

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE FISIOTERAPIA
MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FÍSICO-
FUNCIONAL

Matheus Lima de Oliveira

Validade de uma balança suspensa de baixo custo para avaliação de força isométrica de ombro

Juiz de Fora

2020

Matheus Lima de Oliveira

Validade de uma balança suspensa de baixo custo para avaliação de força isométrica de ombro

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional

Orientador: Prof Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa.

Coorientador: Prof Dr. Michelle Cristina Sales Almeida Barbosa

Juiz de Fora
2020

FICHA CATALOGRÁFICA

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da
Biblioteca Universitária da UFJF.

Oliveira, Matheus Lima

Validade de uma balança suspensa de baixo para avaliação de força
isométrica de ombro/ Matheus Lima de Oliveira –2020.

43p.

Orientador: Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Coorientadora: Michelle Cristina Salles Almeida Barbosa

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de
Fora, Campus Avançado de Governador Valadares, Instituto de Ciências da
Vida – ICV. Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação e
Desempenho Físico Funcional, 2020.

1. ABNT. I. Barbosa, Alexandre Wesley Carvalho orient. II.
Barbosa, Michelle Cristina Salles Almeida, coorient. III.

Matheus Lima de Oliveira

Validade de uma balança suspensa de baixo custo para avaliação de força isométrica de ombro

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional

Aprovada em 07 de dezembro de 2020.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca
Universidade Federal de Juiz de Fora-UFJF

Prof. Dr. Fabio Luiz Mendonça Martins
Universidade Federal do Vale de Jequitinhonha e Mucuri - UFVJM

Ao meu pai, minha mãe e meus irmãos, meus alicerces.

E a Deus, sempre presente no meu coração.

“Pouco conhecimento faz com que as pessoas se sintam orgulhosas. Muito conhecimento, que se sintam humildes. É assim que as espigas sem grãos erguem desdenhosamente a cabeça para o Céu, enquanto que as cheias as baixam para a terra, sua mãe”. Leonardo da Vinci.

AGRADECIMENTOS

À Deus por me dar força e coragem para vencer as atribulações e conseguir ser eficiente dando minha contribuição para a pesquisa.

Ao meu amado pai Izael e minha mãe Rosângela que em meios as dificuldades persistiram para que eu concretizasse esse sonho.

Ao meu orientador que me incentivou e toda a equipe do NIME (Núcleo de Investigação Musculoesquelética) que foram fundamentais para que esse trabalho ficasse pronto.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVO	18
3 HIPÓTESE.....	19
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	20
4.1 DESENHO DO ESTUDO.....	20
4.2 CÁLCULO AMOSTRAL.....	20
4.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	20
4.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	21
4.5 AVALIAÇÃO	21
4.6 VARIÁVEIS UTILIZADAS E INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO	23
4.7 EXTRAÇÃO DOS DADOS.....	23
4.8 ANÁLISE DOS DADOS	23
5 RESULTADOS	25
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	26
APÊNDICE	34
ANEXOS.....	39

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Figura 1 – Configuração do Equipamento. (A) Eletromiografo. (B) Balança Suspensa. (C) Célula de Carga (B).....	22
Figura 2 – Movimentos do Ombro. (A) Abdução, (B) extensão, (C) rotação interna, (D) rotação externa e (E) flexão.....	22
Tabela 1 – Dados Antropometricos	20
Tabela 2 – Resultados Encontrados na Análise.....	25

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

A/D	Analógicos para digitais
BS	Balança Suspensa
CCI	Coefficiente de Correlação Intra classe
CCL	Célula de Carga de nível Laboratorial
cm	Centímetro
Db	Decibel
IC	Intervalo de confiança
IMC	Índice de Massa Corporal
kg	Quilo
kg/m ²	Quilo por metro quadrado
MNC	Menor Nível de Concordância
ms	Metros por segundo
μV	Microvolt
NMC	Nível Máximo de Concordância
RSR	Relação Sinal-Ruído
Ω.	Ômio

RESUMO

A avaliação da força é essencial para a prescrição de exercícios no esporte e na reabilitação e, para isso, um equipamento válido de baixo custo permitiria o monitoramento contínuo do treinamento. Este trabalho teve por objetivo avaliar a validade de uma balança suspensa de baixo custo através da comparação de diferenças nas medidas da força pico (ou pico de força) com célula de carga de nível laboratorial durante abdução, flexão, extensão e rotações interna e externa do ombro. Trata-se de um estudo analítico, com uma amostra de trinta e dois indivíduos saudáveis, sem histórico de lesões ou cirurgias nos últimos seis meses. Nenhuma diferença foi observada durante a comparação dos resultados. O coeficiente de correlação intraclasse variou de 0,96 a 0,99, demonstrando excelentes resultados. O teste de Cronbach alfa retornou $>0,99$ para todas as comparações. O erro padrão da medida variou de 0,02 a 0,04 kgf, com uma média de desvio padrão de 0,24 a 0,38 kgf. A correlação foi classificada como alta para todos os movimentos testados ($r > 0,99$; $p < 0,001$), com excelentes coeficientes de determinação ajustados ($0,96 < r^2 < 0,99$). Os resultados do Bland-Altman mostraram níveis altos de associação com viés variando de 0,27 a 0,48. A balança suspensa fornece medidas válidas de força isométrica com medidas de produção semelhantes às da célula de carga de nível laboratorial.

Palavras-chave: Força muscular. Membro superior. Contração isométrica.

ABSTRACT

Strength assessment is essential for prescribing sports and rehabilitation exercises. The valid low-cost equipment allows continuous monitoring of the training. To evaluate the validity of a very low-cost suspended scale, comparing differences in peak strength (or maximum strength) measurements with laboratory load cells during abduction, flexion, extension and internal and external rotation of the shoulder. Design: analytical study. 35 healthy individuals with no history of injury or surgery for at least 6 months. There was no difference in the comparison of results. The intraclass correlation coefficient ranged from 0.96 to 0.99, showing excellent results. The Cronbach test also yielded > 0.99 for all comparisons. The standard error of the mean varied from 0.02 to 0.04 kgf, with an average standard deviation of 0.24 to 0.38 kgf. The correlation was classified as high for all tested movements ($r > 0.99$; $p < 0.001$), with excellent adjusted determination coefficients ($0.96 < r^2 < 0.99$). The Bland-Altman results showed high levels of acceptance with bias ranging from 0.27 to 0.48. The suspended scale provides valid measurements of isometric resistance with production measurements similar to those of the laboratory load cell.

Keywords: Muscle strength. Isometric contraction of the upper limb.

1 INTRODUÇÃO

A avaliação da força muscular é fundamental para mensurar a capacidade funcional dos indivíduos. Avaliar melhora ou piora da força se correlaciona intimamente com fins terapêuticos, sendo útil na predição ou prognóstico de limitações frente às atividades de vida diária. (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 2007).

A força muscular é a resultante da contração gerada por um músculo, ou grupo muscular, frente a um padrão de movimento e em uma determinada velocidade (FLECK; KRAEMER, 2006). Assim, a força manifestada depende da ação dos músculos contra a resistência externa (PIRES, 2014). Basicamente, ao se contrair, o músculo muda de forma e as suas duas extremidades aproximam-se uma da outra, uma delas exercendo tração sobre o ponto ou os pontos de inserção nas peças do esqueleto ou nas paredes de uma víscera, provocando o movimento (FLECK; KRAMER, 2017).

Qualquer que seja o movimento se faz necessário um grau de força muscular (PIRES, 2014), relacionando-se assim à aptidão física ligada à saúde e ao desempenho físico em atividades rotineiras e nos esportes (CARDOSO *et al.*, 2011). Frente a isso, avaliar a força muscular é fundamental, pois permite identificar risco de lesões musculoesqueléticas, reconhecer doenças que afetem a capacidade de gerar essa força, verificar o impacto de um programa de treinamento, identificar o declínio dessa força em idosos, e aperfeiçoar o desempenho de atletas (STOELBEN *et al.*, 2016). A força muscular pode se manifestar de diversas formas que dentre elas podemos citar a força dinâmica máxima que é realizada quando a resistência a vencer pode ser deslocada por pelo menos uma vez e força isométrica máxima que é utilizada em avaliações onde o objetivo é medir a força máxima real por ângulo articular e a tensão que o sistema neuromuscular consegue impor contra uma resistência que não pode ser superada (BADILLO; AYESTARÁN, 2002). Esse tipo de contração isométrica máxima é de bastante importância por ser uma alternativa viável de mensuração de força devido a facilidade de ser medidas por profissionais que atuam em ambientes clínicos de reabilitação ou ambientes esportivos de desempenho (FLECK; KRAMER, 2017).

