



Revista Brasileira de Fisioterapia

ISSN: 1413-3555

rbfisio@ufscar.br

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia  
Brasil

ALVES, LA; BRUNETTO, AF  
ADAPTAÇÃO DO THRESHOLD® IMT PARA TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS  
INSPIRATÓRIOS

Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 10, núm. 1, 2006, pp. 105-112

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia  
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016476014>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

## ADAPTAÇÃO DO THRESHOLD® IMT PARA TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS

ALVES LA <sup>1</sup>, BRUNETTO AF <sup>2</sup>

<sup>1</sup> PPG - Medicina e Ciências da Saúde, Universidade Estadual de Londrina - UEL, Londrina, PR; Centro Universitário Filadélfia, Londrina, PR

<sup>2</sup> UEL; Universidade Norte do Paraná, Londrina, PR

Correspondência para: Antonio Fernando Brunetto, Hospital Universitário da UEL, Departamento de Fisioterapia, Av. Robert Kock, 60, CEP 86038-440, Londrina, PR, e-mail: brunetto@uel.br

Recebido: 11/04/2005 – Aceito: 13/10/2005

### RESUMO

**Introdução:** para avaliação da resistência muscular inspiratória através de dispositivos do tipo threshold loading estudos anteriores empregaram equipamentos artesanais e indisponíveis comercialmente. **Objetivos:** verificar a aplicabilidade e reprodutibilidade de um teste de resistência muscular inspiratória utilizando a adaptação de um antigo modelo do THRESHOLD® IMT (não disponível comercialmente) com ampla gama de pressões, avaliando sua resistência intrínseca ao fluxo inspiratório, sua característica limiar pressórica e sua relativa independência do fluxo aéreo na geração de pressão durante os testes. **Métodos:** um antigo modelo do THRESHOLD® IMT foi aberto, retirado sua mola interna e adaptado seu êmbolo. Após montagem vertical, um sistema de peso externo foi instalado como gerador de carga. Válvulas foram instaladas para evitar re-inalação de gás carbônico. Essa adaptação foi testada aplicando-se diversas razões de fluxo sem a presença do êmbolo e de carga para avaliação da resistência intrínseca e aplicando-se diversas razões de fluxo quando instaladas cargas de 10 até 130 cmH<sub>2</sub>O para avaliar a real pressão de abertura da válvula e o comportamento pressórico em altas razões de fluxo. **Resultados:** a resistência média foi de  $4,8 \pm 0,7$  cmH<sub>2</sub>O / L.s<sup>-1</sup>, mas teve seu valor aumentado proporcionalmente ao fluxo. A pressão real de abertura foi inferior ao valor esperado ( $p = 0,002$ ), condição encontrada em outros estudos. O comportamento pressórico após a abertura da válvula foi similar em todas as cargas: um aumento médio de  $3,8 \pm 2,0$  cmH<sub>2</sub>O para cada 1,0 L / s de fluxo gerado. **Conclusão:** a adaptação proposta do THRESHOLD® IMT produziu um dispositivo barato e confiável para emprego em testes de resistência muscular inspiratória.

**Palavras-chave:** músculos respiratórios, testes de função respiratória, trabalho da respiração.

### ABSTRACT

#### Adaptation of Threshold® IMT for Endurance Tests on Inspiratory Muscles

**Background:** In assessments of inspiratory muscle endurance using threshold loading devices, previous papers made use of homemade devices that are not commercially available. **Objective:** To verify the applicability and reproducibility of an inspiratory muscle endurance test using an adaptation of an old model of the Threshold® IMT (not available commercially), with a wide range of pressures, and to analyze its intrinsic inspiratory airflow resistance, threshold pressure characteristics and relative airflow independence in pressure generation during the tests. **Methods:** An old model of the Threshold® IMT was opened up. Its internal spring was removed and its internal piston was adapted. It was mounted vertically and a system of external weights was installed for load generation. Valves were installed to avoid carbon dioxide re-inhalation. This adaptation was tested by applying different airflows without the presence of the internal piston and loads, to evaluate intrinsic resistance. Different airflows were applied with external loads from 10 to 130 cmH<sub>2</sub>O, to evaluate the real valve opening pressure and the pressure behavior at large airflows. **Results:** The mean resistance was  $4.8 \pm 0.7$  cmH<sub>2</sub>O/L/s, and this increased proportionally with airflow. The real opening pressure was less than the expected value ( $p = 0.002$ ), as also found in other studies. The pressure behavior after valve opening was similar at all loads: a mean rise of  $3.8 \pm 2.0$  cmH<sub>2</sub>O for every 1.0 L/s of airflow generated. **Conclusion:** The proposed adaptation of the Threshold® IMT produced an inexpensive and reliable device for use in inspiratory muscle endurance tests.

