 0°, flexed 135° or flexed 90°, and it is important to highlight, especially for plantar flexors, that the knee position can alter the assessed muscle function.

The positioning of the manual dynamometer is well described and brings similar results between studies, taking into account anatomical references such as the malleoli or femoral condyles. However, to present the reference values, some authors used absolute values (N), others used torque values (N / m). When using absolute values, the variation in the lever arm of individuals with different heights is not considered, which may make the comparison of results unfeasible. The contraction time varied from 3 seconds to 10 seconds, but the vast majority used 5 seconds of isometric contraction taking into account the time it would take the individual to reach their maximum strength. The number of repetitions most frequently used is 3, sometimes considering the highest value and other times the average between them, although few studies present any justification for this decision making.

Finally, the biggest discrepancy in results is in the time interval between repetitions performed, ranging from 5 seconds to 5 minutes. The interval that was repeated most often was 60 seconds, which seems reasonable when we think about avoiding the effect of muscle fatigue between repetitions.

We extracted 1342 normative data items related to 10 different muscle groups. The normative values are presented in Supplementary Material 2 and 3. Overall, adults had higher isometric muscle strength values than adolescents and children, while adolescents had higher isometric muscle strength values than children.

Table 2 lists the 76 reference equations for isometric strength reported in 5 studies conducted in 4 different countries. Of the 76 equations, 38 were developed for men and 38 were developed for women. The 5 variables most frequently included across the 6 reference equations were age (100%), sex (100%), weight (10%), limb dominance (20%), and height (20%). The R2 values ranged from 0.10 to 0.93. The equation that yielded the largest R2 value included age, sex, height; and weight for the knee flexors (0.4) in the study by Douma et al.; age, sex, and weight for the knee extensors (0.9) in the study by Eek et al.; age, limb dominance, and weight for the ankle dorsiflexors (0.3) in the study by Phillips et al.; age, sex, and weight for the knee extensors (0.7) in the study by Bohannon; and age, sex, and weight for the knee extensors (0.7) in the study by Andrews et al.

In general, the study by Eek et al. presented the best values of R2, however its sample was composed of only 149 individuals, specifically children and adolescents. The other two most recent studies, Douma et al. and Phillips et al. have R2 values below 0.4 for all muscle groups evaluated. Andrews et al. evaluated only 159 elderly individuals. Therefore, the equations presented by Bohannon in 1997 are still the most recommended for adults, with R2 values close to 0.6.

Nine studies reported data with comparable sex and age ranges, and were included in the meta-analyses. When comparing according to sex (male vs female), we found evidence of differences in the maximal voluntary isometric muscle strength across the contributing studies. Males presented superior isometric muscle strength as compared with females for most age groups. The results of the meta-analyses for comparing the isometric muscle strength in the subgroups of children and adolescents are presented in Table 3. The results of the meta-analyses for the adult subgroup are shown in Table 4 (dominant side) and Table 5 (nondominant side).

## **DISCUSSION**

This systematic review provides normative age- and sex-specific data on maximal voluntary isometric muscle strength in 10 muscle groups for males and females aged between 3 and 70 years, and the measurement protocols. We found a relatively limited number of studies that proposed reference values over the past 10 years. The Caucasian population is by far the most frequently studied. Isometric muscle strength was assessed in 10 different countries.

When we evaluated systematically the reference values, we identified significant differences in isometric muscle strength between adolescents and children, and between adults and adolescents and children. Muscle strength depends on body size, muscle mass, cross-sectional muscle area, and fiber type.

We found 5 studies that focused specifically on proposing reference equations for isometric measurements in untrained healthy populations. They reported a total of 76 isometric muscle strength reference equations. Age, sex, and weight were included in all the equations. However, they refer to specific population groups and cover few muscle groups. This justifies the need for further studies to guide the use of these variables in clinical practice.

The results of this systematic review have important implications. Muscle strength is a strong predictor of health and has been increasingly recognized in the pathogenesis and prevention of chronic disease (Artero et al., 2012; Volaklis et al., 2015). As far as we know, this is the first systematic review that summarized reference equations and values for maximal voluntary isometric muscle strength in different lower limb muscle groups.

Muscle strength is important because it can be positively associated with the ability to perform daily life activities (Landers et al., 2001). The level of muscle strength determines, in part, the ease and effectiveness of performance of many daily life, recreational, and sports activities (Garber et al., 2011). In terms of isometric muscle strength, our meta-analysis revealed moderate-quality evidence that females have weaker lower body strengths than males. Studies have frequently reported that males presented superior muscle strength than females (Hurley, 1995; Miller et al. 1993), despite the lack of studies that summarized the existing knowledge.

We identified limitations of isometric measurements that are related to the testing protocol used for the measurement. First is that a standard dynamometer position, consistency of the testing procedure, a definition of the fixation position, and standardized testing protocols for contraction time and time interval between repetitions are lacking. In addition, no consensus has been reached for the appropriate positions of the healthy subject regarding some joint positions, and the points made earlier.

This systematic review is important because it provides the most up-to-date sex and age-specific reference values for measurement of muscle strength using isometric handheld dynamometry, which can be used as benchmark values for health and disability screening and surveillance of untrained healthy populations. Despite that isokinetic dynamometry has been considered a testing method that will enable clinicians to obtain reliable measurements of muscle strength, these devices are large, expensive, lack portability, and require time-consuming testing sessions. In addition, handheld dynamometry has exhibited a high concurrent validity, as it can provide measurements similar to those obtained using the known standard isokinetic dynamometry (Stark et al., 2011).

We found a striking heterogeneity in the isometric protocols used. Variations in protocols are known to influence measurements, and such heterogeneity renders comparisons between studies difficult. We suggest that a standardized method is needed for a more consistent measurement of isometric muscle strength.

## Study Limitations

Given the small pool of available studies, some caution is warranted when interpreting our results. The quality of the studies for the outcome analysis was determined to be moderate to low because the studies included that did not involve warm-ups and familiarization, and lacked standardized testing protocols and/or sample size calculation. A high statistical significance heterogeneity was identified between the included studies in the meta-analysis. A notable limitation of the included studies was their small sample sizes (8 studies had  $n \leq 200$  participants). Finally, different protocols were used to evaluate the participants and to develop a standardized protocol. Further investigation is required to standardize the measurement protocols for the different joints.

## CONCLUSION

Taking into account the available studies, this systematic review with metaanalysis revealed important information for the construction of a protocol for the evaluation of maximum voluntary isometric measurements of muscle strength using the manual dynamometry in non-injured individuals.

However, data collected are scarce and based on heterogeneous measurement protocols and normalization modalities. High-quality reference values with adequate adjustment for confounding variables are still needed.

## REFERENCES

- Alvarenga G, Kiyomotto HD, Martinez EC, Polesello G, Alves VLS. Normative isometric hip muscle force values assessed by a manual dynamometer. *Acta Ortop Bras.* 2019; 27(2):124-8.
- Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with handheld dynamometers. *Phys Ther.* 1996; 76(3): 248-59.
- Artero EG, Lee DC, Lavie CJ, España-Romero V, Sui X, Church TS et al. Effects of muscular strength on cardiovascular risk factors and prognosis. *J Cardiopulm Rehabil Prev.* 2012;32(6):351-8.
- Backman E, Johansson V, Hager B, Sjoblom P, Henriksson KG. Isometric muscle strength and muscular endurance in normal persons aged between 17 and 70 years. *Scand J Rehab Med.* 1995; 27: 109-117.
- Beenakker EA, van der Hoeven JH, Fock JM, Maurits NM. Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4- 16 years by handheld dynamometry. *Neuromuscul Disord.* 2001; 11(5): 441-6. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by handheld dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78(1): 26-32. Bohannon RW. Handheld dynamometry: Adoption 1900-2005. *Percept Mot Skills* 2006;103:3-4.
- Cooper R, Kuh D, Hardy R. Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *BMJ.* 2010;341:c4467.

