

# Desenvolvimento de um dinamômetro para medir força de flexão do tronco

## Development of a dynamometer for measuring trunk flex force

SOUZA C, CARDOSO NKC, NETO ESW, GERTZ LC, LOSS JF. **Desenvolvimento de um dinamômetro para medir força de flexão do tronco.** R. bras. Ci. e Mov 2020;28(1):116-126.

**RESUMO:** Frente à necessidade de avaliações rápidas e com baixo custo da força de flexores do tronco, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um dinamômetro para avaliar a força de flexores do tronco. Foi desenvolvido um protótipo para avaliar a força de flexão do tronco a partir da posição sentada. Foram avaliadas a validade do instrumento, comparando os valores medidos com cargas previamente conhecidas, a repetibilidade (avaliações consecutivas) a reprodutibilidade no tempo (avaliações com um dia de intervalo) e a reprodutibilidade de posição (com a carga sendo aplicada em diferentes pontos do instrumento). Foi testada a normalidade dos dados com o teste de Shapiro-Wilk. A validade das medidas foi analisada com base no teste-t e no erro RMS (raiz quadrada das médias quadráticas). A repetibilidade e a reprodutibilidade foram avaliadas pelo teste-t, pelo erro RMS entre as medidas e pelo ICC (coeficiente de correlação intraclass). Na reprodutibilidade intra-posição utilizou-se também uma ANOVA. Não foram encontradas diferenças entre as situações avaliadas. Em todos os testes, o ICC foi classificado como excelente ( $>0.995$ ) e foram encontrados baixos valores de erro RMS (erro padrão de medida) ( $<1.5$  kgf), SEM (mínima mudança detectável) ( $<1.3$  kgf) e MDC ( $<2.3$  kgf). Frente aos resultados obtidos, concluiu-se que o instrumento desenvolvido apresenta validade, repetibilidade e reprodutibilidade no tempo e posição.

**Palavras-chave:** Core; Força Muscular; Biomecânica; Flexores do tronco.

**ABSTRACT:** Considering the need for rapid and low-cost assessments of trunk flexor strength, the objective of the present study was to develop a dynamometer that is able to assess the strength of trunk flexors. A prototype was developed to evaluate trunk flexion from the sitting position. The validity of the instrument was evaluated by comparing the measured values with previously known loads, repeatability (consecutive evaluations), time reproducibility (one-day interval evaluations) and position-reproducibility (with the load being applied at different points of the instrument). The normality of the data was tested with the Shapiro-Wilk test. The validity of the measures was analysed based on the t-test and the root mean square (RMS) error. Repeatability and reproducibility were evaluated by t-test, RMS error between measurements; and Intraclass correlation coefficient (ICC). An ANOVA was also used for intra-position reproducibility. No differences were found between the evaluated situations. In all tests the ICC was classified as excellent ( $>0.995$ ) as well as low values of RMS error ( $<1.5$  kgf), standard error of measurement (SEM) ( $<1.3$  kgf) and minimal detectable change (MDC) ( $<2.3$  kgf). With the results obtained it is concluded that the developed instrument presents validity, repeatability and time and position reproducibility.

**Key words:** Core; Muscle strength; Biomechanics; Trunk flexors.

Catiane Souza<sup>1</sup>  
Nicholas K. Cardoso<sup>1</sup>  
Edgar S. W. Neto<sup>1</sup>  
Luiz C. Gertz<sup>1</sup>  
Jefferson F. Loss<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Recebido: 07/12/2018  
Aceito: 22/05/2019

### **Introdução**

Bons níveis de força do tronco são essenciais para o desenvolvimento de atividades de vida diária, atividades esportivas e até mesmo para a prevenção e tratamento de dor<sup>1</sup>. Além disso, a força é um dos componentes para a saúde, apontados pelo *American College of Sports Medicine* (ACSM) - juntamente com a resistência de força, aptidão cardiorrespiratória, flexibilidade e composição corporal<sup>2</sup>. Dentre os diversos segmentos corporais, o tronco pode ser considerado o pilar central do corpo<sup>3</sup>, sendo que seus principais grupos musculares são os flexores e os extensores. Sabe-se que o desequilíbrio de forças entre flexores e extensores estão relacionados a distúrbios da região lombar<sup>4</sup>, o que torna essencial a avaliação da força nesses grupos musculares nas mais diversas populações.