**Key words:** respiratory muscles, respiratory function tests, respiratory work.

## INTRODUÇÃO

A avaliação muscular respiratória tem uma importância significativa na análise das disfunções respiratórias encontradas em algumas doenças, pulmonares ou não, que cursam com fraqueza muscular respiratória. Uma extensa revisão de todos os métodos de avaliação foi recentemente publicada<sup>1</sup>. Destacam-se, por serem não invasivos e de fácil aplicação, a medida da força muscular inspiratória e expiratória através da Pressão Inspiratória Máxima (PI<sub>max</sub>) e da Pressão Expiratória Máxima (PE<sub>max</sub>)<sup>2</sup> e a avaliação da resistência dos músculos inspiratórios por teste de carga contínua<sup>3</sup> ou incremental<sup>4</sup> utilizando um sistema de carga limiar inspiratória tipo *threshold loading*. Estes testes de endurance ainda não são plenamente aplicáveis na prática clínica, devido à não uniformização das metodologias e a ausência de dispositivos disponíveis comercialmente.

Em geral, os dispositivos para testes de resistência foram construídos de forma artesanal<sup>3,14</sup>, não estando disponíveis no mercado. Ao contrário, o THRESHOLD® IMT (HEALTH SCAN PRODUCTS INC; Cedar Grove, EUA) é amplamente utilizado e já se mostrou eficiente para avaliação da resistência muscular inspiratória<sup>12,15</sup>, mas possui o inconveniente de ter sua faixa de aplicação de pressão inspiratória limitada a 40 cmH<sub>2</sub>O, o que pode limitar seu emprego quando for necessário aplicar cargas maiores.<sup>16</sup>

Sendo assim, este estudo tem como objetivo verificar a aplicabilidade e reprodutibilidade de um teste de resistência muscular inspiratória utilizando a adaptação de um antigo modelo do THRESHOLD® IMT (não disponível comercialmente) com ampla gama de pressões, avaliando

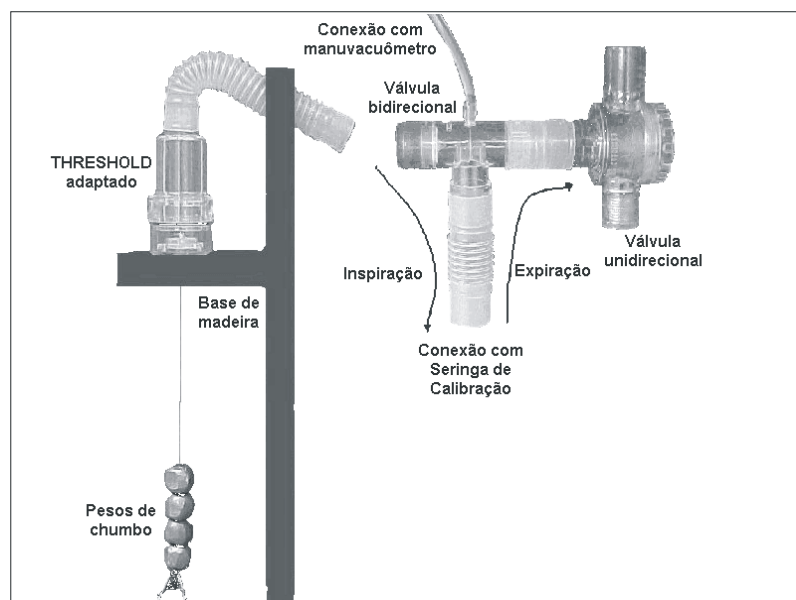
sua resistência intrínseca ao fluxo inspiratório, sua característica limiar pressórica e sua relativa independência do fluxo aéreo na geração de pressão durante os testes.