- Cooper R, Kuh D, Cooper C, Gale CR, et al. Objective measures of physical capability and subsequent health: a systematic review. *Age Ageing*. 2011; 40(1): 14-23.
- Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*. 2010;39 (4):412–423.
- Daloia LMT, Leonardi-Figueiredo MM, Martinez EZ, Mattiello-Sverzut AC. Isometric muscle strength in children and adolescents using Handheld dynamometry: reliability and normative data for the Brazilian population. *Braz J Phys Ther*. 2018;22(6):474-483. doi: 10.1016/j.bjpt.2018.04.006.
- Danneskiold-Samsøe B, Bartels EM, Bülow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol (Oxf)*. 2009;197 Suppl 673:1-68.
- Douma RK, Soer R, Krijnen WP, Reneman M, Van der Schans CP. Reference values for isometric muscle force among workers for the Netherlands: a comparison of reference values. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2014; 6(1): 10.
- Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements, *European Journal of Applied Physiology* 2004;91(1): 22–29.
- Duchowny KA, Peterson MD, Clarke PJ. Cut Points for Clinical Muscle Weakness Among Older Americans. *Am J Prev Med*. 2017;9. pii: S0749-3797(16)30709-7.
- Eek MN, Kroksmark AK, Beckung E. Isometric muscle torque in children 5 to 15 years of age: normative data. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87(8):1091-9.
- Escobar RG, Munoz KT, Dominguez A, Banados P, Bravo MJ. Maximal isometric muscle strength values obtained by handheld dynamometry in children between 6 and 15 years of age. *Muscle Nerve*. 2017; 55(1): 16-22.
- Fielding RA, Vellas B, Evans WJ, et al. Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International Working Group on Sarcopenia. *J Am Med Dir Assoc*. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(7):1334-59.
- Hebert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crête M. Handheld Dynamometry Isometric Torque Reference Values for children and Adolescents. *Pedriatr Phys Ther*. 2015; 27(4): 414-23.
- Higgins JP, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ* 2003; 327:557–560. PMID: 12958120.
- Higgins JPT, Green S. *The Cochrane Library*. Issue 4. Chichester: JohnWiley & Sons; 2006. Cochrane handbook for Systematic Reviews of Interventions 4.2.6.
- Hurley BF. Age, gender, and muscular strength. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995;50 Spec No:41-4. Landers K, Hunter G, Wetzstein C, Bamman M, Weinsier R. The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *J Gerontol* 2001; 56A: B443-8.

Leong DP, Teo KK, Rangarajan S et al. Prospective Urban Rural Epidemiology (PURE) Study investigators Prognostic value of grip strength: findings from the Prospective Urban Rural Epidemiology (PURE) stud. *Lancet* 2015;386:266-73.

Lopes TJA, Simic M, Alves DS, Bunn PDS, Rodrigues AI, Terra BS et al. Physical performance measures of flexibility, hip strength, lower limb power and trunk endurance in healthy Navy cadets: normative data and differences between sex and limb dominance. *J Strength Cond Res*. 2018 Publish ahead of print.

Lund H, Søndergaard K, Zachariassen T, Christensen R, Bülow P, Henriksen M et al. Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of biodex and lido dynamometers. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 2005;25(2): 75–82.

Macfarlane TS, Larson CA, Stiller C. Lower extremity muscle strength in 6-to 8-year-old children using handheld dynamometry. *Pediatr Phys Ther*. 2008; 20(2): 128-36.

Marciello MA, Herbison GJ, Ditunno JF, Marino RJ, Cohen ME. Wrist strength measured by myometry as an indicator of functional independence. *J Neurotrauma*-1995; 12:99-106.

Mckay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J. Normative reference values for strength and flexibility of 1.000 children and adults. *Neurology*. 2017; 88 (1): 36-43.

Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1993;66(3):254-62

Moher D, Liberati A, Tetzlaff J. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *BMJ*. 2009;339: b2535.

Mosler AB, Crossley KM, Thorborg K, Whiteley RJ, Weir A, Serner A et al. Hip strength and range of motion: Normal values from a professional football league. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2017; 339-343.

Oliveira IO, Pilz B, Junior RLGS, Vasconcelos RA, Mello W, Grossi D. Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2017; 22(1):33-41.

Phillips BA, Lo SK, Mastaglia FL. Muscle force measured using “break” testing with a handheld myometer in normal subjects aged 20 to 69 years. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000; 81(5): 653-61.

Ploeg RJO, Fidler V, Oosterhuis HJGH. Handheld myometry: reference values. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1991; 54: 244-247.

Review Manager (RevMan) [Computer program]. Version 5.3. Copenhagen: The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration,2014.

Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Handheld dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R*. 2011;3(5):472-9. doi: 10.1016/j.pmrj.2010.10.025.

Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL et al. The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: an international Delphi study. *Qual Life Res* 2010;19:539-549.

Volaklis KA, Halle M, Meisinger C. Muscular strength as a strong predictor of mortality: A narrative review. *Eur J Intern Med*. 2015;26(5):303-10.

Whiting PF, Weswood ME, Rutjes AW, Reitsma JB, Bossuyt PN, Kleijnen J. Evaluation of QUADAS, a tool for the quality assessment of diagnostic accuracy studies. *BMC Med Res Methodol* 2006;6:9.

**APÊNDICE B:** Artigo que avalia a segurança cardiorrespiratória da avaliação com DHH, em ambiente de vulnerabilidade para a saúde muscular

Atualmente em revisão por pares em *Muscle, Ligaments and Tendons Journal*, JCR 1,142 (21-22). Disponível em versão pré-print em <https://orcid.org/0000-0002-7274-9593>

**SEGURANÇA CARDIORRESPIRATÓRIA E OCORRÊNCIA DE EVENTOS ADVERSOS DURANTE A MENSURAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR COM A DINAMOMETRIA HANDHELD EM PACIENTES INTERNADOS EM TERAPIA INTENSIVA.**

Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Júnior<sup>1,2</sup>,  
Kamilla Ribeiro Bastos dos Santos<sup>2</sup>,  
Jailson de Souza Santos Júnior<sup>2</sup>,  
Deisimar Fernandes de Almeida<sup>2</sup>,  
Roberto Moreno de Barros<sup>2</sup>,  
Mansueto Gomes Neto<sup>1</sup>.

**ABSTRACT**

**Introduction:** Intensive care unit-acquired weakness (ICU-AW) has been increasingly studied and associated with prognostic factors of negative outcomes during the hospitalization of critically ill patients. Therefore, it is essential to evaluate the muscle strength of patients in the intensive care unit (ICU) with accurate quantitative tools, such as the handheld dynamometer (HHD), which directly measures the strength of large muscle groups, providing earlier and more accurate decision making. The objective of the present study was to evaluate the safety of using HHD to measure the strength of large muscle groups in ICU patients, in addition to determining the prevalence of muscle imbalance in these patients, and correlating HHD measures with the Medical Research Council (MRC) scale.

**Material and methods:** A cross-sectional study was conducted, inferring the impact of strength measurement of the main muscle groups using HHD on vital signs, dyspnea, and pain. The occurrence of adverse events during the evaluation was also observed. Safety was assessed using the paired t-test, calculating the prevalence of muscle imbalance in the sample and Pearson's correlation between the strength measurement instruments.

**Results:** The sample consisted of 46 volunteers, and no clinically significant variability was observed for pre- and post-safety variables. A high prevalence of muscle imbalance was found in the sample, and there was a strong correlation between HHD and MRC.