A avaliação da força de extensores do tronco, tanto em pessoas com alguma patologia quanto em indivíduos saudáveis ou mesmo atletas de alto rendimento é realizada basicamente por dinamômetros analógicos<sup>5,6</sup> e por dinamômetros isocinéticos<sup>7,8,9</sup>. Os dinamômetros analógicos levam vantagem pelo reduzido custo e pela praticidade nas avaliações, uma vez que podem ser levados a diferentes ambientes, avaliando rapidamente, e com qualidade, um grande número de indivíduos. Já os dinamômetros isocinéticos acabam apresentando um alto custo, e restringem as avaliações a um ambiente de laboratório, onde estejam instalados.

No que diz respeito à avaliação de flexores de tronco, não foram encontrados relatos de um dinamômetro analógico, sendo utilizados essencialmente dinamômetros isocinéticos, seja para avaliar atletas<sup>8</sup>, indivíduos saudáveis<sup>7</sup> ou pessoas com patologias<sup>9</sup>. Por exemplo, em uma revisão de literatura que buscou avaliar a força muscular abdominal em pacientes com hérnia ventral, mais de 70% dos estudos avaliaram a força através de dinamômetros isocinéticos, os demais, com testes clínicos<sup>10</sup>.

Testes clínicos não são reconhecidos pela ACSM como uma forma de medir a força. Nesse sentido a força poderia ser medida de maneira estática, por meio de dinamômetro, ou dinâmica, a partir da repetição máxima, a qual é apontada por essa mesma organização como sendo padrão ouro<sup>2</sup>. Contudo, a repetição máxima baseia-se na tentativa e erro, e necessita de intervalos de três a cinco minutos entre as tentativas exigindo de forma rigorosa, execuções praticamente iguais entre cada uma das tentativas, o que pode ser um fator complicador principalmente se há a intenção de avaliar um grande número de indivíduos<sup>2</sup>. Sendo assim surge a seguinte questão: como avaliar a força de flexores do tronco de forma simples e com baixo custo? A partir do exposto, o presente estudo teve por objetivo desenvolver um dinamômetro para avaliar força de flexores do tronco. Buscou-se também avaliar as características psicométricas do instrumento, como validade, repetibilidade e reprodutibilidade.