## METODOLOGIA

### Adaptação do THRESHOLD® IMT

Empregando-se um antigo modelo do THRESHOLD® IMT que permite a abertura de seu corpo (atualmente não disponível no mercado), retirou-se a mola interna e o tensionador. O êmbolo interno, componente que suporta o diafragma e que permite a inspiração somente depois de atingida a pressão limiar, sofreu uma perfuração longitudinal, onde foi fixado de forma centralizada um fio de nylon de pequena espessura para fixação dos pesos desejados.

Uma estrutura foi empregada para fixação do corpo do THRESHOLD® IMT posicionado exatamente na vertical (figura 1). A altura da fixação do aparelho até a base deve ser suficiente para a instalação de pesos que produzirão a carga pressórica. Para gerar esta carga, esferas de chumbo perfuradas com ampla variedade de pesos foram empregadas. Após a determinação dos pesos desejados e dos devidos ajustes nas esferas (precisão do peso), estas foram fixadas ao fio de nylon ligado ao êmbolo do THRESHOLD® IMT através de um “clipe” ou uma pinça pequena. É importante conhecer o peso do conjunto móvel (êmbolo, fio de nylon e peça fixadora), pois ele interfere na carga total imposta pelo aparelho (6,0 g nesta adaptação). Quando realizando um teste incremental<sup>4</sup>, onde outros pesos são acrescentados periodicamente, essa fixação deve permitir agilidade para realização dos incrementos.



**Figura 1.** montagem dos equipamentos, mostrando a fixação vertical do THRESHOLD® IMT em uma base, a conexão entre as válvulas uni e bidirecional para direcionamento dos fluxos inspiratório e expiratório e a montagem das esferas de chumbo que fornecem a carga inspiratória.

Em função do peso total do conjunto móvel e da área de apoio do êmbolo será produzida uma carga pressórica mínima a ser vencida para que ocorra a abertura da válvula e, conseqüentemente, a inspiração, conforme a seguinte fórmula física:

$$P = M \times g / A \quad (\text{equação 1})$$

onde,  $P$  = pressão,  $M$  = massa do conjunto,  $g$  = aceleração da gravidade,  $A$  = área de apoio.

O apoio do êmbolo do THRESHOLD® IMT possui um diâmetro de 25 mm, portanto uma área de 490,6 mm<sup>2</sup>. Assim sendo, a pressão esperada em função do peso total do conjunto móvel somado às esferas de chumbo obedece à seguinte relação:

$$PE = 0,204 \times Ps \quad (\text{equação 2})$$

durante os testes, sendo necessário, então, a instalação de um direcionador do fluxo expiratório. Nesta adaptação proposta, foi empregada uma válvula bidirecional para direcionar o fluxo expiratório, associada a uma válvula unidirecional para direcionar o fluxo inspiratório (figura 1). A válvula unidirecional foi empregada no ramo inspiratório por possuir um diafragma de maior resistência.

Uma porta para conexão a um dispositivo de medição de pressão (por exemplo, um manovacuômetro) foi facilmente adaptada no circuito inspiratório (figura 1).

### Avaliação do THRESHOLD® IMT adaptado

#### Equipamentos

Para geração de pressão negativa, foi empregada uma seringa de calibração de 3 litros, modelo 61020 (WELCH ALLYN INC; Skaneateles Falls, EUA), diretamente conectada

**Tabela 1.** Pesos aplicáveis e respectivas pressões esperadas, calculadas a partir da equação 2 ( $\text{pressão esperada} = 0,204 \times \text{peso total}$ ).

Pressão Desejada (cmH <sub>2</sub> O)	Pesos (g)	Peso Total (g)	Pressão Esperada*+ (cmH <sub>2</sub> O)
<b>10</b>	(1 x 6g) + (1 x 15g) + (2 x 13g)	47	<b>9,6</b>
<b>20</b>	(1 x 6g) + (1 x 53g) + (1 x 38g)	97	<b>19,8</b>
<b>30</b>	(1 x 6g) + (1 x 62g) + (1 x 53g) + (2 x 13g)	147	<b>30,0</b>
<b>40</b>	(1 x 6g) + (3 x 62g)	192	<b>39,2</b>
<b>50</b>	(1 x 6g) + (3 x 62g) + (1 x 53g)	245	<b>50,0</b>
<b>60</b>	(1 x 6g) + (4 x 62g) + (1 x 38g)	292	<b>59,6</b>
<b>70</b>	(1 x 6g) + (5 x 62g) + (1 x 25g)	341	<b>69,6</b>
<b>80</b>	(1 x 6g) + (6 x 62g) + (1 x 13g)	391	<b>79,8</b>
<b>90</b>	(1 x 6g) + (7 x 62g)	440	<b>89,8</b>
<b>100</b>	(1 x 6g) + (7 x 62g) + (1 x 46g)	486	<b>99,1</b>
<b>110</b>	(1 x 6g) + (8 x 62g) + (1 x 34g)	536	<b>109,3</b>
<b>120</b>	(1 x 6g) + (8 x 62g) + (1 x 53g) + (1 x 34g)	589	<b>120,2</b>
<b>130</b>	(1 x 6g) + (8 x 62g) + (2 x 53g) + (1 x 28g)	636	<b>129,7</b>