**Discussion:** Strength measurement using HHD in the ICU is safe and well-tolerated, providing information on the individual condition of large muscle groups and improving the ability to diagnose muscle imbalance in the ICU patients.

**Keywords:** Muscle strength dynamometer; muscle strength; safety; diagnosis; intensive care units.

---

<sup>1</sup> Pós Graduação em Processos interativos de Órgãos e sistemas da Universidade Federal da Bahia.

<sup>2</sup> Gestão em Reabilitação Hospitalar.

## INTRODUÇÃO

A força muscular é um marcador importante da avaliação física e funcional em indivíduos internados em terapia intensiva<sup>1</sup>. Além disso, A fraqueza muscular adquirida em unidade de terapia intensiva (FMAUTI) é cada vez mais estudada e associada com fatores prognósticos de desfecho negativo durante internamento dos pacientes críticos<sup>2-5</sup>.

O sistema músculo-esquelético é conhecido por ser um reservatório energético importante do organismo, além do papel na locomoção e motricidade do corpo. Estudos recentes demonstra existe relação do hormônio endógeno muscular, a irisina com otimização imunológica, assim como a prevenção de complicações graves da infecção pelo SARS-COV2<sup>6-9</sup>. Em indivíduos idosos, a perda de massa muscular, a sarcopenia, é sabidamente associada com maior dependência da ventilação mecânica e maior taxa de mortalidade entre portadores de tal deficiência muscular<sup>10</sup>.

A força muscular é habitualmente monitorizado com escalas, a exemplo da *Medical Research Council* para músculo-esquelético (MRC) que categorizam o desempenho muscular no curso da amplitude de movimento e seu comportamento durante a movimentação livre e contra gravidade ou resistência imposta ao músculo. Tal ferramenta é amplamente empregada em unidade de terapia intensiva (UTI), contudo a validade e a acurácia não são conhecidas<sup>3,11,12</sup>. O uso do dinamômetro *Hand Grip* também é popularmente empregado na UTI, tal ferramenta quantifica a força de preensão palmar (FPP), correlata a força de grupos musculares maiores. É um medida validada pra terapia intensiva, contudo sem acurácia na predição da saúde muscular de músculos distantes como quadríceps, psoas, deltoide e bíceps braquial<sup>1,5,12</sup>. Sendo assim é fundamental avaliar a segurança e a aplicabilidade de instrumentos quantitativos que avaliem diretamente grandes grupos musculares de função, como o dinamômetro *Handheld* (DHH) em pacientes internados em UTI, visto sua criticidade e característica clínica e funcional peculiar.

O objetivo do presente estudo é avaliar a segurança cardiovascular e ocorrência de eventos adversos durante uso do DHH na mensuração da força de grandes grupos musculares em pacientes previamente saudáveis, internados em unidade de terapia intensiva e correlacionar as medidas da dinamometria com a *Medical Research Council*, medida frequentemente usada, em pacientes internados em terapia intensiva. Também foi objetivo do estudo descrever a prevalência de desequilíbrio muscular nos grupos musculares avaliados em indivíduos previamente saudáveis, internados em terapia intensiva.

## MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal de segurança da avaliação de força muscular com o DHH em pacientes internados em UTI.

Para o estudo foram selecionados pacientes de ambos os sexos, com idade maior de 18 anos, internados na UTI onde a pesquisa foi realizada, com cognição suficiente para coordenar os testes de avaliação da força muscular, paciente estável hemodinamicamente ou com dose mínima de drogas vasoativas (dopamina ou dobutamina  $<3$  Mg/kg/min, adrenalina ou noradrenalina  $<0,05$  Mg/kg/min, vasopressina  $<0,01$  Mg/kg/min, pacientes sem hipertensão intracraniano, dissecação arterial ou sangramento ativo, assim como pacientes que consentiram em participar da pesquisa e/ou seu responsável legal. Foram excluídos do estudo pacientes que não apresentava força mínima para disparar a célula de pressão do aparelho, graduada em 15 N visando evitar auto-disparo da célula pelo peso do membro ou fixação do aparelho, minimizando viés na medida<sup>13</sup>, ou teve consentimento em participar retirado em qualquer momento da realização da pesquisa.

Previamente a inclusão de indivíduos na amostra, a pesquisa recebeu aprovação de comitê de ética em pesquisa com parecer n 1537948. Foi realizado cálculo amostral, estimando variação de 20% na Frequência cardíaca (FC) e pressão arterial sistólica (PAS), com poder de 80% e alfa de 5%, totalizando um n de 45 voluntários, estimando uma perda amostral de 5%.

Os dados sociodemográficos e funcionais foram levantados pelo prontuário e sempre que possível ratificado com paciente ou responsável legal. Das variáveis estudadas, constituem variáveis nominais: gênero, desfecho e dominância. Functional status score for the intensive care unit (FSS-ICU), Intensive care unit mobility scale (IMS) foram as variáveis categóricas. São variáveis quantitativas discretas ou contínuas: idade, peso, altura, Acute Physiology and chronic health evaluation, segunda versão (APACHE II), pico de força muscular, força muscular média, soma dos pico de torque. Os dados de segurança foram monitorizados pré e pós procedimento de avaliação, inferidos através de monitor multiparamétrico da marca Dixtal, modelo DX 2020 (Phillips, Amsterdã, Holanda). Avaliando variáveis contínuas frequência cardíaca (FC), frequência respiratória (FR), pressão arterial sistólica (PAS), pressão arterial diastólica (PAD), Saturação periférica de oxigênio (SpO<sub>2</sub>). Assim mensuração pré e pós das variáveis categóricas: Escala analógica da dor (EAD) e Escala de percepção de esforço de Borg (Borg). Caso eventos adversos como perdas de dispositivos, hematoma, mal estar, sudorese fria, extubação acidental, fadiga ou lipotimia ocorresse o evento seria notificado.

A avaliação da força muscular isométrica foi realizada com a utilização do DHH, modelo 01165, da Marca Lafayette Instrument (Lafayette, Sagamore, USA), assim como de um goniômetro da marca ISP, para a marcação adequada da posição articular no teste de cada grupo muscular. A avaliação foi realizada no próprio leito da UTI em decúbito dorsal. Foram testados o pico de torque de força obtidos na contração isométrica para os principais músculos de função bilateralmente. Previamente à mensuração, o voluntário foi orientado, treinado e aquecidos para cada movimento. Realizada a contração isométrica por três segundos, um bip sonoro do próprio equipamento sinalizava o momento de final da contração para cada movimento. Cada músculo

foi testado por três repetições, sempre com incentivo do examinador: “Força, força, força!”, considerando como válida a maior medida.

Para garantir a ocorrência do máximo torque para cada grupo muscular testado, O DHH foi posicionado com as mãos no segmento avaliado, sempre com resistência máxima e com vetor de movimento contrário à contração solicitada. Previamente ao estudo, todos os instrumentos de medida passaram por calibração, visando assim, a minimizar possível viés de mensuração.