O treinamento de força é de suma importância para a promoção da saúde e aumento do desempenho físico (MELLO *et al.*, 2017, PRETES *et al.*, 2010), por aumentar o metabolismo basal e a massa magra, diminuir a adiposidade, reduzir o risco cardiovascular e metabólico, evitar lesões nas articulações, prevenir quedas, melhorar o equilíbrio e a coordenação motora,

além de resultar em hipertrofia muscular, aumento da densidade óssea e melhora da coordenação intramuscular (GARCIA *et al.*, 2012; WILLOUGHBY, 2003; ADAMS *et al.*, 2004; KRAEMER; HAKKINEN, 2004; REJESKI; BRAWLEY, 2006; MINGES *et al.*, 2013; MOTA *et al.*, 2013).

Sabe-se que a produção de força sofre influência da frequência de disparos de potenciais de ação que são, por sua vez, conduzidos pelos neurônios motores. (KAMER *et al.*, 2004). Logo no início do programa de treinamento, cerca de 48 horas após de uma sessão de treino, já é possível notar aumento na velocidade de condução elétrica e, conseqüentemente, um aumento transitório da força muscular (KAMER *et al.*, 2004). As modificações neurais que contribuem para o aumento da força muscular podem ser divididas em alterações intramusculares (dentro do músculo) e intermusculares (entre os grupos musculares). (FLECK; KRAEMER, 2006; GABRIEL *et al.*, 2006)

Outro fator determinante para o aumento da força muscular é a hipertrofia muscular; embora o aumento da síntese de proteína seja notado após uma sessão de treinamento de força, mudanças significativas na hipertrofia muscular não são observadas até aproximadamente a oitava semana de treinamento. (CHESLEY *et al.*, 1992, PHILLIPS *et al.*, 2000). A hipertrofia muscular pode ser considerada o aumento do número e/ou do diâmetro das miofibrilas, proporcionando, assim, aumento da área de secção transversa da fibra muscular (MINAMOTO *et al.*, 2001).

Em geral, treinamentos de força com ações concêntricas e excêntricas, em intensidades de exercício entre 60 e 85% da força máxima dinâmica, realizados com um volume moderado/alto (6 a 12 repetições para 3 ou 4 séries de 8 a 10 exercício) experimentam grandes respostas (agudas) imunológicas, maior alteração na síntese de hormônios anabólicos e maior ativação de células-satélite que são células mononucleadas e não especializadas, possuem potencial miogênico e estão envolvidas no crescimento e na regeneração do músculo esquelético (CARSLSON *et al.*, 1983). Essas células respondem a sinais associados ao dano muscular (microlesões), alterações imunológicas e vasculares, sinalizações autócrinas e aumento da atividade do sistema nervoso simpático e da testosterona, fazendo com que se proliferem e migrem para o local da lesão, com o intuito de repará-la. Assim, as células-satélite doam seu núcleo e, então, diferenciam-se em tecido contrátil (CARSLSON *et al.*, 1983; SCHOENFELD *et al.*, 2010).

Outro efeito que pode ocorrer apesar de bastante controverso é a hiperplasia muscular que se traduz por um aumento no número de células, neste caso as células (ou fibras) musculares em relação ao original (REITSMA *et al.*, 1969). Existem evidências de que o

treinamento de força possa gerar alterações que culminam com o aumento do número de fibras musculares em animais (REITSMA *et al.*, 1969; GONYE *et al.*, 1980). Entretanto, nem todos os estudos demonstram isso e, possivelmente, o motivo dessa controvérsia pode estar relacionado aos diferentes protocolos de treinamento de força utilizados (TIMSON *et al.*, 1985; WILMORE 2001). Além disso, existem muitas contestações em relação à hiperplasia em seres humanos, não sendo evidente e caso ocorra seu aumento não é maior do que 5% necessitando mais estudos para corroborar esse fenômeno (BACURAU *et al.*, 2001).

Dentre os conceitos de força apresentado, a cintura escapular necessita de níveis adequados de força para estabilizar principalmente a articulação glenoumeral já que ela apresenta grandes variações de movimentos por se trata de ser uma articulação sinovial esferoide (ENOKA, 2000, HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2012). Os músculos que contribuem para a abdução e flexão do ombro são semelhantes. O deltoide gera cerca de 50% da força muscular para elevação do braço em abdução ou flexão. A contribuição do deltoide aumenta com o aumento da abdução. O músculo é mais ativo ao longo de 90° a 180° (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2012, ANDREAS *et al.*, 2020).

Quando o braço se eleva, o manguito rotador (redondo menor, subescapular, infraespinal, supraespinal) também desempenha um papel importante, visto que o deltoide não pode abduzir ou flexionar o braço sem estabilização da cabeça do úmero. O manguito rotador como um todo é também capaz de gerar flexão ou abdução com cerca de 50% da força normalmente gerada nesses movimentos. (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2012). Nos primeiros estágios da flexão ou abdução do braço, a linha de tração do deltoide é vertical; assim, o músculo é ajudado pelo supraespinal, que produz abdução enquanto, ao mesmo tempo, comprime a cabeça do úmero e opõe resistência ao movimento superior da cabeça do úmero pelo deltoide. (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2012). Os músculos do manguito rotador se contraem em grupo para comprimir a cabeça do úmero e manter sua posição na cavidade glenoidal. Os músculos redondo menor, infraespinal e subescapular estabilizam o úmero em elevação, pela aplicação de uma força para baixo. O latíssimo do dorso também se contrai de forma excêntrica para ajudar na estabilização da cabeça do úmero e aumenta em atividade à medida que o ângulo aumenta (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2012).

Outros músculos envolvidos na estabilização primária da escapula e seu movimento no tórax envolvem também a ação conjunta das fibras superiores e inferiores do músculo trapézio com os músculos serrátil anterior e romboides. (KIBLER *et al.*, 2010). A porção superior do músculo trapézio realiza a rotação superior e elevação da escapula, a porção

média realiza a retração e a porção inferior, realiza os movimentos de rotação superior e rotação posterior (ESCAMILA *et al.*, 2009).

Durante o movimento de elevação do braço, a porção inferior do músculo trapézio ajuda a manter o centro de rotação da escápula através de sua fixação na espinha da escapula, o que permite uma linha reta de tração à medida que o braço se eleva, a escápula gira superiormente, criando assim, uma vantagem mecânica para manter esta posição. Além disso, durante a descida do braço ou retorno da elevação, a porção inferior do músculo trapézio estabiliza a escápula mantendo-a contra o tórax (KIBLER *et al.*, 2010). A porção média do músculo trapézio tem apenas um pequeno braço de momento para a rotação superior da escápula e é provavelmente mais ativo para compensar a protração escapular (realizada pelo músculo serrátil anterior) realizando os movimentos de retração e rotação lateral da escápula durante a elevação e abdução do braço (CROWE *et al.*, 2016; PHADKE *et al.*, 2009).

O músculo serrátil anterior é um estabilizador da escápula e da articulação glenoumeral, pois contribui em todos os movimentos escapulares normais durante a elevação do braço, que inclui rotação superior, inclinação posterior e rotação lateral. O músculo serrátil anterior também ajuda a estabilizar a borda medial e o ângulo inferior da escápula, evitando a rotação medial da escápula e inclinação anterior (DECKER *et al.*, 1999; ESCAMILLA *et al.*, 2009; KIBLER *et al.*, 2010), esse músculo é considerado um protrator e rotador superior da escápula. Além disso, o músculo serrátil anterior pode ser dividido em diferentes componentes funcionais, o componente inferior, o qual, traciona lateralmente na borda inferior da escápula, auxiliando os movimentos de rotação superior e lateral e também o movimento de protração. Já o componente superior do músculo serrátil anterior, realiza a protração da escápula (CROWE, 2016; EKSTROM *et al.*, 2004; ESCAMILLA *et al.*, 2009). O movimento de retração da escápula é realizado primariamente pelas fibras médias do músculo trapézio, e rombóides (COOLS *et al.*, 2004; YOO *et al.*, 2013).

Nesse contexto, sabe-se que o desequilíbrio muscular e a fraqueza do ombro estão associados com dor no ombro em atletas praticantes de esportes que exigem movimentos dos braços acima da cabeça. Em um estudo com 15 jogadoras de tênis foram avaliados a resistência a fadiga dos músculos rotadores internos e externos através do dinamômetro isocinético e demonstrou que a produção de torque interno concêntrico e externo excêntrico diminui ao longo de vinte repetições (NIEDERBRACHT *et al.*, 2009). Ainda, fraqueza em rotação externa de ombro na pré-temporada está associada com déficits de força do supraespinhoso, e durante a temporada as lesões se associam aos arremessos (ESCAMILLA *et al.*, 2009).