\* = Pressão Esperada (PE) é a pressão de abertura da válvula THRESHOLD® IMT adaptado.

+ = Valores intermediários com acréscimos de pesos de 10 g (2,0 cmH<sub>2</sub>O) ou de 25 g (5,1 cmH<sub>2</sub>O).

onde,  $PE$  = pressão esperada (cmH<sub>2</sub>O),  $Ps$  = peso total (g).

A intenção foi a de prover uma faixa de trabalho de 0 a 130 cmH<sub>2</sub>O, valores percentuais de, no mínimo, 80% em relação à pressão inspiratória máxima (P<sub>I</sub>max) de indivíduos saudáveis<sup>17</sup>. Variando as pressões a cada 10 cmH<sub>2</sub>O, foi gerada a tabela 1.

No THRESHOLD® IMT a expiração não sofre resistência, mas como ela ocorre na mesma via da inspiração, o espaço morto do aparelho permite certa reinalação do gás carbônico exalado, o que pode influenciar o desempenho

na válvula bidirecional, acionada manualmente por um operador.

Os dados de pressão foram adquiridos por um sistema composto de transdutor digital de pressão de  $\pm 300$  mmHg (LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA; São Paulo, Brasil), amplificador e placa conversora análogo-digital (LYNX) e microcomputador com software de aquisição de dados AQDADOS 4 (LYNX), regulado para aquisição com frequência de 100 Hz. Antes da realização dos testes, uma coluna de mercúrio era utilizada para calibração.

O fluxo aéreo foi medido através de sensor tipo turbina de espirômetro PONY FX (COSMED SRL; Roma, Itália). O aparelho permite a aquisição de dados de fluxo em tempo real com frequência de 100 Hz, seguido de armazenamento e exportação para planilhas eletrônicas. A calibração foi realizada previamente pelo fabricante.

### Protocolo

O THRESHOLD® IMT adaptado para realização de testes de resistência foi montado em uma bancada plana horizontal, juntamente com os sistemas de geração, medição e registro de dados de pressão negativa e fluxo (figura 1).

A resistência intrínseca ao fluxo inspiratório é a razão entre pressão e o fluxo aéreo realizado durante uma inspiração ( $\text{cmH}_2\text{O} / \text{L.s}^{-1}$ ), sem a influência do mecanismo de formação da carga inspiratória do aparelho. Quanto maior a resistência, maior será o trabalho produzido durante o fluxo inspiratório. Para avaliá-la, foi retirado o êmbolo interno e executadas por um operador 20 manobras manuais inspiratórias através do sistema gerador de pressão negativa, sendo cada manobra aplicada com diferentes forças, de modo a gerar fluxos regulares de 0,3 a 4,0 L / s. O operador controlava a regularidade da manobra e o fluxo médio gerado através de *feedback* visual promovido pelo sistema de medição de fluxo. Os valores médios de pressão e de fluxo de cada manobra foram registrados para posterior análise.