Foram avaliados os seis grupos grandes grupos musculares, mesmos empregados na escala de MRC, adotando-se o posicionamento para mensuração do DHH: Abdução do ombro – Em decúbito dorsal, membro posicionado paralelamente ao tronco, cotovelo e punhos 180°, solicitado fazer abdução do ombro. Flexores de cotovelo – Em decúbito dorsal, ombro em posição neutra, cotovelo em 90° de flexão e punhos 180°, antebraço supinado. Fazer flexão de cotovelo. Extensores de punho – Em decúbito dorsal, antebraço apoiado no leito, paralelo ao corpo, ombro posicionado com 15° de abdução, cotovelo em 0° de flexão e punhos 0°, antebraço pronado. DHH apoiado na face posterior dos ossos do carpo, mão de fixação apoiando o rádio e ulna contra o leito. Fazer extensão de punho. Flexores do quadril – Em decúbito dorsal, estabilizado pelve e membro inferior contralateral com fita inelástica, quadril e joelho com 0° de flexão, DHH apoiado na face anterior da coxa, no seu terço distal (suprapatelar). Solicita flexão do quadril. Extensores do joelho – Em decúbito dorsal, estabilizado pelve e membro inferior contralateral com fita inelástica, quadril e joelho com 45° de flexão, apoiado com a mão de fixação do avaliador. DHH apoiado na face anterior da perna, no seu terço distal. Solicita extensão do joelho. Dorsiflexores do tornozelo - Em decúbito dorsal, estabilizado pelve e membro inferior contralateral com fita inelástica, quadril e joelho com 0° de flexão, DHH apoiado na face dorsal do pé, no seu terço distal. Mão de fixação em tornozelo impedindo flexão do quadril (sinergismo). Solicita flexão do quadril<sup>13-19</sup>.

Para mensuração da escala de MRC, foi realizado a mensuração dos mesmos grupos musculares, nas mesmas posições com movimentação livre ou resistida categorizando o melhor desempenho em: *zero* para nenhuma contração visível; *hum* para contração visível sem movimento do segmento; *dois* para movimento ativo com eliminação da gravidade; *três* para movimento ativo contra a gravidade; *quatro* para movimento ativo contra a gravidade e resistência; *cinco* para força normal<sup>11</sup>.

Para análise dos dados foi utilizado o *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) for Mac (versão 28.0). Foi empregada estatística descritiva com exposição dos dados por meio de tabelas e gráficos. Os dados qualitativos foram expostos em frequência absoluta e relativa, e os dados quantitativos expressos em média e desvio padrão. A normalidade na distribuição das variáveis estudadas foi testado através do teste de Kolmogorov-Smirnov. Para avaliar a segurança foi comparado as médias das variáveis de segurança pré e pós DHH

atrás do teste T pareado, considerando como estatisticamente significativo um  $p < 0,05$ .

A taxa de prevalência de desequilíbrio muscular entre indivíduos internados em UTI foi calculado pelo número de indivíduos afetados em determinado momento, dividido pelo número total de indivíduos estudados na amostra.

O torque dos grupos musculares somados e sua média foram correlacionados com o score de MRC através do Coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ). Com fins didáticos, para categorizar a magnitude da correlação, foi empregada a classificação proposta por Mukaka (2012)<sup>20</sup>: valores entre 0,0 e 0,3 indica uma correlação desprezível; valores entre 0,3 e 0,5 indica uma correlação fraca; valores entre 0,5 e 0,7 indica uma correlação moderada; valores entre 0,7 e 0,9 indica uma correlação forte valores acima de 0,9 e 0,3 indica uma correlação muito forte.

## RESULTADOS

A amostra foi composta por 46 voluntários, internados em UTI de referência do município de Catu, na Bahia - Brasil entre julho de 2020 e março de 2021. Tal amostra apresentou idade média de 67,6 anos, 54,2% eram do sexo masculino, com peso médio de 77,4 kg e altura média de 1,66 metros. Sobre a funcionalidade prévia a hospitalização, o IMS médio era 9,7, corroborando com o FSS-UTI médio de 34,5 na admissão. O APACHE II médio era 19,6, com 39,13% dos pacientes avaliados em ventilação mecânica (VM), com tempo médio de VM no momento de avaliação de 4 dias (Tabela 1).

**Tabela 1:** Dados sociodemográficos, clínicos e funcionais da amostra (n=46).

Variável	f(%)	Média(DP)
Idade, anos		67,6(23,7)
Sexo, homem	26(54,2)	
Peso, kg		77,4(16,5)
Altura, cm		166,1 (9,3)
Dominância, Destro	44 (91,7)	
FSS-ICU, prévio		34,5 (1,6)
IMS, admissão		9,7 (0,7)
APACHE II		19,6 (5,7)
Motivo de Admissão		
COVID-19	20 (43,5)	
Doença cardiovasculares	12 (26,1)	
DPOC	10 (21,7)	
ITU	4 (8,7)	
Via aérea artificial	18 (39,1)	
Tempo médio de VM		4,2 (1,6)
Desfecho, alta	44 (91,7)	

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: FSS-ICU: Functional status score for the intensive care unit (0-35); IMS: Intensive care unit mobility scale (0-10); APACHE II: Acute Physiology and chronic health evaluation, segunda versão; DPOC: Doença pulmonar obstrutiva crônica; ITU: Infecção do trato urinário.

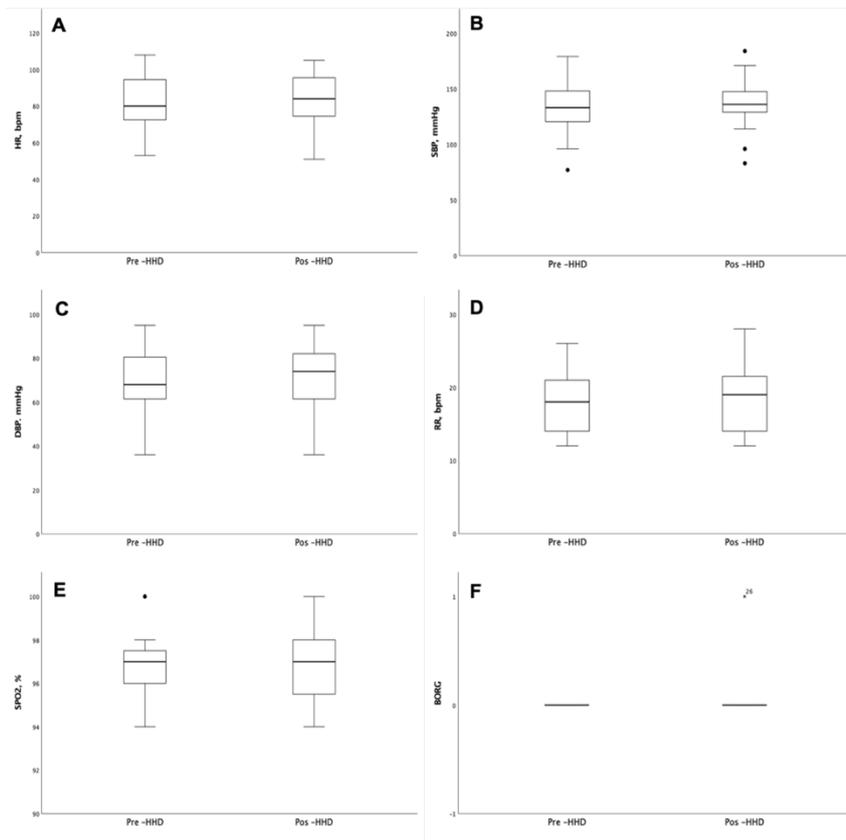
**Tabela 2:** Segurança da mensuração de força com DHH em pacientes internados em UTI (n=46).

Variável	Pré DHH	Pós DHH	p
	Média (DP)	Média (DP)	
FC, em BPM	82,8 (15,2)	83,0 (15,4)	0,86
PAS, em mmHg	133,1 (22,8)	136,3 (21,4)	0,23
PAD, em mmHg	69,6 (14,22)	70,2 (17,4)	0,74
SpO <sub>2</sub> , em %	96,7 (1,5)	97,0 (1,7)	0,35
FR, em IPM	18,0 (4,5)	18,4 (4,6)	0,55
Borg	0,0 (0,0)	0,1 (0,2)	0,33
EAD	0,2 (0,7)	0,1 (0,6)	0,33

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda FC: Frequência cardíaca; PAS: Pressão arterial sistólica; PAD: Pressão arterial diastólica; SpO<sub>2</sub>: Saturação periférica de oxigênio; FR: Frequência respiratória; Borg: Escala de percepção de esforço de Borg (0-10); EAD: Escala analógica da dor (0-10).