Diferenças na força entre grupos musculares agonistas e antagonistas do ombro estão associadas com a taxa de lesão na cintura escapular em nadadores (JOHANSSON *et al.*, 2015). Em um estudo transversal com 236 nadadoras foi observado que grande parte das que se queixavam de dor apresentaram fraqueza de trapézios médios e rotadores internos além de movimento reduzido de flexão de ombro e encurtamento do peitoral menor e latíssimo do dorso (TATE *et al.*, 2012).

Medidas objetivas da função muscular fornecem informação válida para implementar um tratamento efetivo e um treino de exercícios. Equipamentos estão disponíveis para mensurar a força muscular, como os dinamômetros manuais e as células de carga. O dinamômetro isocinético é geralmente referido como o padrão ouro, ao qual todas as outras medidas são comparadas (TOONSTRA; MATTACOLA, 2013). Entretanto, o dinamômetro isocinético é muito dispendioso/caro, não é portátil, requer longo treinamento da equipe, e é normalmente restrito a ambiente laboratorial.

A Célula de Carga de nível Laboratorial é uma ótima alternativa ao isocinético, mostrando excelentes resultados tanto para validade quanto para confiabilidade (BUCKNER *et al.*, 2015). A célula de carga é usada, frequentemente, para fins de pesquisa e requer um conversor analógico-digital, com um software exclusivo para interpretar os resultados. Apesar de ser portátil e válida, a célula de carga também pode ser cara, e o software, geralmente, não é de fácil manuseio, requerendo treinamento e experiência para evitar vieses de avaliação.

A Balança Suspensa pode ser uma alternativa econômica para garantir uma performance acurada e segura para avaliações de força muscular. O equipamento operado por bateria é utilizado para ponderar/pesar de modo suspenso, com boa precisão e com ampla faixa de peso.

A Balança Suspensa utiliza o princípio do transdutor (com a célula de carga), que é essencialmente um elemento metálico resistente, mas elástico o suficiente para que uma carga o deforme. O transdutor possui um medidor de tensão anexado (denominado “strain-gauge”), que registra a mudança de resistência elétrica quando a carga é colocada no transdutor, ou seja, é capaz de medir a deformação superficial dos materiais e podem determinar as tensões e cargas atuantes em vários componentes. O fio resistivo presente no strain gauge altera sua resistência de acordo com o ‘alongamento’ da superfície que está colocada, gerando dessa maneira sinais elétricos que são interpretados pela placa de aquisição, transformando os valores em deformação. A mudança da resistência elétrica é convertida em um sinal digital pelo medidor de tensão, que é legível no visor (HANAFEE; RADCLIFFE, 1967).

Enquanto a célula de carga tem demonstrado validade adequada para a medição da força isométrica, a balança suspensa ainda carece de estudos comprobatórios de sua validade para avaliar a força muscular isométrica do ombro.

2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo é avaliar a validade instrumental de uma balança suspensa de muito baixo custo pela comparação de diferenças nas medidas de força pico com uma célula de carga de nível laboratorial durante abdução, flexão, extensão e rotações interna e externa de ombro.

3 HIPÓTESE

HP00: A balança suspensa apresenta valores equivalentes de validade instrumental quando comparado a célula de carga de nível laboratorial na avaliação de força isométrica de ombro

HP01: A balança suspensa não apresenta valores equivalentes de validade instrumental quando comparado a célula de carga de nível laboratorial na avaliação de força isométrica de ombro

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 DESENHO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo transversal com amostra de conveniência com 32 indivíduos. Os dados antropométricos da amostra estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1 – Dados Antropométricos da Amostra.

(N=32)	Variáveis	Media e DP
	Idade (anos)	26 ± 10
	Altura (cm ²)	1,72 ± 8
	Peso corporal (kg)	69 ± 5
	IMC (kg/m ²)	23 ± 4

Fonte: Autor (2020).

*IMC: Índice de Massa Corporal.

*DP: Desvio Padrão

Todos os testes foram realizados no Laboratório de Avaliação Musculoesquelética da Clínica Escola da Universidade Federal de Juiz de Fora. O Comitê de Ética para pesquisa em seres humanos da Universidade de Juiz de Fora aprovou os procedimentos aplicados no estudo (63883116.1.0000.5147). Os objetivos do estudo foram explicados aos sujeitos da amostra, e eles foram notificados dos benefícios e potenciais riscos envolvidos antes de assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o qual está apresentado no Anexo III.

4.2 CALCULO AMOSTRAL

Realizamos um cálculo amostral a priori (bicaudal) levando-se em consideração o estudo de Romero-Franco, 2016 (ROMERO-FRANCO *et al.*, 2016). O nível alfa de 5% e 1-beta de 0,95 foram considerados para o cálculo, bem como um tamanho de efeito de 1.36, obtido da maior diferença observada e um coeficiente de correlação de 0.97, retornando um total de 10 indivíduos na amostra. Foi realizado ainda o cálculo amostral post hoc (two-tailed) para aferir o poder amostral, considerando um tamanho de efeito de 0,68 (obtido pela menor diferença entre grupos), um nível alfa de 5% e 1-beta de 0,95. O poder amostral obtido foi de 0.95 para uma amostra de 30 indivíduos.

4.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram incluídos no estudo adultos de ambos os sexos com idade entre 18 e 40 anos, sem ombro doloroso disfuncional conforme testes ortopédicos (Anexo I), ter bom estado cognitivo com pontuação >17 no questionário do mini-exame do estado mental (BERTOLUCCI *et al.*, 1994) (Anexo II) e que tenham assinado o termo de consentimento livre esclarecido.

4.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

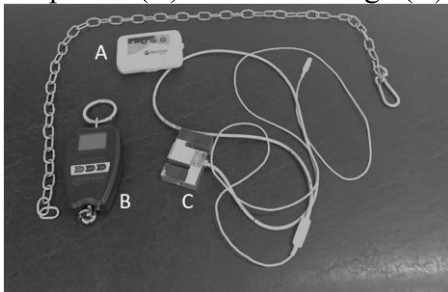
Como critérios de exclusão foram considerados: não ter passado por nenhuma cirurgia prévia do ombro, diagnóstico de alterações compressivas cervicais, dor cervical ou no ombro devido a trauma agudo, alterações de sensibilidade motora grave em articulações distais do membro superior, avaliadas por fisioterapeuta.

4.5 AVALIAÇÃO

O membro superior dominante foi testado 3 vezes com contrações isométricas de 5 segundos (com 5 minutos de repouso; a primeira tentativa foi considerada de familiarização) utilizando a balança suspensa conectada à célula de carga de nível laboratorial, que, por sua vez, foi fixada no espaldar com uma corrente (Figura 2). Para os testes foi escolhido o membro dominante, tendo sido definido como o membro utilizado para escrever.

Flexão e abdução foram testados em 90° de flexão e abdução do ombro, respectivamente. Extensão foi testada aos 40° de extensão de ombro. O cotovelo permaneceu em extensão total durante os testes anteriores. Rotações interna e externa foram avaliadas com o braço ao longo do corpo, cotovelo flexionado em 90° , e em posição neutra (Figura 2). Todos os ângulos foram quantificados através de aferição com goniômetro.

Figura 1 – Configuração do Equipamento. (A) Conversor analógico-digital. (B) Balança Suspensa. (C) Célula de Carga (B)



Fonte: Autor (2020).

Figura 2 – Movimentos do Ombro. (A) Abdução, (B) extensão, (C) rotação interna, (D) rotação externa e (E) flexão.



Fonte: Autor (2020).

4.6 VARIÁVEIS UTILIZADAS E INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO

A variável dependente foi o pico de força (em quilograma-força). A variável independente foi o instrumento (célula de carga de nível laboratorial e balança suspensa). Os dados foram coletados utilizando a célula de carga de nível laboratorial (Miotec™; Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, RS, Brasil; máxima tensão de compressão = 200kgf, precisão de 0,1kgf, máximo erro de medida = 0,33%) conectada ao módulo de aquisição - conversor analógico-digital com 8 canais (Miotec™, Equipamentos Biomédicos) com faixa de entrada de resolução de 16-bits, frequência de amostragem de 2kHz, módulo de rejeição comum > 100Db, Relação Sinal-Ruído < 03 μ V (RSR), e impedância de 109 Ω . A célula de carga foi calibrada utilizando 10% da carga máxima de tensão-compressão, seguindo as recomendações do fabricante. Uma balança suspensa calibrada e nova (modelo MNCS-M; Bode Technical Services, Denver, CO; máxima tensão-compressão = 200 kgf, precisão de 0,1 kgf, visor de 5 dígitos) foi usada como equipamento teste.