Os sistemas de carga limiar inspiratória têm como característica somente permitir o fluxo aéreo se atingido e/ou sustentado certo valor de pressão<sup>3</sup> e dos valores de pressão serem relativamente independentes do fluxo gerado<sup>10</sup>. Para avaliar estas duas características da adaptação foram executadas 10 manobras manuais inspiratórias através do sistema gerador de pressão negativa para cargas equivalentes (*PE*) a 20, 40, 60, 80, 100 e 120  $\text{cmH}_2\text{O}$  aplicadas pela instalação de pesos, com diferentes forças, de modo a gerar fluxos regulares de 0,3 a 4,0 L/s. A regularidade e o fluxo médio foram controlados através de *feedback* visual. Para as cargas equivalentes (*PE*) a 10, 30, 50, 70, 90, 110 e 130  $\text{cmH}_2\text{O}$  foram realizadas somente algumas manobras de baixo fluxo. A menor pressão obtida geradora de fluxo aéreo (em torno de 0,3 L / s) para cada carga equivale à pressão real de abertura da válvula (*PR*).

### Análise Estatística

A resistência intrínseca ao fluxo inspiratório foi calculada através da média dos valores da relação pressão / fluxo das manobras realizadas. As relações entre pressão, fluxo e resistência foram determinadas através de Regressão Linear Simples. As relações entre valores de pesos aplicados e *PE* e entre pesos e *PR* foram determinados por Correlação Simples de Pearson. Para avaliar a diferença estatística entre os valores de pressão esperada (*PE*) e os valores de pressão

real de abertura (*PR*), ambos grupos de valores foram plotados num gráfico *PR* x *PE* e executada Regressão Linear Simples. Obtida uma equação do tipo " $Y = a + bX$ ", onde  $X = PR$  e  $Y = PE$  correspondente, os valores de *PE* e *PR* seriam iguais se  $a = 0$  e  $b = 1$ , gerando uma reta com início no valor 0 e com 45° de inclinação (linha de identidade)<sup>18</sup>. Para todos os testes foi considerado nível de significância quando  $p < 0,05$ .

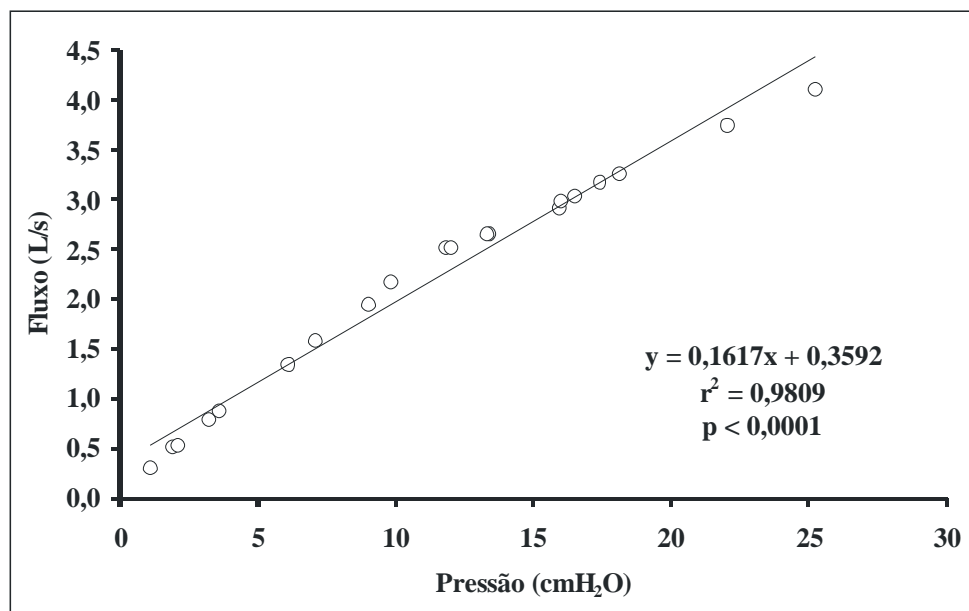
## RESULTADOS

Para que seja gerado fluxo aéreo através dos equipamentos é necessária a produção proporcional de pressão. Conforme mostra a figura 2, a produção de fluxo é altamente dependente da pressão administrada ( $r^2 = 0,9809$ ,  $p < 0,0001$ ). A resistência intrínseca média, determinada através da razão entre pressão e fluxo de cada manobra, foi de  $4,8 \pm 0,7 \text{ cmH}_2\text{O} / \text{L.s}^{-1}$ , mas como demonstra a figura 3, o valor é dependente do fluxo administrado ( $r^2 = 0,9549$ ,  $p < 0,0001$ ).