**Figura 1:** Comportamento de variáveis de segurança antes e depois da mensuração de força com handheld dynamometer (HHD) em pacientes hospitalizado em terapia intensiva: A- Heart rate (HR); B- Systolic blood pressure (SBP); C- Diastolic blood pressure (DBP); D – Peripheral oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>); E- Respiratory rate (RR); F- Borg's Dyspnea Perception Scale (BORG).



Fonte: Dados da pesquisa.

A Tabela 2 demonstra a segurança da mensuração de força muscular com DHH, não foi observado variabilidade clinicamente ou estatisticamente significativa para nenhum dos sinais vitais rastreados, assim como para dispneia e dor (figura 1). Não foi observado evento adverso durante a execução do protocolo de avaliação de força com o DHH em nenhum dos voluntários.

O pico de torque dos músculos avaliados foram demonstrados na tabela 3 para ambos os hemídios. Observando elevada prevalência de desequilíbrio muscular para os seis grandes grupos musculares avaliados - entre 30 e 52%. Os flexores de ombro e flexores do quadril, assim como os dorsiflexores foram os grupos musculares com maiores prevalência de desequilíbrio muscular dentre a amostra de pacientes internados em UTI.

**Tabela 3:** Pico de torque mensurado com o Dinamômetro Handheld, dos principais grupos musculares e taxa de prevalência de desequilíbrio muscular entre hemídios em pacientes internados em UTI (n=46).

Movimento	Dominante	Não dominante	Desequilíbrio muscular
Abdução de ombro	65,3 (34,0)	59,0 (28,0)	52,2%
Flexão de cotovelo	143,9 (76,5)	137,8 (71,5)	30,4%
Flexão de punho	74,9 (43,7)	70,1 (40,0)	47,8%
Flexão de quadril	98,5 (57,9)	93,3 (60,7)	52,2%
Extensão de joelho	165,5 (103,6)	111,7 (63,3)	43,5%
Dorsiflexão	111,7 (63,3)	111,4 (56,5)	52,2%

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: Pico de torque mensurado em N.

Quando os dados da categorização da força muscular através da escala de MRC foram correlacionadas com o pico de torque de força medido com DHH, exposto em soma dos grupos musculares ou em média dos picos de torque entre os mesmos grupos musculares foi observado forte correlação entre a soma do DHH e MRC ( $r^2$  0,75,  $p < 0,001$ ) e média do DHH e MRC ( $r^2$  0,74,  $p < 0,001$ ), quando correlacionado média e soma do DHH foi observado uma correlação muito forte com  $r^2$  0,99,  $p < 0,001$  (Tabela 4).

**Tabela 4:** Correlação entre DHH e MRC (n=46).

Escore		MRC	Soma HDD	Média HDD
	Média (DP)	53,2 (9,6)	1280,8 (656,3)	108,4 (56,9)
MRC	r <sup>2</sup> de Pearson	1,00	0,75	0,74
	p	-	<0,001	<0,001
Soma HDD	r <sup>2</sup> de Pearson	0,75	1,00	0,99
	p	<0,001	-	<0,001
Média HDD	r <sup>2</sup> de Pearson	0,74	0,99	1,00
	p	<0,001	<0,001	-

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: MRC: Medical Research Council escala para músculo-esquelético; Soma DHH: Somatório do pico de torque dos músculos do MRC, mensurados pela DHH; Média DHH: Média dos pico de torque dos músculos do MRC, mensurados pelo DHH.

## DISCUSSÃO

O presente estudo é pioneiro em abordar a segurança da avaliação da força muscular com DHH em pacientes internados em UTI. Na amostra estudada, não foi encontrado variação relevante para FC, PAS, PAD, SpO<sub>2</sub>, FR, assim como para dispneia mensurada pelo Borg ou dor aferida pela EAD. A segurança de tal intervenção foi ratificada pela ausência de eventos adversos durante o protocolo de mensuração de força.

A segurança assistencial é um preceito fundamentado no princípio bioético da não maledicência, os dados encontrados neste artigo apoiam a segurança do uso do DHH como ferramenta de avaliação da força de grandes grupos musculares em pacientes críticos internados em UTI, direcionado fortemente pela boa tolerância cardiovascular e respiratória durante esta avaliação. Já é conhecido a relevância do sistema músculo-esquelético para a saúde e como o bom estado geral deste sistema proporciona reservas energéticas orgânicas, possibilita transferências e locomoção que é fator independente para melhor prognósticos de pacientes internados em UTI. Em contra partida, a fraqueza associada ao internamento em UTI é uma variável associada a maior mortalidade neste perfil de pacientes, sendo assim rastrear e tratar precocemente perda de força durante o internamento hospitalar poderia ser uma intervenção a mudar tal desfecho.

Cruz-Jentoft et al.<sup>1</sup>. Em consenso europeu para definição e diagnóstico da sarcopenia, reforça a importância do rastreamento continuado da força muscular pra diagnóstico precoce desta afecção, associado a redução muscular quantitativa ou qualitativa e limitação na execução de funções. Múltiplas etiologias levam a alta incidência do paciente crítico a desenvolver fraqueza

adquirida em UTI. A própria fisiopatologia das doenças catabólicas graves, o uso de agentes bloqueadores neuromusculares, presença de distúrbios hidroeletrólíticos, uso de alguns antibióticos, imobilização prolongada ao leito são fatores conhecidos para o desenvolvimento da fraqueza muscular adquirida em terapia intensiva. A quantificação da força muscular com o DHH é uma ferramenta potencial, de baixo custo e não invasivo útil para a identificação de variações de força e auxiliam no diagnóstico de deficiências beira leito.

Estudos prévios do nosso grupo com o DHH<sup>13,21</sup>, tem demonstrado que tal protocolo de mensuração de força apresenta correlação intraexaminador excelente, com coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre 0.89 e 0.99 para os músculos avaliados, já as medidas interexaminadores apresentaram também apresentaram correlação excelente com CCI 0.81-0.97. Quando avaliado a validação concorrente do DHH com o padrão ouro foi observado acurácia entre 0.51 e 0.83 para os 6 grupos musculares testados. Quando testado a acurácia em diagnosticar desequilíbrio muscular o DHH teve sensibilidade entre 0.90-0.98 e especificidade entre 0.64-0.89 para os músculos avaliados. Tais estudos corroboram que o DHH é uma ferramenta confiável e precisa na avaliação de força e de deficiências associadas ao sistema muscular<sup>14,18,21</sup>.

Desequilíbrio muscular é a diferença de força muscular entre membros dominantes e não dominantes com diferença maior que 15% entre eles, assim como diferenças entre grupos musculares agonista e antagonista<sup>22-25</sup>. Tal disfunção quando presente, tem associação conhecida com maior risco de lesão osteomuscular. O presente estudo, encontrou uma alta taxa de prevalência de desequilíbrio muscular em pacientes internados em UTI, com prevalência entre 30,4% para flexores do cotovelo e 52,2% para abdução de ombro, flexão de quadril e dorsiflexores dos tornozelo.