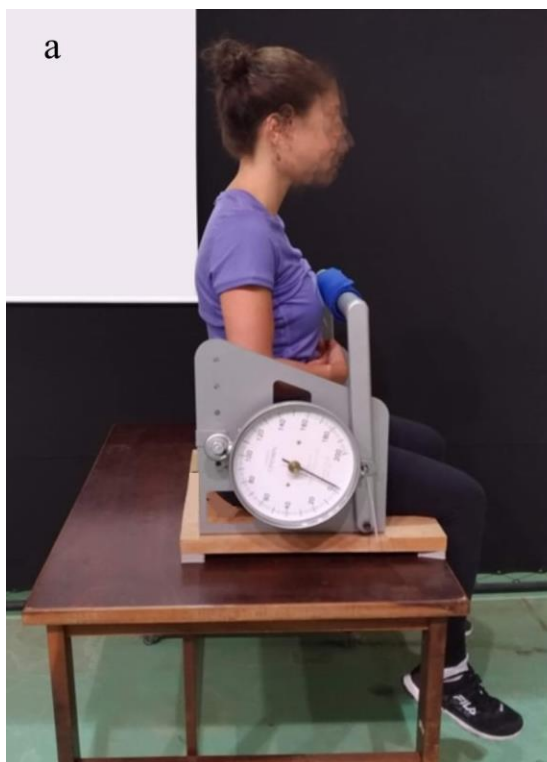
### **Materiais e Métodos**

Inicialmente, alguns modelos teóricos foram desenvolvidos para que se chegasse ao modelo que foi produzido, levando em conta a posição do indivíduo e a maneira que seria executado o movimento. O instrumento é composto por uma base fixa de madeira, uma barra articulada onde a força é aplicada e um indicador de força (Crown AR-200, Nova Deli – Índia), o dinamômetro propriamente dito (Figura 1). A base de madeira apresenta medidas de 50cm de comprimento por 58cm de largura. Também há um aparato de metal que serve de base para a fixação de um dos olhais do indicador de força, com medidas de 58cm de largura e 45cm de altura. A barra articulada, que serve de fixação para o outro olhal do indicador de força, tem 45cm de altura e 60cm de largura, e é nela que o indivíduo posicionará o tórax para a execução do movimento. O indicador de força foi ancorado, por uma de suas extremidades, nos aparatos fixos de metal, e sua outra extremidade foi fixada junto à barra móvel, o que possibilita a aquisição do resultado, sendo capaz de indicar até 200kgf. Para facilitar a visualização do nível de força máximo produzido pelo indivíduo ele apresenta um ponteiro de arrasto, que acompanha o ponteiro medidor, marcando o resultado máximo da execução.



Figura 1 - Dinamômetro de flexão do tronco.

Para a execução do movimento, o indivíduo irá se sentar com os quadris flexionados a 90 graus, com as pernas para fora da base de madeira e deixará seus joelhos soltos e relaxados. A barra móvel será posicionada junto ao tórax, de maneira que a barra se encontre ligeiramente abaixo da linha das axilas. Os antebraços estarão sobrepostos na região do abdome e postos sob a barra móvel (Figura 2a). Quando for estipulado, o indivíduo irá executar uma flexão de tronco, fazendo força máxima contra a barra (Figura 2b). Quando chegar ao seu máximo, o indivíduo irá retornar à posição inicial.



a) Indivíduo na posição inicial.



b) Indivíduo executando movimento.

Figura 2 - Avaliação sendo realizada no dinamômetro.

Cabe salientar que o valor de força registrado no aparelho não corresponde diretamente a força que o executante realiza sobre a barra. Considerando que a força aplicada pelo avaliado no instrumento não é feita diretamente sobre o medidor, o valor de força necessita ser corrigido. No instrumento que foi construído, o medidor está a uma distância de 14,0 cm do eixo de rotação, e o avaliado aplica uma força a 40,0 cm de distância deste mesmo eixo (Figura 3), a força registrada pelo medidor deve ser dividida por um fator de 2,84, correspondente ao quociente entre as distâncias, para se obter a força aplicada sobre a barra. Tal correção melhora a sensibilidade da medição da força aplicada à barra, que equivale a 0,3 Kgf. Assim, considerando a capacidade máxima do indicador de força (200 kgf) o instrumento irá medir valores de 0,3 a 70,4 Kgf aplicados sobre a barra.

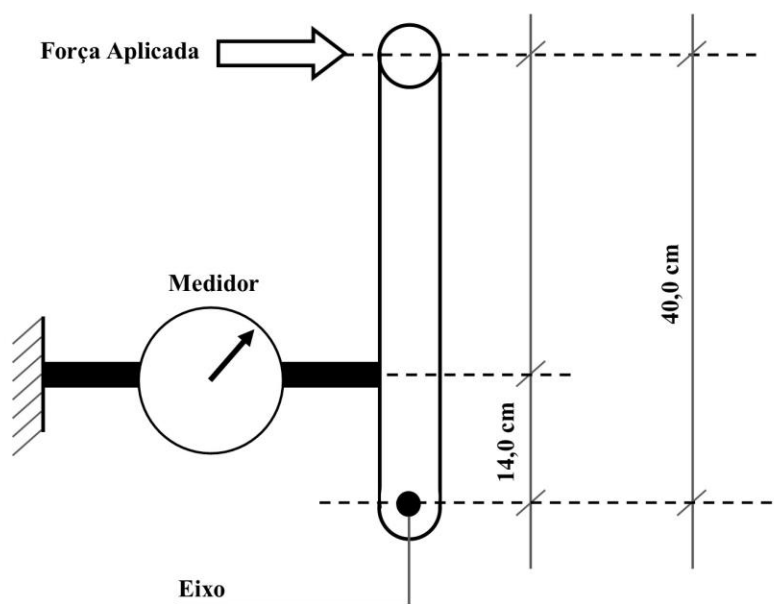


Figura 3 - Relação entre a força aplicada sobre a barra e a força medida mensurada.