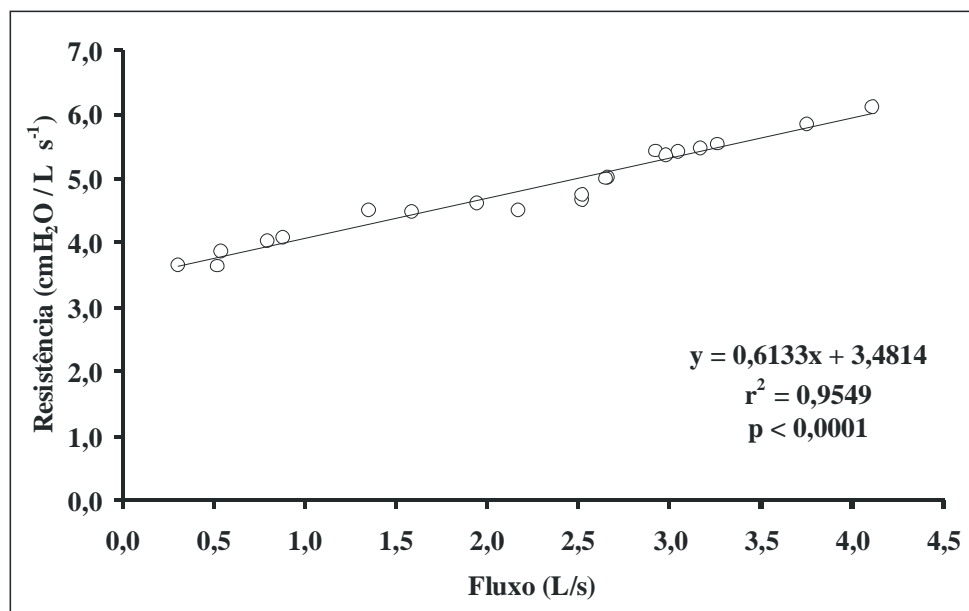
A pressão real de abertura da válvula (*PR*) medida através da realização das manobras inspiratórias foi inferior à pressão esperada (*PE*) pelo cálculo das cargas e como a hipótese  $a = 0$  foi rejeitada ( $p = 0,81$ ) e a hipótese  $b = 1$  foi aceita ( $p = 0,002$ ), a reta da regressão obtida entre *PR* e *PE* é diferente da linha de identidade, conseqüentemente, *PR* é estatisticamente diferente de *PE*. A figura 4 apresenta a relação entre *PR* e *PE* e mostra que a *PR* acaba sendo subestimada, principalmente em altos valores de *PE*.

Devido à relação direta entre os pesos instalados e a *PE* determinada pela equação 2, os valores de peso total aplicado (tabela 1) e de *PE* são altamente correlacionados ( $r = 0,999$ ,  $p < 0,0001$ ), assim como os valores de peso total e de *PR* ( $r = 0,998$ ,  $p < 0,0001$ ).