Kleyweg et al.<sup>11</sup>. em estudo clássico, descreveu o uso do MRC em pacientes com síndrome de Guillain -Barré e correlacionou este marcador de força com a força de preensão palmar encontrando correlação mediana de 0.91 variando entre (0.80-0.990. Hermans et al.<sup>12</sup>. em estudo em UTI mensurou a concordância entre o MRC e a medida de FPP com dinamômetro Hand grip. Comparado com a soma de todas as pontuações do MRC a correlação foi de 0.95 (0.92-0.97), comparando com a soma dos scores dos músculos dos membros superiores a correlação foi de 0.92 (0.87-0.95) e dos membros inferiores 0.96 (0.92-0.97) demonstrando correlação muito boa entre a FPP por dinamômetro Hand grip e o escore do MRC. No presente estudo, quando comparado a o pico de torque do próprio músculo com a categorização pelo escore do MRC a correlação encontrada foi inferior, sendo 0.75 para a soma dos músculos e 0.74 para média de pico de torque entre os músculos avaliados, com equivalência na correlação entre soma de HDD e média de HDD com correlação 0,99. Ratificando a impressão que a medida quantitativa e direta dos grandes grupos musculares pode ter alguma divergência em relação a categorização de força por escore e estimativa indireta da FPP.

Petitclerc E et al.<sup>26</sup> em estudo com 107 indivíduos com distrofia muscular do tipo 1, comparou a avaliação da força destes indivíduos através do MRC e com a dinamometria, os autores descreveram a incapacidade do método manual em descrever deficiências musculares mais sensíveis, para essa amostra de até 20,4% de diferença de força. Não recomendando o uso do teste manual na prática clínica. No raciocínio do presente estudo, foi correlacionado os resultados dos dois testes, partindo da premissa que o MRC é a ferramenta mais utilizada na prática clínica, adotando neste momento a hipótese de não inferioridade entre os instrumentos de medida, valendo frisar que o DHH é um instrumento quantitativo de pico de torque, enquanto o MRC é uma ferramenta que categoriza um desempenho muscular e por definição a primeira opção já traria informações clinicamente mais individualizadas e precisas com ademais estudos de validade já ratificam.

O presente estudo é o primeiro a avaliar a segurança da dinamometria em pacientes críticos em ambiente de UTI, seus dados suportam futuros estudos para delimitar comportamento da pico de torque de pacientes durante o internamento, assim como delimitação de valores prognósticos para desfecho clínicos e funcionais em follow-up. o DHH é um aparelho portátil, de baixo custo, com protocolo de teste voltado para particularidades geradas por restrições dos pacientes internados, São limitações identificadas do presente estudo o fato do mesmo não ter mensurado marcadores laboratoriais como lactato e proteína C reativa para seriar resposta inflamatória a mensuração de força. Foi outra limitação do estudo, na elucidação de objetivo secundário, a não avaliação do FPP com dinamômetro Hand grip. Sugerindo a necessidade de novos estudos comparativos entre os instrumentos de medida, assim descrevendo valores de pico de torque voltado para a população de pacientes internados em terapia intensiva.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que a avaliação da força muscular com dinamômetro Handheld em pacientes internados em terapia intensiva é segura e bem tolerada, conferindo a equipe multidisciplinar informações relevante sobre a condição individuais de grandes grupos musculares, e agregando a capacidade de diagnosticar desequilíbrio muscular beira leito em UTI. Tal método tem forte correlação com o método de avaliação de força por categorização e pode ser empregado na rotina de avaliação e acompanhamento dos pacientes críticos em UTI.

## REFERÊNCIAS

1. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyere O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16-31. <https://doi.org/10.1093/ageing/afy169>

2. Kemmler W, von Stengel S, Schoene D. Longitudinal Changes in Muscle Mass and Function in Older Men at Increased Risk for Sarcopenia - The FrOST-Study. *J Frailty Aging*. 2019;8(2):57-61. <https://doi.org/10.14283/jfa.2019.9>
3. Turan Z, Tapaloglu M, Taskiran OO. Medical Research Council-sumscore: a tool for evaluating muscle weakness in patients with post-intensive care syndrome. *Critical Care*. 2020;24:562. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-03282-x>
4. De Jonghe B, Sharshar T, Lefaucheur JP, Outin H. Critical illness neuromyopathy. *Clin Pulm Med*. 2005;12(2):90-6. <https://dx.doi.org/10.1186%2Fcc7100>
5. Porto JM, Nakaishi APM, Cangussu-Oliveira LM, Freire RC, Spilla SB, de Abreu DCC. Relationship between grip strength and global muscle strength in community-dwelling older people. *Arch Gerontol Geriatr*. 2019;82:273-8. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2019.03.005>
6. Chen P, Mao L, Nassis GP, Harmer P, Ainsworth BE, Li F. Coronavirus disease (COVID-19): The need to maintain regular physical activity while taking precautions. *J Sport Health Sci* 2020;9:103-4. <https://dx.doi.org/10.1016%2Fj.jshs.2020.02.001>
7. Mao L, Jin H, Wang M, Hu Y, Chen S, He Q et al. Neurologic manifestations of hospitalized patients with coronavirus disease 2019 in Wuhan, China. *JAMA Neurol*. 2020;77(6):683-90. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2020.1127>
8. Colaianni G, Conti S, Colucci S, Grano M. Irisin and musculoskeletal health. *Ann N Y Acad Sci*. 2017;1402(1):5-9. <https://doi.org/10.1111/nyas.13345>
9. Sallis R, Young DR, Tartof SY, Sallis JF, Li Q, Smith GN et al. Physical inactivity is associated with a higher risk for severe COVID-19 outcomes: a study in 48440 adult patients. *Br J Sports Med* 2021;55:1099–105. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2021-104080>
10. Moisey LL, Mourtzakis M, Cotton BA, Premji T, Heyland DK, Wade CE et al. Skeletal muscle predicts ventilator-free days, ICU-free days and mortality in elderly ICU patients. *Crit Care*. 2013;17(5):R206. <https://doi.org/10.1186/cc12901>
11. Kleyweg RP, van der Meché FG, Schmitz PI. Interobserver agreement in the assessment of muscle strength and functional abilities in Guillain-Barré syndrome. *Muscle Nerve*. 1991;14(11):1103–9. <https://doi.org/10.1002/mus.880141111>
12. Hermans G, Clerckx B, Vanhullebusch T, Segers J, Vanpeev G, Robbeets C et al. Interobserver agreement of Medical Research Council sum-score and handgrip strength in the intensive care unit. *Muscle Nerve* 2012;45(1):18-25. <https://doi.org/10.1002/mus.22219>
13. Nepomuceno Junior BRV and Gomes Neto M. Avaliação da força muscular dos membros superiores através do dinametro handheld: estudo piloto. *Rev Ciênc Méd Biol*. 2020;19(2):325-30. <https://doi.org/10.9771/cmbio.v19i2.28035>
14. Schrama PP, Stenneberg MS, Lucas C, van Trijffel E. Intraexaminer reliability of handheld dynamometry in the upper extremity: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(12):2444-69. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.05.019>
15. Edwards RHT, McDonnell M. Handheld dynamometer for evaluating voluntary muscle function. *The Lancet*. 1974;304(7883):757-8. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(74\)90947-7](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(74)90947-7)
16. Merlini L, Bertini E, Minetti C, Mongini T, Morando L, Angelini C, et al. Motor function-muscle strength relationship in spinal muscular atrophy. *Muscle Nerve*. 2004;29(4):548-52. <https://doi.org/10.1002/mus.20018>
17. Clavet H, Hebert PC, Fergusson D, Doucette S, Trudel G. Joint contracture following prolonged stay in the intensive care unit. *CMAJ*. 2008;178(6):691-7. <https://doi.org/10.1503/cmaj.071056>
18. Dowman L, McDonald CF, Hill CJ, Lee A, Barker K, Boote C, et al. Reliability of the handheld dynamometer in measuring muscle strength in people with interstitial lung disease. *Physiotherapy*. 2016;102(3):249-55. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.10.002>
19. Van der Ploeg, Fidler V, Oosterhuis HJ. Handheld myometry: reference values. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1991;54(3):244-7. <https://doi.org/10.1136/jnnp.54.3.244>
20. Mukaka MM, Statistics corner: A Guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J* 2012;24(3):69-71.
21. Nepomuceno Junior, BRV, Menezes MPS, dos Santos KRB, Gomes Neto, M. Comparison of methods for evaluating upper limb strength by Handheld Dynamometry. *Rev Bras Med Esporte* 2021;27(1):90-9. [https://doi.org/10.1590/1517-8692202127012020\\_0008](https://doi.org/10.1590/1517-8692202127012020_0008)
22. Almeida GPL, Albano TR, Melo AKP. Handheld dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019;27(8):2494-2501. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5245-3>
23. Benck BT, de David AC, do Carmo JC. Déficits no equilíbrio muscular em jovens atletas de ginástica feminina. *Rev Bras Ciênc Esporte*. 2016;38(4):342-348. <https://doi.org/10.1016/j.rbce.2016.01.008>