4.9 EXTRAÇÃO DOS DADOS

Os dados coletados foram janelados em 125 ms e analisados off-line utilizando o Miotec™Suite Software. O janelamento é uma técnica de pré-processamento para suavizar/filtrar o sinal. O tamanho da janela é pré-definido no sistema de conversão do sinal analógico para digital (hardware/software) e varia entre 100 e 300 ms, de acordo com a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (<https://isek.org>).

4.7 ANÁLISE DOS DADOS

Todas as tentativas foram usadas para análise, compondo um total de 64 medidas. Os dados foram apresentados em média e desvio padrão. O teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparar diferenças entre medidas. Significância foi estabelecida de $p < 0,05$. O coeficiente de correlação intraclassa (CCI) foi calculado para avaliar a confiabilidade entre os resultados de ambos equipamentos. O teste de alfa de Cronbach foi utilizado para avaliar a correlação esperada de ambos equipamentos medindo o mesmo constructo. O erro padrão de medida também foi calculado para fornecer uma medida estimada de erro. Para se estimar o coeficiente de correlação (r) e o coeficiente de correlação ajustado/adaptado (r^2) foi utilizada a

técnica de regressão linear. O método de Bland-Altman estimou os vieses de medida, com limites inferiores e superiores de aceitação entre os resultados (intervalo de confiança de 95%). Todas estatísticas foram feitas usando o software Jamovi (Versão 0.9, 2018).

5 RESULTADOS

Nenhuma diferença foi observada comparando a força pico isométrica entre a célula de carga e a balança suspensa ($p > 0,05$). O coeficiente de correlação intraclasse variou de 0,96 a 0,99, mostrando excelentes resultados. O teste de alfa de Cronbach também retornou valor $> 0,99$ para todas as comparações.

O erro padrão da medida retornou uma variação de 0,02 a 0,04 kgf, com média de desvio padrão variando de 0,24 a 0,38 kgf. A correlação foi classificada como alta para todos os movimentos testados ($r > 0,99$; $p < 0,001$), com excelente coeficiente de determinação adaptado/ajustado ($0,96 < r^2 < 0,99$). Os resultados do Bland-Altman mostraram altos níveis de aceitação com vieses variando de 0,27 a 0,48. Todos resultados estão descritos com detalhes na Tabela 2.

Tabela 2 – Resultados Encontrados na Análise.

Resultado	Abdução	Extensão	Rotação interna	Rotação externa	Flexão
CCL, kgf	7,24 (2,8)	8,67 (4,64)	9,94 (4,14)	7,47 (2,62)	7,38 (2,75)
BS, kgf	6,97 (2,8)	8,29 (4,59)	9,47 (4)	7,06 (2,55)	7,1 (2,69)
Valor <i>P</i> (diferença)	0,44	0,44	0,33	0,22	0,38
Diferença média	0,26	0,34	0,41	0,39	0,3
IC 95%					
Limite inferior	- 1,02	- 1,3	- 1,28	- 1	- 1,05
Limite superior	0,52	0,65	0,43	0,25	0,44
CCI _{1,1}	0,985	0,988	0,983	0,969	0,986
Cronbach α	0,995	0,999	0,997	0,994	0,997
<i>R</i>	0,993	0,998	0,995	0,989	0,994
<i>R</i> ² ajustado	0,986	0,996	0,989	0,978	0,988
Valor <i>P</i> (correlação)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
Bland – Altman					
Viés	0,268	0,377	0,461	0,41	0,276
MNC	- 0,412	- 0,192	- 0,408	- 0,34	- 0,32
NSC	0,948	0,945	1,331	1.161	0.872
SEM	0,03	0,03	0,04	0,03	0,02

Fonte: Autor (2020).

Legenda: **IC** - Intervalo de Confiança; **BS** - Balança Suspensa; **CCI** - Coeficiente de Correlação Intra-Classe; **MNC** - Menor Nível de Concordância; **CCL** - Célula de Carga de nível Laboratorial; **R** - Coeficiente de Correlação; **R²** - Determinação Coeficiente; **NSC** - Nível Superior de Concordância.

Nota: Os dados descritivos são apresentados em média

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo demonstraram que a força pico registrada dos movimentos do ombro foram muito similares (praticamente iguais) entre a célula de carga de nível laboratorial e a balança suspensa. Esses achados suportam a hipótese primária, que afirmava que a força pico isométrica registrada na balança suspensa alcançaria níveis aceitáveis de validade.

Um estudo prévio mostrou não haver diferença significativa nos valores de pico de torque entre a célula de carga e dinamômetro isocinético para flexão e extensão de joelho, sugerindo a célula de carga como dispositivo padrão para avaliar força muscular (TOONSTRA; MATTACOLA, 2013). Outro estudo mostrou validade aceitável para medir a força pico isométrica ($CCI = 0,88$) utilizando uma célula de carga conectada a uma placa fixa, testada contra uma plataforma de força enquanto realizava-se uma tração no meio da coxa (JAMES *et al.*, 2017).

Monitorar melhorias na força durante o treino é essencial para adequar o exercício às necessidades do indivíduo. A validação da balança suspensa pode ajudar profissionais da saúde a monitorar a força objetivamente sem problemas técnicos (como experiência do avaliador, treinamento prévio para utilizar o equipamento/software) ou financeiros (equipamentos caros). Melhorias na contração isométrica máxima refletem a combinação de adaptações centrais e periféricas na força muscular (JAMES *et al.*, 2017). Portanto, testes isométricos são opções viáveis e disponíveis para avaliar a produção de força muscular, já que são facilmente padronizáveis, requerendo mínima familiarização (PELTONEN *et al.*, 2018).

Outras características também reforçam a importância de medidas de contração isométrica máxima. Em um ensaio clínico com amostra de 38 homens saudáveis foi realizado a divisão em dois grupos. Em um foi realizado treinamento de força máxima e energia, e o outro recebeu treinamento de hipertrofia progressiva, nesses dois grupos foi demonstrado que o monitoramento em isometria pode ser considerado válido e eficaz nas adaptações de treinamento de força. (PELTONEN *et al.*, 2018). Em outro estudo que testou confiabilidade teste reteste e a validade de critério da curva força tempo por um dispositivo isométrico de tração na coxa em 15 homens, foi encontrado uma confiabilidade muito alta ($CCI 0,96$) e validade aceitável ($CCI: 0,88$) para a medida de pico de força (JAMES *et al.* 2017).

Sendo assim, foi mostrado que a produção de torque medida com ângulo constante é mais sensível a influências produzidas pelo tipo de fibra muscular do que pelo pico de torque

durante contrações dinâmicas com ângulo independente (JAMES *et al.*, 2017; PELTONEN *et al.*, 2018).

Avaliação válida e rápida da força pode potencialmente reduzir o risco de lesões de ombro pela adequação do exercício de resistência às necessidades imediatas e/ou futuras dos indivíduos. Considerando sua portabilidade e o baixo custo, a balança suspensa pode ser considerada como um equipamento padrão válido para avaliação de força muscular do ombro. O sistema completo da célula de carga custa aproximadamente R\$ 10.215,20, enquanto a balança suspensa utilizada neste estudo foi comprada por R\$ 188,98.

Existem inúmeros métodos para avaliar força, entretanto existem diversas limitações nos métodos comumente usados para medir esse resultado. Embora o teste manual muscular seja amplamente utilizado, é um método apenas descritivo, extremamente subjetivo e de pouca responsividade (SIMMONND *et al.*, 1997). A balança suspensa oferece mensurações objetivas e válidas, permitindo ao avaliador controlar a carga de maneira eficiente em um protocolo de reabilitação de acordo com as limitações momentâneas do paciente.

Um equipamento que também pode ser utilizado na clínica para mensurar a força muscular é o dinamômetro portátil, um instrumento que fornece mensurações objetivas, válidas, precisas e sensíveis da força muscular com procedimentos similares aos adotados pelo Teste Muscular Manual; no entanto seu custo relativamente alto dificulta seu uso na maioria dos contextos clínicos incluídos aqueles que possuem recursos insuficientes (ANDREWS *et al.*, 2000). A balança suspensa apresenta ainda a vantagem de ter um custo muito menor comparada ao dinamômetro, permitindo a rápida avaliação de uma ampla gama de movimentos por sua portabilidade, o que seria mais difícil com o dinamômetro isocinético por suas demandas técnicas e de posicionamento do paciente.