Sabe-se que a confiabilidade de um instrumento pode ser avaliada através da exatidão e da precisão. A exatidão reflete a proximidade da concordância entre o “valor verdadeiro” e a média resultante obtida pela aplicação do procedimento experimental um grande número de vezes das medições com o “valor verdadeiro”. O “valor verdadeiro” é o valor que caracteriza uma grandeza perfeitamente definida nas condições que existem no momento em que é observada, e que só poderia ser obtido se todas as causas de erros de medida fossem eliminadas e a população fosse infinita. Na maioria das vezes este valor não é conhecido, apenas estimado da melhor forma possível<sup>11</sup>. Neste caso, para fins de análise, foi assumido como “valor verdadeiro”, o peso de anilhas que foi mensurado previamente por uma balança digital aferida pelo INMETRO.

A precisão reflete a proximidade da concordância entre os resultados obtidos pela repetição do mesmo procedimento experimental sob condições determinadas. Para estimativa da precisão, neste estudo foram avaliadas a repetibilidade e reprodutibilidade do aparelho. A repetibilidade avalia o grau de concordância entre o resultado de medições sucessivas, efetuada com a totalidade das condições: mesmo método de medição; mesmo observador; mesmo instrumento de medição; mesmo local; mesmas condições de utilização; repetição em instantes sucessivos<sup>11</sup>. A

reprodutibilidade avalia o grau de concordância entre o resultado das medições de uma mesma grandeza, quando as medições individuais são efetuadas fazendo variar condições tais como: método de medição; observador; instrumento de medição; local; condições de utilização; tempo<sup>11</sup>. Não há razões para acreditar que o “local das medições” ou mesmo o “observador” possam vir a interferir nas medições, por isso, optou-se por variar as condições “tempo” e “posição de aplicação da força”. Neste sentido, foi avaliada a “reprodutibilidade do tempo”, para refletir a precisão dos dados medidos por um mesmo avaliador em dois ensaios, com as mesmas condições de medição replicadas em um intervalo de pelo menos 24h<sup>12</sup>. Também foi avaliada a “reprodutibilidade intra-posição”, para refletir a precisão dos dados medidos em diferentes posições da barra, com o mesmo sistema de medição e medições replicadas em um curto intervalo de tempo.

Para avaliação das medidas, o aparelho foi girado 90° e fixado a um quadro de metal, de modo a permitir a aplicação de forças conhecidas utilizando anilhas (Figura 4) de valor nominal 5 kgf e 10 kgf, cujo peso foi verificado previamente utilizando uma balança digital (Elgin DP15) aferida pelo INMETRO. Com auxílio de uma corda e um gancho, estando a barra do aparelho na horizontal, as forças referentes ao peso das anilhas foram aplicadas perpendicularmente à barra. O alinhamento foi verificado com um nível de bolha, e o dinamômetro zerado após a colocação da corda e do gancho, garantido que o valor medido representaria apenas as anilhas.

Considerando que a barra tem 60 cm de largura, e que o executante não necessariamente aplica a força sempre no mesmo lugar, foram realizados diferentes procedimentos de aplicação da força, procurando contemplar as diferentes situações que podem ocorrer durante uma avaliação. Assim, foram aplicadas forças, com o auxílio da corda, do gancho e das anilhas, no centro da barra, 15 cm à esquerda do centro, e 15 cm à direita do centro da barra, cobrindo 30 cm da região central da barra, região mais provável de aplicação de força durante as avaliações.



Figura 4 - Dinamômetro posicionado para avaliação.

#### **Amostra**

O número de forças conhecidas aplicadas à barra, ou seja, o tamanho da amostra, foi calculado de acordo com Walter et al.<sup>13</sup> e Donner e Eliasziw<sup>14</sup>, assumindo que o valor da hipótese nula do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) é de 0,40 (ou seja, qualquer valor menor que 0,40 pode ser considerado "inaceitável"); 80% do poder e um nível de significância de 95% para detectar um valor de ICC de pelo menos 0,80.

Para as situações replicadas duas vezes, teste-reteste consecutivos, executados no mesmo dia (repetibilidade), e medições executadas em dois dias distintos (reprodutibilidade do tempo), foi encontrado um mínimo de 15,1 situações. Assim, foram replicadas 15 situações, de zero a 70 kgf de 5 kgf em 5 kgf, com as forças sempre aplicadas no centro da barra. Com base no fator de 2,84 que relaciona a força aplicada e o valor mensurado no mostrador, foi possível cobrir praticamente toda a escala do instrumento, pois os 70 kgf aplicados na barra representam uma força de aproximadamente 198 kgf registrada no mostrador.