24. Croisier J, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players. *Am J Sports Med* 2008;36:1469-75.  
<https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
25. McCurdy K, Langford G. Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. *J Sports Sci Med* 2005;4:153-9.
26. Petitclerc E, Hebert LJ, Mathieu J, Desrosiers J, Gagnon C. Lower limb muscle strength impairment in late-onset and adult myotonic dystrophy type 1 phenotypes. *Muscle Nerve*. 2017;56(1):57-63.  
<http://doi.org/10.1002/mus.25451>

**APÊNDICE C: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.****Instituto de Ciências da Saúde  
Programa de Pós-Graduação Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(De acordo com as normas da Resolução nº 466, do Conselho Nacional de Saúde de 12/12/2012)

Você está sendo convidado para participar da pesquisa PROPRIEDADES ANTROPOMÉTRICAS DA DINAMOMETRIA ISOMÉTRICA E VALORES DE REFERÊNCIA EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS. Você foi selecionado por método de conveniência e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA – INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE.

Os objetivos deste estudo são: tornar seguro um método de avaliação da força muscular dos principais músculos dos membros; traçar o valor guia a ser considerado como “força normal” para população saudável.

Sua participação nesta pesquisa consistirá em responder um breve questionário e ser submetido a avaliação da força muscular conforme protocolo proposto nesta pesquisa.

Os riscos relacionados com sua participação são: cansaço físico; dores nas articulações e músculos testados ao longo do exame.

Os benefícios relacionados com a sua participação são: ter o conhecimento de sua capacidade muscular atual, colaborar com o desenvolvimento de um método seguro de avaliação de força muscular.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar sua identificação.

Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com o senhor (a), podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento com os pesquisadores responsáveis Balbino Rivail Ventura Nepomuceno Junior e Mariana Barcellos Machado Bertoni no e-

mail balbinonepomuceno@reativofisioterapia.com.br ou marianambm\_8@hotmail.com ou no telefone (71) 3245-0809.

Eu, \_\_\_\_\_, documento oficial n° \_\_\_\_\_ declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, localizada na Rua Miguel Calmon, s/n – CEP 40110-907 TELEFONE (71) 3283-8951 – ENDEREÇO ELETRÔNICO: [cep.ics@outlook.com](mailto:cep.ics@outlook.com)

Salvador, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_.

Nome	Assinatura participante	Data
Nome	Assinatura pesquisador	Data
Nome	Assinatura testemunha	Data

APÊNDICE D: Ficha de coleta da força isométrica máxima dos MMSS



UNIVERSIDADE FEDERAL  
DA BAHIA - UFBA

Instituto de Ciências da Saúde  
Programa de Pós-Graduação Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas

N de admissão: \_\_\_\_\_ Cidade/ Estado: \_\_\_\_\_

Nome Completo: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Sexo: 

M	F
---	---

Data de coleta: \_\_\_\_\_ Escolaridade: \_\_\_\_\_

Raça: \_\_\_\_\_ Religião: \_\_\_\_\_

Altura: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_

Dominância: 

D	E
---	---

 Profissão: \_\_\_\_\_

Exercício físico: 

S	N
---	---

 Frequência do exercício físico: \_\_\_\_\_

Tipo de Exercício: \_\_\_\_\_ Dieta: 

S	N	Qual?
---	---	-------

Hipertensão 

S	N
---	---

 Pneumopatia 

S	N
---	---

Diabetes 

S	N
---	---

 Cardiopatia 

S	N
---	---

Colesterol alto 

S	N
---	---

 Menopausa: 

S	N
---	---

Fuma 

S	N
---	---

 Etilismo 

S	N
---	---

Medicação regular: 

S	N
---	---

 Qual medicação? \_\_\_\_\_

Horas de Sono: \_\_\_\_\_ (Horas/noite)

**Dinamometria Isométrica (examinador 1- Teste)\***

TESTE RETESTE

Flexão de Ombro:			Extensão de Ombro:		
Abdução de Ombro:			Adução do Ombro:		
Rotação Int Ombro:			Rotação Ext Ombro:		
Flexão de Cotovelo:			Extensão de Cotovelo:		
Flexão de Punho:			Extensão de Punho:		

( ) MANUAL ( ) VENTOSA

TESTE RETESTE

**Dinamometria Isométrica (examinador 2, RETESTE)\***

TESTE

Flexão de Ombro:		Extensão de Ombro:	
Abdução de Ombro:		Adução do Ombro:	
Rotação Int Ombro:		Rotação Ext Ombro:	
Flexão de Cotovelo:		Extensão de Cotovelo:	
Flexão de Punho:		Extensão de Punho:	

( ) MANUAL ( ) VENTOSA

TESTE

**Dinamometria Isocinético (Velocidade )\*\***

D E

Flexão de Ombro:			Extensão de Ombro:		
Abdução de Ombro:			Adução do Ombro:		
Rotação Int Ombro:			Rotação Ext Ombro:		
Flexão de Cotovelo:			Extensão de Cotovelo:		
Flexão de Punho:			Extensão de Punho:		

D E

**VALORES DE REFERÊNCIA\*\***

D E

Flexão de Ombro:			Extensão de Ombro:		
Abdução de Ombro:			Adução do Ombro:		
Rotação Int Ombro:			Rotação Ext Ombro:		
Flexão de Cotovelo:			Extensão de Cotovelo:		
Flexão de Punho:			Extensão de Punho:		

D E

**APÊNDICE E:** Estados brasileiros com representantes na amostra.



# **ANEXOS**

## ANEXO A: Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)

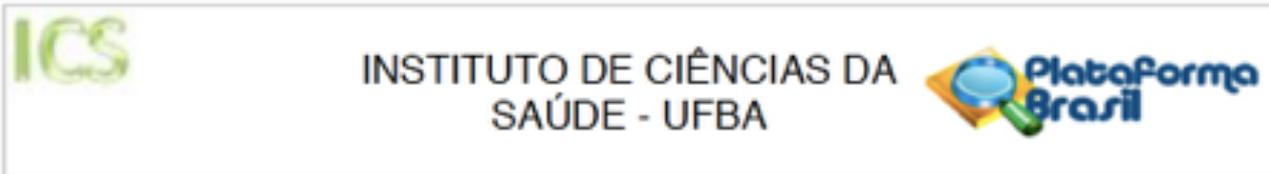
**Quadro 4 - Versão revisada do PAR-Q (rPAR-Q).**

1.	Algum médico já disse que você possui algum problema de coração e que só deveria realizar atividade física supervisionada por profissionais de saúde?
2.	Você sente dores no peito quando pratica atividade física?
3.	No último mês, você sentiu dores no peito quando praticava atividade física?
4.	Você apresenta desequilíbrio devido à tontura e/ou perda de consciência?
5.	Você possui algum problema ósseo ou articular que poderia ser piorado pela atividade física?
6.	Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial e/ou problema de coração?
7.	Sabe de alguma outra razão pela qual você não deve realizar atividade física?