Já a medida perimétrica constitui uma abordagem clínica clássica. O uso de uma fita métrica flexível para medir a circunferência constitui provavelmente o método clínico mais comum para obtenção das dimensões musculares (ANDREWS *et al.*, 2000). A mensuração vem sendo usada há muito tempo para registrar a progressão durante o processo de reabilitação (ANDREWS *et al.*, 2000). Efetuada bilateralmente utilizando-se referências de acidentes ósseos, ela permite somente uma apreciação pouco precisa do volume muscular, pois reflete não somente a musculatura agonista e antagonista, mas igualmente os tecidos cutâneos, adiposos e os elementos ósseos. Neste caso em esportes com desempenho de força unilateral os déficits bilaterais poderão ser estimados.

O objetivo da perimetria difere do almejado com a balança suspensa, pois aquela analisa o aumento do volume do músculo (ou hipertrofia) (FLECK; KRAEMER, 2006). Na

realização de avaliações sucessivas, erros na mensuração podem acontecer devido às dificuldades que podem ser encontradas, tais como: a localização exata da região de medida (pontos anatômicos), dificilmente reproduzível; a tensão variável entre a fita métrica; o estado de contração muscular; e a presença de edema (ANDREWS *et al.*, 2000).

Outro equipamento utilizado é o esfigmomanômetro, que fornece medidas objetivas, confiáveis e válidas, tendo baixo custo em relação aos dinamômetros portáteis e isocinéticos (ANDREWS *et al.*, 2000). Apresenta, entretanto, desvantagens em comparação à balança suspensa. Uma delas consiste na maior dificuldade em estabilizar o equipamento quando o mesmo não sofre adaptações específicas para essa finalidade (SOUZA *et al.*, 2014). Alguns estudos demonstram que o esfigmomanômetro é uma ferramenta eficaz e capaz de medir a força muscular para flexão de cotovelo, extensão de joelho, e flexão de tronco. No entanto, os mesmos autores relataram dificuldades em estabilizar o equipamento durante a avaliação de força para extensão de joelho. Tal limitação é frequentemente reportado na literatura, sendo que maior nível de confiabilidade é alcançado apenas quando o avaliador é capaz de exercer maior força que o sujeito avaliado (DEONES *et al.*, 1994, MARTIN *et al.*, 2006). A Balança Suspensa não necessita de estabilização pelo examinador, conseguindo ainda mensurar uma faixa de carga mais ampla (a balança utilizada no estudo tem capacidade máxima de 200 Kg). Neste sentido, a avaliação de indivíduos que dispõem de força considerável não seria uma adversidade enfrentada pelo avaliador.

O dinamômetro Lafayette apresenta correlação de moderado a alto ($r=0,60-0,90$) nos movimentos de flexão, abdução e rotação interna do quadril em comparação ao dinamômetro isocinético que é padrão ouro para avaliação de força. (MARTINS *et al.*, 2017). Em um estudo com cinquenta indivíduos jovens e saudáveis foi testado a validade do esfigmomanômetro com o mesmo dinamômetro nos movimentos de flexão do ombro ($r=0,92$ e $CCI=0,89$), rotação externa ($r=0,84$ e $CCI=0,81$) e rotação interna ($r=0,82$ e $CCI=0,81$) para mensuração de força isométrica (BARBOSA *et al.*, 2018).

Apesar de o esfigmomanômetro ter apresentando boa correlação, o nosso estudo apresentou valores de correlações bastante altas nos mesmos movimentos ($r=0,98-0,99$ e $CCI=0,96-0,98$) em comparação com uma célula de carga de laboratorial que já tinha boa validade para avaliação de força de pico isométrica comparado ao dinamômetro isocinético (TOONSTRA; MATTACOLA, 2013, JAMES *et al.*, 2017). Sendo assim, podemos supor que apesar do esfigmomanômetro ser mais barato, a balança parece ser mais precisa na avaliação desses movimentos.

Em relação a calibração o fabricante recomenda uma calibração completa do esfigmomanômetro a cada dois anos (dependendo da frequência de uso) em um serviço autorizado (INMETRO). Para concluir que Balança Suspensa esteja calibrada é necessária uma comparação com um peso pré-definido. Nisso, a balança suspensa demonstra melhor benefício por apresentar um display de fácil visualização, a checagem para visualizar se a balança esta calibrada pode ser feita antes de realizar uma avaliação.

Existem algumas limitações deste estudo. Confiabilidade intra-avaliador e inter-avaliador não foram testadas. Contudo, podemos concluir que a balança suspensa parece ser um método válido de avaliação de força isométrica do ombro. A portabilidade, o custo-benefício, e o sistema de fácil utilização fornecem meios efetivos de mensurar força isométrica do ombro.

ADAMS, G. R. *et al.* Skeletal muscle hypertrophy in response to isometric, lengthening, and shortening training bouts of equivalent duration. **J Appl Physiol.** v. 96, p.1613-18, 2004

ANDREAS, H. M. *et al.* Deltoid muscle contribution to shoulder flexion and abduction strength. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, 2020

ANDREWS, A.W. *et al.* Distribution of muscle strength impairments following stroke. **Clin Rehabil.** v, 14,p.79-87,2000.

BACURAU; NAVARRO; Hipertofia-hiperplasia. 2ed, São Paulo, Phorte, 2001.

BADILLO, J.J.G; AYESTARAN, E.G; Fundamentos do treinamento de força muscular. 2Ed, Porto Alegre, Artmed 2001.

BARBOSA, A. C. *et al.* Validity and reliability of shoulder strength assessment during scaption, internal rotation and external rotation using an anchored, non-modified sphygmomanometer. **Human Movement.** v.19, n.2, p.90-98, 2018.

BERTOLUCCI, P. H. *et al.* The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status]. *Arq Neuropsiquiatr* 1994; 52:1-7.

BUCKNER, S. L. *et al.* Comparing passive angle–torque curves recorded simultaneously with a load cell versus an isokinetic dynamometer during dorsiflexion stretch tolerance assessments. **Med Eng Phys.**, v, 37, n. 5, p. 494-498, 2015.

CARLSON, B.M. *et al.* The regeneration of skeletal muscle fibers following injury: a review. **Med Sci Sports Exerc;** v.15, n.3, p.187-98, 1983.

CARDOSO, F. S. *et al.* Avaliação da qualidade de vida, força muscular e capacidade funcional em mulheres com fibromialgia. **Rev. Bras. Reumatol.**, v. 51, n. 4, p. 338-350, 2011.

CHESLEY, A. *et al.* Changes in human muscleprotein synthesis after resistance exercise. **J Appl Physiol** ; p.73, n.4, p.1383-1388,1992.

COOLS, A. M. *et al.* Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. **Br. J. Sports Med.** v.38, p.1, 64-68, 2004.

CROWE, M. M. *et al.* 2016. Scapular and Shoulder Girdle Muscular Anatomy: Its Role in Periscapular Tendon Transfers. **J. Hand Surg.** v.41, p.306-314, 2016.

DEONES, V. L. *et al.* Assessment of Quadriceps Muscle Performance by a Hand-Held Dynamometer and an Isokinetic Dynamometer. **J orthop sport Phys Ther.** v. 20, n. 6, p. 296-301, 1994.

DECKER, M. J. *et al.* Serratus Anterior Muscle Activity During Selected Rehabilitation Exercises. **J. Sports Med.** v.27, 784–791, 1999.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular.** 3º Ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

FLECK; KRAEMER; Fundamentos do treinamento de força muscular 4Ed, Porto Alegre, Artmed 2017

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2º Ed. São Paulo: Manole, 2000.

ESCAMILLA, R. F. *et al.* Shoulder muscle recruitment pattern and related biomechanics during upper extremity sports. **Sports Med**.v.39, n.7, 569–590, 2009.

GABRIEL, D. A. *et al.* Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Med** 2006; v.36, n.2, p.133-49, 2006.

GARCIA, W. M. **Métodos do treinamento de força utilizados na academia de musculação**. 2012. 59f. (Monografia) Bacharelado em Educação Física. Universidade do Sul de Santa Catarina. Palhoça, 2012. 59f.

GONYEA, W. J. Role of exercise in inducing increases in skeletal muscle fiber number. **J Appl Physiol** 1980; 48(3):421-6.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M; DERRICK, T. R, **Bases biomecânicas do movimento humano** Ed. São Paulo: Manole, 2012.

HANAFEE, J. E.; RADCLIFFE, S. V. Effect of high pressure on a strain gauge load cell. **Rev Sci Instrum.**, v. 38, n. 3, p. 328-331, 1967.

INMETRO: Padrões e Unidades de medidas: Referências Metrológicas da França e do Brasil. Inmetro. Rio de Janeiro: Qualitymark, p.20, 1999.

JAMES, L. P. *et al.* Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. **J Resistência Cond.**, v. 31, n. 5, p. 1378-1386, 2017.