Para as situações replicadas três vezes, (reprodutibilidade intra-posição), ou seja, medições em posições distintas da barra, foi encontrado um mínimo de 9,6 situações. Assim, foram replicadas 10 situações, de 5 kgf a 50 kgf de 5 kgf em 5 kgf, com as forças aplicadas 15 cm à esquerda do centro da barra e 15 cm à direita do centro da barra. O primeiro conjunto das forças de mesmo valor, aplicadas no centro da barra para avaliação do teste-reteste (repetibilidade), foi utilizado para compor a terceira posição.

Foram então realizados 5 conjuntos de medidas, conforme descrito a seguir:

- Medidas 1: 15 valores de força aplicados no centro da barra (dia 1)
- Medidas 2: 15 valores de força aplicados no centro da barra, consecutivamente ao conjunto de Medida 1 (dia 1)
- Medidas 3: 15 valores de força aplicados no centro da barra (dia 2)
- Medidas 4: 10 valores de força aplicados a 15 cm à esquerda do centro da barra (dia 1)
- Medidas 5: 10 valores de força aplicados a 15 cm à direita do centro da barra (dia 1)

### **Análise estatística**

Para análise estatística dos resultados foi avaliada a normalidade dos dados com o teste de Shapiro-Wilk. Em todos os testes, o nível de significância adotado foi de  $\alpha \leq 0,05$ . Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no software IBM® SPSS Statistics® V.:21, seguindo as recomendações de Field<sup>15</sup>.

A validade das medidas foi analisada com base em teste-t, comparando a diferença entre os pesos das anilhas e as medidas obtidas utilizando o dinamômetro contra o valor zero. O erro RMS (*Root Mean Square*), conforme a equação (1), também foi utilizado para avaliar o erro das medidas.

$$Erro\ RMS = \sqrt{\frac{\sum(V_i^R - V_i^M)^2}{n}} \quad (1)$$

$V_i^R$  – Valor real (dado pelo peso das anilhas) da *i*ésima medição

$V_i^M$  – Valor medido (dado pelo aparelho) da *i*ésima medição

*n* – número de medições

A condição de teste-reteste (repetibilidade) foi analisada, com o conjunto de medidas 1 e 2, realizadas consecutivamente no mesmo dia, usando: a) teste-t, comparando a diferença entre as medidas 1 e 2 contra o valor zero; b) erro RMS entre as medidas; e c) ICC<sub>1,2</sub> (aleatório unidirecional, duas situações).

A “reprodutibilidade do tempo” foi analisada, com o conjunto de medidas 1 e 3, realizadas em dias distintos, usando: a) teste-t, comparando a diferença entre as medidas 1 e 3 contra o valor zero; b) erro RMS entre as medidas; e c) ICC<sub>1,2</sub> (unidirecional aleatório, duas situações).

A “reprodutibilidade intra-posição” foi analisada, com o conjunto de medidas 4 (15 cm à esquerda), 5 (15 à direita) e as respectivas forças utilizadas no conjunto de medidas 1 (n=10), todas realizadas no mesmo dia, usando: a) ANOVA one-way; e b) ICC<sub>1,3</sub> (unidirecional aleatório, três situações).

Além do teste-t, ANOVA, erro RMS e do ICC, o SEM e o MDC foram utilizados para avaliar a confiabilidade das medidas. O SEM (*Standard Error of Measurement*) reflete a extensão em que a medição pode ter variado devido a erro no processo de medição, quantificando a precisão dos escores individuais<sup>16</sup>. O SEM foi estimado usando a fórmula:  $SEM = SD\sqrt{1 - ICC}$ , onde SD é o desvio padrão das medidas. O MDC (*Minimal Detectable Change*) é a quantidade mínima necessária para determinar se uma diferença entre medidas realmente existe ou se esta diferença é referente apenas a um erro de medição<sup>17</sup>. O MDC foi estimado com base em um intervalo de confiança de 95%, onde  $MDC = 1,96 \times SEM$ . O escore ICC foi classificado de acordo com Krebs<sup>18</sup> como fraco (ICC <0,40), moderado (ICC entre 0,40 e 0,75) e excelente (ICC > 0,75).

Para avaliar a probabilidade de erro Tipo II, o poder do teste ( $1 - \beta$ ) foi calculado no software G-Power versão 3.1.9, com base nos valores de p, tamanho da amostra e o respectivo tamanho de efeito dos resultados obtidos.