(Shephard, et al., 1991)

Fonte: Luz LGO, Farinatti PTV. Questionário de prontidão para atividade física (PAR-Q). Rev. Bras. Fisiol Exerc. 2005;4(1):43-8.

## ANEXO B: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Propriedades psicométricas de diferentes procedimentos de avaliação do desempenho muscular e valores de referência em indivíduos saudáveis.

**Pesquisador:** MANSUETO GOMES NETO

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 53823216.8.0000.5662

**Instituição Proponente:** Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.537.948

#### **Apresentação do Projeto:**

Apesar do conhecimento da importância da força muscular, do impacto da redução da força na funcionalidade e da prescrição de programas de fortalecimento muscular em indivíduos saudáveis e com incapacidade, muitas controvérsias existem a respeito da melhor forma de avaliação da força muscular na prática profissional, já que instrumentos utilizados em pesquisas controladas como o dinamômetro isocinético têm alto custo e sofisticação, e são pouco encontrados em academias, clínicas, hospitais e centros de reabilitação. A comparação de métodos utilizados para avaliação da força muscular na prática profissional com o padrão de referência (dinamometria isocinética) pode contribuir na identificação da qualidade e grau de confiança na utilização de procedimentos de fácil aplicação e com menor custo. Avaliar a qualidade das medidas através de instrumentos e procedimentos diferentes de mensuração de desempenho muscular também pode contribuir para melhorar a elaboração do diagnóstico e a aplicação de exercícios por profissionais ligados ao exercício físico. Além disso, estabelecer valor de referência para as diferentes

medidas de força muscular auxilia na criação de uma base para comparação da força muscular avaliada de pacientes com valores esperados em indivíduos saudáveis.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

**Objetivo Primário:**

**Endereço:** Miguel Calmon

**Bairro:** Vale do Canela

**UF:** BA

**Município:** SALVADOR

**Telefone:** (71)3283-8951

**CEP:** 40.110-002

**E-mail:** cep.ics@outlook.com



Continuação do Parecer: 1.537.948

Comparar as propriedades psicométricas de diferentes procedimentos de avaliação do desempenho muscular.

Objetivo Secundário:

- Avaliar se existe associação entre as medidas de Amplitude de movimento (ADM) e força muscular;
- Avaliar a segurança e estabilidade hemodinâmica na avaliação das medidas de desempenho muscular.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos:

A pesquisa pode apresentar possíveis desconfortos decorrentes dos testes de desempenho realizados, mas estes são mínimos por se tratarem de medidas utilizadas e já padronizadas na literatura. Os riscos serão minimizados com o acompanhamento constante dos pesquisadores treinados durante a realização dos testes e a monitorização permanente durante os procedimentos, avaliando a percepção de esforço de cada participante para cada procedimento. Um dos principais riscos é o de cansaço e/ou fadiga, que será evitado realizando testes em dias diferentes e em momentos diferentes de acordo com a disponibilidade, percepção de esforço do paciente quanto a desconforto ou cansaço.

Benefícios:

A comparação de métodos utilizados na prática profissional com o padrão de referência (dinamometria isocinética) pode contribuir na identificação da qualidade e grau de confiança na utilização de procedimentos utilizados na prática e que tem menor custo. Avaliar a qualidade das medidas através de instrumentos e procedimentos diferentes de mensuração de desempenho muscular também pode contribuir para melhorar a elaboração

do diagnóstico e a aplicação de exercícios físicos. Além disso, estabelecer valor de referência para as diferentes medidas de força muscular auxilia na criação de uma base para comparação da força muscular avaliada de pacientes com valores esperados em indivíduos saudáveis.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Comparar as propriedades psicométricas de diferentes procedimentos de avaliação do desempenho muscular e estabelecer valores de referência para as medidas. Será realizado um estudo do tipo analítico de caráter temporal transversal com indivíduos com idade igual ou superior a 18 anos, de ambos os sexos, saudáveis, sem história prévia de trauma articular ou

Endereço: Miguel Calmon

Bairro: Vale do Canela

UF: BA Município: SALVADOR

Telefone: (71)3283-8951

CEP: 40.110-902

E-mail: ccp.ics@outlook.com



INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA  
SAÚDE - UFBA



Continuação do Parecer: 1.587.948

doença e indivíduos sem limitação da flexibilidade que impossibilite a realização dos testes. Os procedimentos de avaliação serão realizados com os voluntários utilizando vestuário que não comprometa o movimento. Será realizada avaliação antropométrica, leitura goniométrica da avaliação da ADM, e os testes de desempenho muscular (medida da RM, dinamometria manual isométrica, dinamometria isocinética) e análise eletromiográfica. Cada teste de desempenho será realizado em dias separados por no mínimo 48 horas. Para todas as sessões de medida, os indivíduos serão familiarizados com os procedimentos de cada teste e realizarão um aquecimento prévio com duração de 3 a 5 minutos em bicicleta estacionária e cinco repetições em cada equipamento antes da medida. Para todos os procedimentos descritos a força será avaliada para os movimentos dos membros superiores, tronco e membros inferiores, das seguintes articulações: Ombro (flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa), cotovelo (flexão/extensão), punho (flexão/extensão), tronco (flexão/extensão), quadril (flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa), joelho (flexão/extensão) e tornozelo (flexão plantar/dorsal). A análise dos resultados será feita através do SPSS utilizando estatística inferencial e medidas de associação através de coeficiente de correlação. O nível de significância estabelecido será de 5%.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos foram devidamente apresentados.

**Recomendações:**

Não há recomendações a serem elencadas.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não foram observados óbices éticos na proposta de pesquisa apresentada.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12 em substituição à Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d). O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata. O CEP deve ser informado de todos os efeitos

Endereço: Miguel Calmon

Bairro: Vale do Canela

UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40.110-902

Telefone: (71)3283-8951

E-mail: cep.ics@outlook.com



INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA  
SAÚDE - UFBA



Continuação do Parecer: 1.537.948

SALVADOR, 10 de Maio de 2016

---

Assinado por:  
**ANA PAULA CORONA**  
(Coordenador)

## ANEXO C: International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)

# 1. QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

- FORMA CURTA -

Nome: \_\_\_\_\_  
 Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: F ( ) M ( )  
 Você trabalha de forma remunerada: ( ) Sim ( ) Não  
 Quantas horas você trabalha por dia: \_\_\_\_\_  
 Quantos anos completos você estudou: \_\_\_\_\_  
 De forma geral sua saúde está:  
 ( ) Excelente ( ) Muito boa ( ) Boa ( ) Regular ( ) Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL, USUAL** ou **HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez:

**1a.** Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que faça você suar **BASTANTE** ou aumentem **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b.** Nos dias em que você faz essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que faça você suar leve ou aumentem **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**2b.** Nos dias em que você faz essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

3a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias \_\_\_\_\_ por SEMANA      ( ) Nenhum

3b. Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando por dia?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

4a. Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

Quanto tempo por dia você fica sentado em um dia da semana?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

4b. Quanto tempo por dia você fica sentado no final de semana?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

---

**Fonte:** Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. Rev. Bras Ativ Física e Saúde. 2001;6(2);5-18. DOI: <https://doi.org/10.12820/rbafs.v.6n2p5-18>