JAMOVI [software de computador]. Version 0.9. The Jamovi Project; 2019.
<https://www.jamovi.org>

JOHANSSON, F. R. *et al.* Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: reliability and validity. **J Athl Train.**, v. 50, n. 7, p. 719-725, 2015.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, provas e funções**. 5º Ed. São Paulo: Manole, 2007.

KAMEN, G. *et al.* Training-related adaptations in motor-unit discharge rate in young and older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci** v.59, p.1334-1338, 2004.

KIBLER, W. B. *et al.* 2010. Current concepts: scapular dyskinesis Current concepts scapular dyskinesis. **Sport. Med.** p.300-305, 2010.

KRAEMER, W. J.; HAKKINEN, K. **Treinamento de força para o esporte**. São Paulo: Artmed, 2004.

MARTIN, H. J. *et al.* Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard biodex dynamometry. **Gerontology**. v.52, n.3, p.154–159, 2006.

MARTINS, J.S. *et al.* Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. **J Athl Train.** v. 52, n. 9, p.809-819, 2017.

MELLO, T. L. *et al.*, Treinamento de força em sessão com exercícios poliarticulares gera estresse cardiovascular inferior a sessão de treino com exercícios monoarticulares. **Rev Bras Ciênc Esporte**, v. 39, n. 2, p. 132-140, 2017.

MINAMOTO, V.B. *et al.* O músculo como um órgão de secreção hormonal regulado pelo estímulo mecânico. **Rev Bras Fisioter**, v.5, n.2, p.87-94, 2001.

MINGES, K. E. *et al.* Associations of strength training with impaired glucose metabolism: the ausdiab study. **Med Sci Sports Exerc**, v. 45, p. 299-303. 2013.

MOTA, M. R. *et al.* Acute and chronic effects of resistive exercise on blood pressure in hypertensive elderly women. **J Strength Cond Res.**, v. 27, p.3475-80, 2013.

NIEDERBRACHT, Y. *et al.* Concentric internal and eccentric external fatigue resistance of the shoulder rotator muscles in female tennisplayers. **N Am J Sports Phy Ther.**v.3, n. 2, p. 89-94, 2008.

PHADKE, V. *et al.* Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. **Brazilian J. Phys. Ther.** v,13, p.1-9, 2009.

PELTONEN, H. *et al.* Isometric parameters in the monitoring of maximal strength, power, and hypertrophic resistance-training. **Appl Physiol Nutr Metab.**, v. 43, n. 2, p. 145-153, 2018.

PHILLIPS, S.M. *et al.* Short-term training: when do repeated bouts of resistance exercise become training. **Can J Appl Physiol**, v.25, p.185-193, 2000.

PIRES, G. P. **Periodização ondulatória: efeitos de 14 semanas de um programa de treinamento de força em nadadores jovens.** 2014. 308f. (Tese) Doutorado em Educação Física. Universidade São Judas Tadeu; São Paulo, 2014. 308f.

PRETES, J. *et al.* **Prescrição e periodização do treinamento de força em academias.** São Paulo: Ed. Manole, 2010.

REITSMA, W. Skeletal muscle hypertrophy after heavy exercise in rats with surgically reduced muscle function. **J Phys Med** v.48, n.5, p.237-58, 1969.

REJESKI, W. J., BRAWLEY, L. Functional Health: Innovations in Research on Physical Activity with Older adults. **Med Sci Sports Exer.**, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2006.

ROMERO-FRANCO, N. Validity and reliability of a low-cost digital dynamometer for measuring isometric strength of lower limb. **J Sports Sci.**, v. 37, 1787-1793, 2016.

SCHOENFELD B.J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **J Strength Cond Res** 2010; v.24n.1, p.02857-2872, 2010.

SIMMONDS M. J. **Muscle Strength. Assessment in Occupational Therapy and Physical Therapy.** 3 ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1997. p. 27-48.

SOUZA, L. A. *et al.* Assessment of muscular strength with the modified sphygmomanometer test: what is the best method and source of outcome values? **Braz J Phys Ther.** p.18, n.2, 2014.

STOELBEN, K. J. V. *et al.* Avaliação da força muscular de diferentes populações: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 20, n. 1, p. 61-70, 2016.

TATE, A. *et al.* Risk factors associated with shoulder pain and disability across the lifespan of competitive swimmers. **J Athl Train**, v.47, n.2, p.149-158, 2012.

TIMSON, B.F. *et al.* Fiber number, area, and composition of mouse soleus muscle following enlargement. **J Appl Physiol** v.58, n.2, p.619-624. 1985.

TOONSTRA, J.; MATTACOLA, C. G. Test-retest reliability and validity of isometric knee-flexion and -extension measurement using 3 methods of assessing muscle strength. **J Sport Rehabil.**, v. 22, n. 1, 2013.

WILMORE, J. H; COSTILL, D. L. **Fisiologia do esporte e do exercício.** 2 Ed. Barueri: Manole, 2001.

WILLOUGHBY, D. S. Resistance Training in the Older Adult. **Fit Society Page: Exercise & The Older Adult/ ACSM**, p.8-9, 2003.

YOO, W. G. *et al.* Comparison of Isolation Ratios of the Scapular Retraction Muscles between Protracted Scapular and Asymptomatic Groups. **J. Phys. Ther. Sci.** v.25, p.905-906, 2003.

APÊNDICE

APÊNDICE – Artigo Publicado

Journal of Sport Rehabilitation, (Ahead of Print)
<https://doi.org/10.1123/jrsr.2019-0255>
 © 2020 Human Kinetics, Inc.

Human Kinetics
 TECHNICAL REPORT

Validity of an Inexpensive Hanging Scale During Isometric Shoulder Movements

Matheus Lima Oliveira, Isabela Christina Ferreira, Kariny Realino Ferreira, Gabriela Silveira-Nunes, Michelle Almeida Barbosa, and Alexandre Carvalho Barbosa

Context: Strength assessment is essential to prescribe exercise in sports and rehabilitation. Low-cost valid equipment may allow continuous monitoring of training. **Objective:** To examine the validity of a very low-cost hanging scale by comparing differences in the measures of peak force to a laboratory grade load cell during shoulder abduction, flexion, extension, and internal and external rotations. **Design:** Analytical study. **Participants:** Thirty-two healthy subjects (18 women, age 26 [10] y, height 172 [8] cm, mass 69 [13] kg, body mass index 23 [4] kg/m²). **Main Outcome Measures:** The dependent variable was the maximal peak force (in kilogram-force). The independent variable was the instrument (laboratory grade load cell and hanging scale). **Results:** No differences were observed while comparing the results. The intraclass correlation coefficients_{1,1} ranged from .96 to .99, showing excellent results. The Cronbach alpha test also returned >.99 for all comparisons. The SEM ranged from 0.02 to 0.04 kgf, with an averaged SD from 0.24 to 0.38 kgf. The correlation was classified as high for all tested movements ($r > .99$; $P < .001$), with excellent adjusted coefficients of determination ($.96 < r^2 < .99$). Bland-Altman results showed high levels of agreement with bias ranging from 0.27 to 0.48. **Conclusions:** Hanging scale provides valid measures of isometric strength with similar output measures as laboratory grade load cell.

Keywords: muscle strength, upper-extremity, isometric contraction

Shoulder weakness and muscle imbalances are both associated with shoulder pain in athletes performing overhead sports.¹ Pre-season shoulder external-rotation weakness is associated with supraspinatus strength deficits and in-season throwing-related injuries.² Differences in strength between the agonist and antagonist muscle groups in the shoulder and decreased eccentric muscle strength of the external rotators are associated with the rate of injury on the shoulder girdle.² Studies showed that muscle weakness leads to increased direct costs, placing a burden on health care system.^{3,4}

Objective measures of muscle function provide valid information to implement effective treatment and exercise training.⁵ Equipments are available for measuring muscle strength, such as hand-held dynamometers and load cells. The isokinetic dynamometer (IKD) is often referred as the gold standard to which all other measures are compared.⁵ However, the IKD is very expensive, not portable, requires extensive staff training, and it is often restricted to laboratory environment. The laboratory grade load cell (LLC) is the optimal alternative to IKD, showing excellent results for both validity and reliability.^{5,6} The LLC is often used for research purposes and requires an analog-to-digital converter, with a dedicated software to interpret the results. Despite its portability and validity, the LLC can also be expensive, and the software is usually not user friendly, requiring training and experience to avoid any assessment biases.

The hanging scale (HS) may be a cost-effective alternative to ensure accurate and safe performance for muscle strength assessments. The battery operated equipment is used for weighting in a suspended manner, with good precision and wide weight ranges. It is very portable, with an easy-to-read display. The HS uses a

transducer principle (with a load cell), which is essentially a metallic sturdy element, yet elastic enough for a load to deform it. The transducer has an attached strain gauge, which reads the electrical resistance change when a load is placed on the transducer. The change in electrical resistance is converted to a digital signal by the strain gauge, which is readable on the display.⁷

While LLC has demonstrated high validity, we are unaware of any studies comparing it with HS to assess shoulder muscle strength. Therefore, the purpose of this study was to examine the validity of a very low-cost HS by comparing differences in the measures of peak force to an LLC during shoulder abduction, flexion, extension, and internal and external rotations.