## Resultados

Não houve diferença entre os valores de força correspondentes aos pesos das anilhas e as respectivas medições realizadas pelo aparelho (Tabela 1) e o erro RMS das diferenças entre as medidas foi de 0,6 kgf, confirmando a validade do instrumento.

Não houve diferença entre as medidas realizadas consecutivamente no centro da barra, (Tabela 1) e o erro RMS das diferenças entre as medidas foi de 1,4 kgf, sendo o ICC classificado como excelente e baixos valores de SEM e MDC (Tabela 2).

Não houve diferença entre as medidas realizadas em dias diferentes (Tabela 1), e o erro RMS da diferença entre as medidas foi de 1,6 kgf, sendo o ICC classificado como excelente e baixos valores de SEM e MDC (Tabela 2).

Não houve diferença entre as medidas realizadas em três posições da barra,  $F(2,27)=0,025$ ;  $p=0,975$ ;  $d=0,04$ ; sendo o ICC classificado como excelente e baixos valores de SEM e MDC (Tabela 2).

**Tabela 1** – Médias, desvios-padrão (n=15) e resultados do teste-t contra o valor zero para as situações validade, repetibilidade e reprodutibilidade no tempo.

Situação	Média [kgf]	Desvio-padrão [kgf]			
Validade (Medidas 1 – Peso das anilhas)	0,0	1,43	,077	,940	,11
Repetibilidade (Medidas 1 – Medidas 2)	0,0	0,67	,022	,983	,05
Reprodutibilidade no tempo (Medidas 1 – Medidas 3)	0,6	1,49	,731	,105	,36

**Tabela 2** - Índices de confiabilidade: Coeficiente de Correlação Intra-classe (ICC), Erro Padrão da Medida (SEM) e Mínima Diferença Detectável (MDC).

Análise	ICC	ICC (95%)	EM [kgf]	DC [kgf]	
Repetibilidade	1	0,99			
	5	0,998	0,4	0,9	0,001
Reprodutibilidade no tempo	1	0,99			
	5	0,997	0,2	0,3	0,001
Reprodutibilidade intra- posição	1	0,98			
	0	0,996	0,9	0,8	0,001

### Discussão

O objetivo do presente estudo foi desenvolver um dinamômetro de flexão do tronco que permita avaliações rápidas, simples e a baixo custo mesmo em grandes populações. Tal instrumento foi desenvolvido e considerado válido. Não foram encontradas diferenças entre os valores de força previamente conhecidos, correspondentes aos pesos das anilhas previamente aferidos e às respectivas medições realizadas pelo aparelho, com um erro RMS que representa menos de 0,9% da capacidade máxima do instrumento.

A ausência de diferenças entre os resultados de força aplicadas no centro da barra com a carga deslocada para a direita e para a esquerda indica que o instrumento pode ser utilizado mesmo em situações onde a força não seja aplicada exatamente no meio, de forma simétrica, como no caso de pessoas com rotações no tronco, escolioses ou desequilíbrios de força entre os hemisférios direito e esquerdo.

O dinamômetro desenvolvido apresentou ainda excelentes índices de confiabilidade, com todos os ICCs testados superiores a 0,9 (Tabela 2). Ao se avaliar a diferença entre medidas que deveriam ser iguais, o teste-t indicou não haver diferença contra o valor zero (Tabela 1). Entretanto, ao se afirmar que não há uma diferença, poderemos estar



incorrendo em um erro do Tipo II (afirmar que não há diferença quando na verdade ela existe). O poder do teste ( $1 - \beta$ ) indica justamente o risco de incorrer neste erro. Assim, há um risco de 11% para a situação de validade, apenas 5% para repetibilidade e 36% para a reprodutibilidade no tempo. O menor poder do teste para a reprodutibilidade no tempo talvez possa estar associado a fatores não controlados, como variação de temperatura e umidade, por exemplo, que talvez possam ter influenciado nas medições do indicador de força. Salienta-se ainda os valores de MDC encontrados, em torno de 2 Kg para todas as situações avaliadas. O MDC representa a menor diferença entre teste e re-teste para que o resultado seja atribuído a uma real diferença entre as situações, e não ao simples acaso. Assim, mesmo considerando o pior caso, a reprodutibilidade no tempo, os resultados obtidos parecem bem consistentes.