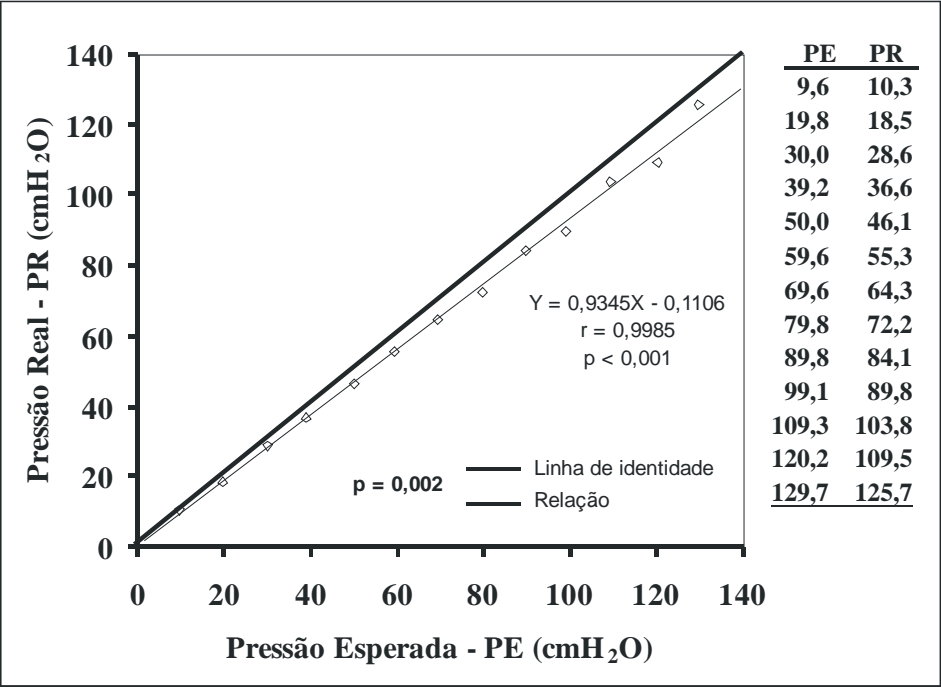
Analisando a figura 5, observa-se que com os fluxos gerados logo após a abertura (0,3 a 0,5 L/s), os valores de pressão tenderam a ser menores que os esperados para a abertura da válvula. Aumentando progressivamente o fluxo inspiratório médio, a pressão média sofre uma alteração progressiva em todas as cargas impostas, na razão média  $3,8 \pm 2,0 \text{ cmH}_2\text{O}$  a cada 1,0 L/s de fluxo, de modo que o funcionamento da válvula após sua abertura é relativamente independente do fluxo administrado. É possível observar um comportamento similar em todas as cargas, ocorrendo aumento da pressão em fluxos de até 1,0 L/s, estabilização entre 1,0 e 2,5 L/s e nova tendência de aumento de pressão a partir de 2,5 L/s. Além disso, com fluxos entre 1,0 e 2,5 L/s o valor da pressão média é aproximadamente o esperado pela imposição das cargas (20  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 97 g, 40  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 192 g, 60  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 292 g, 80  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 391 g, 100  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 486 g e 120  $\text{cmH}_2\text{O}$  para 589 g).



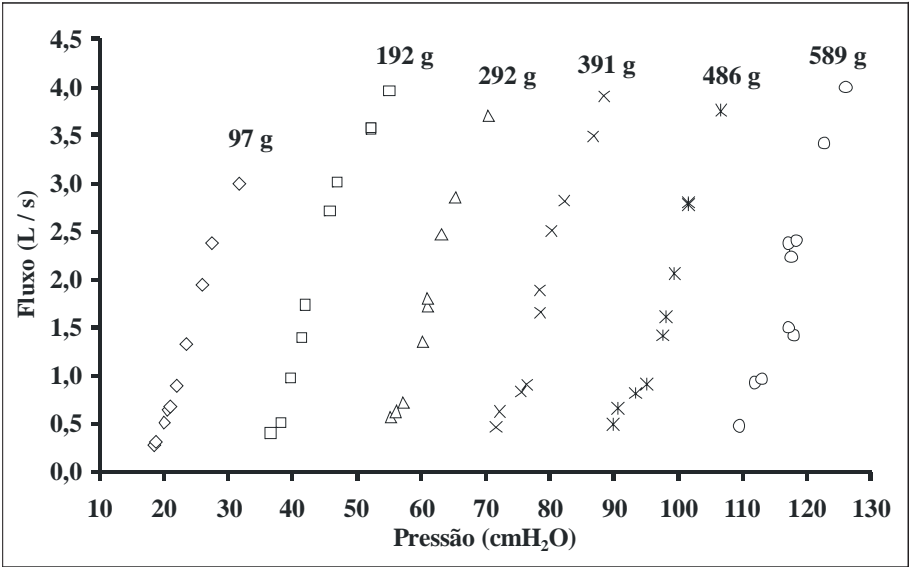
**Figura 2.** Gráfico apresentando a relação entre pressão e fluxo gerados. A resistência intrínseca é a média da razão do fluxo pela pressão executada, sendo obtido valor médio  $4,8 \pm 0,7$  cmH<sub>2</sub>O / L.s<sup>-1</sup>.



**Figura 3.** Gráfico apresentando a dependência da resistência intrínseca em relação ao fluxo administrado.



**Figura 4.** Gráfico apresentando diferença entre os valores de *PE* (pressão esperada de abertura da válvula) e os valores de *PR* (pressão real de abertura). Note que a *PR* é subestimada ( $p_a = 0,81$ ,  $p_b = 0,002$ , ver Análise Estatística). A tabela ao lado mostra os valores encontrados. A equação obtida da regressão  $PR = 0,9345 \times PE - 0,1106$  define a relação com excelente precisão ( $r = 0,9985$ ,  $p < 0,001$ ).