Methods

A convenience sample of 32 subjects (18 women, age 26 [10] y, height 172 [8] cm, mass 69 [13] kg, body mass index 23 [4] kg/m²) participated in the study. Exclusion criteria included history of injury to the upper-extremity during the past 6 months, a history of neck pain, previous shoulder or neck surgery, diagnosed neurologic disorder (eg, stroke, head trauma), or current symptoms related to the neck and shoulder area. The dependent variable was the peak force (in kilogram-force). The independent variable was the instrument (LLC and HS).

Data were collected using an LLC (Miotec™; Biomedical Equipments, Porto Alegre, RS, Brazil; maximum tension-compression = 200 kgf, precision of 0.1 kgf, maximum error of measurement = 0.33%) attached to an acquisition module with 8 analog channels (Miotec™, Biomedical Equipments). The conversion from analog-to-digital (A/D) signals was performed by an A/D board with 16-bit resolution input range, the sampling frequency of 2 kHz, common rejection module of >100 dB, signal-to-noise ratio of <03 μV root mean square, and impedance of 109 Ω.

The authors are with the Musculoskeletal Research Group—NIME, Department of Physical Therapy, Federal University of Juiz de Fora, Governador Valadares, MG, Brazil. Barbosa (alexbarbosa@hotmail.com) is corresponding author.

The collected data were windowed at 125 ms and analyzed offline using the Miotec™ Suite Software. The windowing is a preprocessing technique for smoothing/filtering the signal. The size of the window is predefined in the A/D system (hardware/software) and varies between 100 and 300 ms, according to the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (<https://isek.org>). The LLC was calibrated using 10% of the maximum tension-compression load, following the manufacturer recommendations. A new calibrated HS (model MNCS-M; Bode Technical Services, Denver, CO; maximum tension-compression = 200 kgf, precision of 0.1 kgf, 5 digits display) was used as a testing equipment.

Procedures

All testing was performed in the musculoskeletal lab at the School Clinic of Federal University of Juiz de Fora. The UFJF ethics committee for human investigation approved the procedures employed in the study. The objectives of the study were explained to the subjects, and they were notified of the benefits and potential risks involved before signing an informed consent form prior to participation. Data including height, weight, and body mass index were measured and recorded for each participant. The dominant upper limb was tested 3 times (with 5 s of rest; first trial was considered as familiarization) using the HS attached to the LLC, which was fixed to the wall with a chain (Figure 1). Dominant arm was defined as the arm used to write. Flexion and abduction were tested at 90° of shoulder flexion and abduction, respectively. Extension was tested at 40° of shoulder extension. The elbow was kept at full extension for the previous movement testing. Internal and external rotations were tested with the arm along to the body, elbow flexed at 90°, and neutral positioned (Figure 2). All angles were quantified through goniometric measurement.

Statistical Analysis

All trials were used for analysis, comprising a total of 64 measures. Data were presented as mean (SD). The Mann-Whitney test was used to compare differences between measures. Significance was set at $P < .05$. One-way random effects, absolute agreement, single-rater/measurement intraclass correlation coefficients ($ICC_{1,1}$) were calculated to assess the reliability between results from both equipments. The Cronbach alpha test was used to assess the

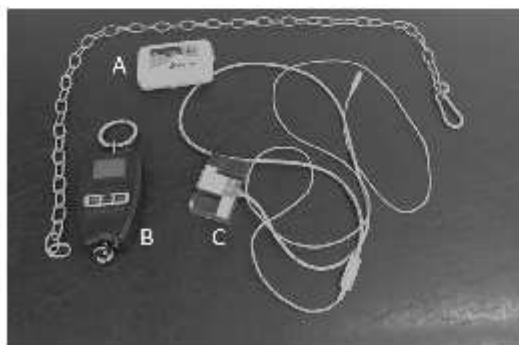


Figure 1 — Equipment's setup. (A) Analog-to-digital converter, (B) hanging scale, and (C) laboratory grade load cell.

expected correlation of both equipments measuring the same construct. SEM was also calculated to provide an estimate of measurement error. Linear regression estimated the coefficient of correlation (R) and the adjusted coefficient of determination (R^2). Bland-Altman method estimated the measurement bias, with lower and upper limits of agreement between results. All statistics were done using the Jamovi software.⁸

Results

No differences were observed while comparing the isometric peak forces between LLC and HS ($P > .05$). The $ICC_{1,1}$ ranged from .96 to .99, showing excellent results. The Cronbach alpha test also returned $>.99$ for all comparisons. The SEM returned a range of 0.02 to 0.04 kgf, with an averaged SD ranging from 0.24 to 0.38 kgf. The correlation was classified as high for all tested movements ($R > .99$; $P < .001$), with excellent adjusted coefficients of determination ($.96 < R^2 < .99$). Bland-Altman results showed high levels of agreement with bias ranging from 0.27 to 0.48. All results are described in detail in Table 1.

Discussion

The results of this study demonstrated that the peak force recorded for shoulder movements were similar (almost the same) between the LLC and HS. These findings support the primary hypothesis, which contended that isometric peak force for the HS would reach acceptable levels of validity. To our knowledge, this is the first study in which validity has been established for HS. A previous study showed no significant differences in peak torque values between an LLC system and IKD for knee flexion and extension, proposing the LLC as the practical standard device to assess muscle strength.⁵ Another study showed acceptable validity to measure the isometric peak force ($ICC = .88$) using an LLC attached to a fixed plate tested against a force platform while performing midhigh clean pull.⁹

Monitoring improvements on strength along training is essential for fitting the exercise to the subject's needs. The validation of the HS would help health professionals and coaches to objectively monitor strength without technical (as rater experience, previous training to use equipments/software) or financial issues (expensive equipment). The maximal isometric contraction improvements reflect combination of central and peripheral adaptations in muscle strength.¹⁰ Thus, isometric tests are available options to assess the muscle force output as they are easily standardized, requiring minimal familiarization.¹¹ Other characteristics also reinforce the importance of maximal isometric measures. Studies showed that torque production measured at a constant angle is more sensitive to influences produced by muscle fiber type rather than angle independent peak torque during dynamic contractions.^{10,11}

Valid and fast strength assessment could potentially reduce the risk for shoulder injuries by fitting the resistance exercise to subjects' immediate and/or future needs. Considering its portability and the very lower cost, the HS might also be considered as a valid standard equipment for shoulder muscle strength assessment. The LLC full system is around USD 2000.00, while the HS used in this study was bought for USD 37.00.

There are some limitations of this study. Intrarater and inter-rater reliability were not assessed. The sample included only healthy participants, and testing was conducted on the dominant



Figure 2 — Shoulder movements. (A) Abduction, (B) extension, (C) internal rotation, (D) external rotation, and (E) flexion.

Table 1 Outcome Variables With Significant Differences

Outcome	Abduction	Extension	Internal rotation	External rotation	Flexion
LLC, kgf	7.24 (2.8)	8.67 (4.64)	9.94 (4.14)	7.47 (2.62)	7.38 (2.75)
HS, kgf	6.97 (2.81)	8.29 (4.59)	9.47 (4)	7.06 (2.55)	7.1 (2.69)
<i>P</i> value (difference)	.44	.44	.33	.22	.38
Mean difference	0.26	0.34	0.41	0.39	0.3
95% CI					
Lower bound	-1.02	-1.3	-1.28	-1	-1.05
Upper bound	0.52	0.65	0.43	0.25	0.44
ICC _{1,1}	.985	.988	.983	.969	.986
Cronbach α	.995	.999	.997	.994	.997
<i>R</i>	.993	.998	.995	.989	.994
Adjusted <i>R</i> ²	.986	.996	.989	.978	.988
<i>P</i> value (correlation)	.001	.001	.001	.001	.001

(continued)

Table 1 (continued)

Outcome	Abduction	Extension	Internal rotation	External rotation	Flexion
Bland-Altman					
Bias	0.268	0.377	0.461	0.41	0.276
LLA	-0.412	-0.192	-0.408	-0.34	-0.32
ULA	0.948	0.945	1.331	1.161	0.872
SEM	0.03	0.03	0.04	0.03	0.02

Abbreviations: CI, confidence interval; HS, hanging scale; ICC_{1,1}, intraclass correlation coefficient; LLA, lower level of agreement; LLC, laboratory grade load cell; R, correlation coefficient; R², determination coefficient; ULA, upper level of agreement. Note: Descriptive data are presented in mean (SD).

limb. It is unknown whether similar results could be found in a pathological population or whether the opposite side differences exist.