A literatura apresenta diversos instrumentos capazes avaliar força em diferentes segmentos corporais, como os dinamômetros isocinéticos, que são capazes de avaliar articulações como joelho<sup>19</sup>, quadril<sup>20</sup>, tornozelo<sup>21</sup>, ombro<sup>22</sup>, cotovelo<sup>23</sup> e inclusive a coluna<sup>7</sup>. Entretanto, conforme previamente descrito, embora seja um equipamento bastante utilizado em pesquisas, trata-se de um instrumento dispendioso e não portátil, o que obriga o avaliado a se deslocar até o local onde se encontra o aparelho, dificultando aquelas situações onde se vise avaliar grandes grupos.

Encontra-se também relatos de aparelhos portáteis, mais baratos, igualmente aceitos como instrumentos válidos e confiáveis, como o medidor de força de extensão de tronco<sup>24,25</sup>, o dinamômetro escapular<sup>5,25</sup> e o dinamômetro de prensão manual<sup>5,26</sup>, sendo este utilizado inclusive como indicador da capacidade de força global do indivíduo<sup>5</sup>. Até onde se teve acesso, o dinamômetro desenvolvido no presente estudo é o primeiro a possibilitar a avaliação simples, rápida, barata e eficaz da força de flexores do tronco. Cabe salientar que a avaliação da força por meio desse tipo de dinamômetro é um procedimento simples, objetivo, prático, de fácil utilização e baixo custo<sup>26</sup>. Assim possibilita uma grande captação de resultados confiáveis e de maneira direta.

Uma limitação do presente estudo é a posição de sedestação adotada durante as avaliações. Em determinadas condições, a flexão de coluna pode se confundir com a flexão de quadril. No primeiro modelo teórico, havia sido planejado a execução do movimento com o indivíduo na posição de decúbito dorsal. Porém, ao executar o movimento de flexionar o tronco, o executante, até forçar o dinamômetro teria que vencer a resistência do segmento tronco, que deveria ser erguido. Em outras palavras o valor medido pelo dinamômetro seria a resultante entre a tendência de estender a coluna gerada pelo peso do hemitórax superior, e a carga aplicada no dinamômetro. Frente a isso, mesmo conhecendo a limitação de uma ativação conjunta dos músculos flexores do quadril, entende-se que a avaliação a partir da posição sentada elimina tendências de flexão ou extensão do peso do tronco, fornecendo uma medida de toda a força aplicada, sem necessidade de se fazerem ajustes referentes ao peso do tronco. Não obstante, cabe ao avaliador orientar o avaliado para que o movimento realizado seja o mais representativo possível da flexão da coluna apenas, buscando evitar a flexão de quadril.

De forma complementar, cabe ressaltar que o *crosswalk* identificado parece ser aceito na literatura como inerente a algumas avaliações, como no caso do dinamômetro de extensão do tronco, amplamente utilizado<sup>25,26</sup>, que pode contabilizar, juntamente com os extensores do tronco, os extensores do quadril, devido à realização do teste se dar em pé, com flexão do tronco. O que leva a crer que é importante reconhecer a limitação imposta pela posição de avaliação, contudo isso não invalida a importância do presente estudo.

## Conclusões

Foi desenvolvido um instrumento para avaliar a força de flexão do tronco, com adequados valores de repetibilidade, reprodutibilidade e validação concorrente. Tal equipamento é facilmente reproduzível e permite realizar avaliações da força de flexão do tronco de forma rápida e a baixo custo, que pode ser aplicado em diferentes contextos: clubes, academias, times esportivos, escolares, entre outros. Além de permitir o acompanhamento de efeitos deletério

do envelhecimento ou mesmo de patologias, possibilitando um diagnóstico da capacidade do avaliado, e frente a isso, uma intervenção adequada e mais efetiva para cada situação/indivíduo.