The HS appears to be a valid method of assessing isometric shoulder strength. The portability, cost effectiveness, and user-friendly system provide an effective means of measuring shoulder isometric strength.

Acknowledgments

The authors would like to thank Department of Physical Therapy, University of Juiz de Fora, Governador Valadares and Diretoria de Relações Internacionais, University of Juiz de Fora. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, Brazil (CAPES)—Finance Code 001, and by the Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG).

References

- McLaine SJ, Ginn KA, Fell JW, Bird ML. Isometric shoulder strength in young swimmers. *J Sci Med Sport*. 2018;21(1):35–39. PubMed ID: 28844605 doi:10.1016/j.jsams.2017.05.003
- Johansson FR, Skilgate E, Lapauw ML, et al. Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: reliability and validity. *J Athl Train*. 2015;50(7):719–725. PubMed ID: 25974381 doi:10.4085/1062-6050-49.3.72
- Hnedo-Villanueva R, Westbury LD, Syddall HE, et al. Health care costs associated with muscle weakness: a UK population-based estimate. *Calcif Tissue Int*. 2019;104(2):137–144. PubMed ID: 30244338 doi:10.1007/s00223-018-0478-1
- Steffl M, Sima J, Shiells K, Holmerova I. The increase in health care costs associated with muscle weakness in older people without long-term illnesses in the Czech Republic: results from the Survey of Health, Ageing and Retirement in Europe (SHARE). *Clin Interv Aging*. 2017;12:2003–2007. PubMed ID: 29225462 doi:10.2147/CIA.S150826
- Toonstra J, Mattacola CG. Test-retest reliability and validity of isometric knee-flexion and -extension measurement using 3 methods of assessing muscle strength. *J Sport Rehabil*. 2013;22(1). doi:10.1123/jsr.2013.TR7
- Buckner SL, Jenkins NDM, Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Cramer JT. Comparing passive angle-torque curves recorded simultaneously with a load cell versus an isokinetic dynamometer during dorsiflexion stretch tolerance assessments. *Med Eng Phys*. 2015;37(5):494–498. PubMed ID: 25782330 doi:10.1016/j.medengphy.2015.02.010
- Hanafae JE, Raddiffe SV. Effect of high pressure on a strain gauge load cell. *Rev Sci Instrum*. 1967;38(3):328–331. doi:10.1063/1.1720698
- Jamovi [computer software]. Version 0.9. The Jamovi Project; 2019. <https://www.jamovi.org>
- James LP, Roberts LA, Haff GG, Kelly VG, Beckman EM. Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. *J Strength Cond Res*. 2017;31(5):1378–1386. PubMed ID: 28415068 doi:10.1519/JSC.0000000000001201
- Peltonen H, Walker S, Lähitie A, Häkkinen K, Avola J. Isometric parameters in the monitoring of maximal strength, power, and hypertrophic resistance-training. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2018;43(2):145–153. PubMed ID: 29017022 doi:10.1139/apnm-2017-0310
- Peltonen H. Isometric force-time parameters in monitoring of strength training: with special reference to acute responses to different loading resistances. *Stud Sport Phys Educ Health*. 2017;264:96–97. <https://jyx.jyu.fi/handle/123456789/56014>. Accessed May 21, 2019.

ANEXOS

ANEXO 1

FORMULÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO

ufjf | CAMPUS GV

NOME _____

ENDEREÇO _____

TELEFONE PARA CONTATO _____ SEXO _____

DATA DE NASCIMENTO _____ IDADE _____ PESO _____

ALTURA _____ IMC _____

TESTES ORTOPÉDICOS

Testes	Positivo (+) Negativo (-)
Hawkins Kennedy	
Jobe	
Neer	
Arco Doloroso	
Yokum	

OBSERVAÇÕES

ANEXO II

MINI EXAME DO ESTADO MENTAL

Orientação Temporal Espacial – questão 2.a até 2.j pontuando 1 para cada resposta correta, máximo de 10 pontos.

Registros – questão 3.1 até 3.d pontuação máxima de 3 pontos.

Atenção e cálculo – questão 4.1 até 4.f pontuação máxima 5 pontos.

Lembrança ou memória de evocação – 5.a até 5.d pontuação máxima 3 pontos.

Linguagem – questão 5 até questão 10, pontuação máxima 9 pontos.

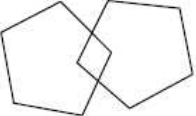
Identificação do cliente

Nome: _____

Data de nascimento/idade: _____ Sexo: _____

Escolaridade: Analfabeto () 0 à 3 anos () 4 à 8 anos () mais de 8 anos ()

Avaliação em: ___/___/___ Avaliador: _____

Pontuações máximas	Pontuações máximas
Orientação Temporal Espacial 1. Qual é o (a) Dia da semana? _____ 1 Dia do mês? _____ 1 Mês? _____ 1 Ano? _____ 1 Hora aproximada? _____ 1 2. Onde estamos? Local? _____ 1 Instituição (casa, rua)? _____ 1 Bairro? _____ 1 Cidade? _____ 1 Estado? _____ 1	Linguagem 5. Aponte para um lápis e um relógio. Faça o paciente dizer o nome desses objetos conforme você os aponta _____ 2 6. Faça o paciente. Repetir “nem aqui, nem ali, nem lá”. _____ 1 7. Faça o paciente seguir o comando de 3 estágios. “Pegue o papel com a mão direita. Dobre o papel ao meio. Coloque o papel na mesa”. _____ 3 8. Faça o paciente ler e obedecer ao seguinte: FECHE OS OLHOS. _____ 1 09. Faça o paciente escrever uma frase de sua própria autoria. (A frase deve conter um sujeito e um objeto e fazer sentido). (Ignore erros de ortografia ao marcar o ponto) _____ 1
Registros 1. Mencione 3 palavras levando 1 segundo para cada uma. Peça ao paciente para repetir as 3 palavras que você mencionou. Estabeleça um ponto para cada resposta correta. -Vaso, carro, tijolo _____ 3	10. Copie o desenho abaixo. Estabeleça um ponto se todos os lados e ângulos forem preservados e se os lados da interseção formarem um quadrilátero. _____ 1
3. Atenção e cálculo Sete seriado (100-7=93-7=86-7=79-7=72-7=65). Estabeleça um ponto para cada resposta correta. Interrompa a cada cinco respostas. Ou soletrar a palavra MUNDO de trás para frente. _____ 5	
4. Lembranças (memória de evocação) Pergunte o nome das 3 palavras aprendidas na questão 2. Estabeleça um ponto para cada resposta correta. _____ 3	

ANEXO III - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

O Sr. (a) está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa **VALIDADE DE UMA BALANÇA SUSPensa DE BAIXO CUSTO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA ISOMETRICA DO OMBRO**.

Nesta pesquisa pretendemos comparar a validade de uma balança suspensa em comparação com uma célula de carga. O estudo tem como objetivo analisar esses dois instrumentos e fornecer ao clínico uma maneira eficiente e de baixo custo para avaliar de forma quantitativa a força do ombro.

Há o risco de ocorrer fadiga intensa no participante ao realizar a força, tal risco será minimizado dando intervalo adequado a cada realização do movimento. Estabelecer parâmetros adequados de força quantitativamente e essencial tanto pra um tratamento clínico ou mudança na rotina de treinamento. Para participar deste estudo o Sr. (a) não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, caso sejam identificados e comprovados danos provenientes desta pesquisa, o Sr. (a) tem assegurado o direito a indenização.

O Sr. (a) terá o esclarecimento sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que o Sr. (a) é atendido (a). O pesquisador tratará a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. O (A) Sr. (a) não será identificado (a) em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável, na clínica escola de fisioterapia da UFJF campus Governador Valadares e a outra será fornecida ao Sr. (a). Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução Nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Eu, _____, portador do documento de Identidade _____ fui informado (a) dos objetivos da pesquisa **“VALIDADE DE UMA BALANÇA SUSPensa DE BAIXO CUSTO DURANTE MOVIMENTOS ISOMETRICOS DO OMBRO”** de maneira clara e detalhada, e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar.

Declaro que concordo em participar. Recebi uma via original deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Governador Valadares, _____ de _____ de _____.

Assinatura do Participante

Assinatura do (a) Pesquisador (a)

Nome: MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA

Endereço: Rua Ilda Damasceno Simões, 86A - CARDO, Gov. Valadares - MG, 35024-090

Telefone: (33) 32252538

Celular: (33) 987058917

E-mail: matheuslimagv6@hotmail.com