## Referências

1. Sherry M, Best T, Heiderscheit B. *The core: where are we and where are we going?*: LWW; 2005.
2. Dwyer GB, Davis SE. *Manual do ACSM para avaliação da aptidão física relacionada à saúde*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2011.
3. Rohlmann A, Zander T, Schmidt H, Wilke H-J, Bergmann G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *Journal of biomechanics*. 2006;39(13):2484-90.
4. Lee et al. Trunk Muscle Weakness as a Risk Factor for Low Back Pain: A 5-Year Prospective Study. *Spine*. 1999;24(1):54–7.
5. Cavazzotto TG, Tratis L, Ferreira SA, Fernandes RA, Queiroga MR. Desempenho em testes de força estática: comparação entre trabalhadores hipertensos e normotensos. *Revista da Associação Médica Brasileira (English Edition)*. 2012;58(5):574-9.
6. De Sousa RAL, Pardono E. Comparação da força muscular lombar antes e após o treinamento de força intenso entre indivíduos sedentários saudáveis e com Diabetes Tipo 2 acometidos de lombalgia inespecífica. *RBPFEEX-Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*. 2015;9(51):48-54.
7. Kolyniak IEGG, Cavalcanti SMdB, Aoki MS. Isokinetic evaluation of the musculature involved in trunk flexion and extension: Pilates© method effect. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2004;10(6):487-90.
8. Neto MS, Simões R, Neto JAG, Cardone CP. Avaliação isocinética da força muscular em atletas profissionais de futebol feminino Isokinetic assessment of muscle strength in female professional soccer athletes. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2010;16(1):33-5.
9. Jensen K, Kjaer M, Jorgensen L. Isometric abdominal wall muscle strength assessment in individuals with incisional hernia: a prospective reliability study. *Hernia*. 2016;20(6):831-7.
10. Jensen KKK, M.; Jorgensen, L. N. Abdominal muscle function and incisional hernia: a systematic review. *Hernia*. 2014;8(4):481-6.
11. ABNT, NBR 10536 de 01/11/1988
12. JCGM - The Joint Committee for Guides in Metrology. *International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms*. 3rd ed. International organization. 2012.

13. Walter S, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in medicine*. 1998;17(1):101-10.
14. Donner A, Eliasziw M. Sample size requirements for reliability studies. *Statistics in medicine*. 1987;6(4):441-8.
15. Field A. *Descobrimos a estatística usando o SPSS-2*: Bookman Editora; 2009.
16. Gurjão ALD, Cyrino ES, Caldeira LFS, Nakamura FY, Oliveira ARd, Salvador EP, et al. Variação da força muscular em testes repetitivos de 1-RM em crianças pré-púberes. *Rev bras med esporte*. 2005;11(6):319-24.
17. Hicks GE, George SZ, Nevitt MA, Cauley JA, Vogt MT. Measurement of lumbar lordosis: inter-rater reliability, minimum detectable change and longitudinal variation. *Clinical Spine Surgery*. 2006;19(7):501-6.
18. D K. Declare your ICC type. *Phys Ther*. 1986;66:1431.
19. Santos MGA, Cipriani M, Sampaio TMV, Silva AM, Melo GF. Força muscular isocinética em idosos: comparações entre grupos tipológicos de gênero. *R. Bras. Ci. e Mov*. 2012;20(4): 5-12.
20. Costa RA, Oliveira LMd, Watanabe SH, Jones A, Natour J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics*. 2010;65(12):1253-9.
21. De Noronha MA, Júnior NGB. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clinical biomechanics*. 2004;19(8):868-71.
22. Ruas CV, Pinto RS, Hafenstine RW, Pereira MC, Brown LE. Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. *Isokinetics and Exercise Science*. 2014;22(3):197-204.
23. Wang X, Tao X, So RC. A Bio-mechanical Model for Elbow Isokinetic and Isotonic Flexions. *Scientific reports*. 2017;7(1):8919.
24. Correia Cardozo D, Alves H, Simão R, Doederlein Polito M. Avaliação da força muscular extensora do tronco: influência do gênero e do estado de treinamento. *ConScientiae Saúde*. 2016;15(3).
25. Longen WC, Barcelos LP, Karkle KK, Schutz FdS, Valvassori SdS, Victor EG, et al. Avaliação da incapacidade e qualidade de vida de trabalhadores da produção de indústrias cerâmicas. *Rev bras med trab*. 2018;16(1):10-8.
26. Soares AV, de Carvalho Júnior JM, Fachini J, Domenech SC, Júnior NGB. Correlação entre os testes de dinamometria de preensão manual, escapular e lombar. *Acta Brasileira do Movimento Humano*. 2012;2(1):65-72.