**Figura 5.** Gráfico apresentando características de pressão e fluxo do THRESHOLD® IMT adaptado quando aplicadas cargas equivalentes a 20 cmH<sub>2</sub>O (97 g de peso total), 40 cmH<sub>2</sub>O (192 g), 60 cmH<sub>2</sub>O (292 g), 80 cmH<sub>2</sub>O (391 g), 100 cmH<sub>2</sub>O (486 g) e 120 cmH<sub>2</sub>O (589 g).



## DISCUSSÃO

O formato e as dimensões da válvula são os determinantes primários da performance dos mecanismos de carga limiar inspiratória tipo *threshold loading*<sup>10</sup>. Basicamente, o posicionamento perfeitamente vertical, o diâmetro e o formato do apoio do êmbolo são os determinantes da abertura e, de fato, os trabalhos que avaliaram este tipo de dispositivo encontraram pressão de abertura com valores em torno de 5 cmH<sub>2</sub>O inferiores ao esperado pela equação 1<sup>3-15</sup> e neste estudo o resultado foi semelhante (figura 4). Deve haver, então, certo cuidado quanto ao real valor de pressão utilizado nos testes de resistência.

De acordo com a figura 3, exercendo um fluxo de 1,0 L/s cerca de 4 cmH<sub>2</sub>O de pressão é devida apenas à resistência do dispositivo, sem levar em conta a carga externa. Isso pode contrabalançar a menor pressão necessária para abertura da válvula, de modo que a carga resultante final torna-se aquela proposta pela instalação de pesos e, de acordo com a figura 5, fluxos entre 1,0 e 2,5 L/s geram um valor da pressão muito próximo ao desejado.

A resistência ao fluxo aéreo proporcionada pelo dispositivo é criada pelo formato e pelo o diâmetro interno da válvula e das conexões, além das condições de fluxo laminar ou turbulento. Somadas as influências, a resistência determina o comportamento do fluxo sobre a carga pressórica<sup>19</sup>. Nesta adaptação, a resistência média foi de  $4,8 \pm 0,7$  cmH<sub>2</sub>O / L.s<sup>-1</sup>, mas tem seu valor aumentado em altos fluxos (figura 3), devido, provavelmente, à progressiva formação de fluxo turbulento. Isso pode explicar o aumento de pressão conforme aumenta a taxa de fluxo em todas as cargas (figura 5), numa razão média de  $3,8 \pm 2,0$  cmH<sub>2</sub>O para cada 1,0 L/s fornecido, valor inferior ao encontrado nos estudos de Larson et al.<sup>5</sup> e Ferrer et al.<sup>14</sup>, semelhante ao determinado por Eastwood e Hilmann<sup>10</sup> e maior que o encontrado por Johnson et al.<sup>12</sup> e Gosselink et al.<sup>15</sup>.

Durante os testes de resistência através de dispositivos do tipo carga limiar inspiratória, o fluxo inspiratório médio de indivíduos saudáveis é de cerca de 1,0 L/s<sup>20,21</sup> e de pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) cerca de 0,5 L/s<sup>11,22</sup>. Na prática laboratorial observa-se que em cargas relativamente altas e um pouco antes de terminar o teste, os indivíduos aumentam seu volume corrente e diminuem o tempo inspiratório, dessa forma aumentando o fluxo inspiratório, numa estratégia inconsciente para conseguir maior desempenho. Nesse momento, a pressão gerada pode aumentar para além do proposto pela instalação de carga, interferindo no resultado final do teste. Para evitar esse fenômeno é necessário manter o controle sobre a pressão produzida durante os testes de resistência para garantir resultados válidos<sup>15</sup>, instalando um dispositivo para controle da pressão final<sup>12</sup> e gerando, assim, *feedback* suficiente para avaliador e paciente.

Um possível ponto de contestação dos resultados deste trabalho é o uso de um sistema de acionamento manual para geração de pressão, mecanismo que pode produzir certa variação dos dados, prejudicando a análise posterior. Deve ser lembrado, no entanto, que enquanto um indivíduo realiza um teste pode existir certa variação de fluxo e de pressão em cada inspiração, de modo a aproximar o método de geração utilizado com as condições reais de utilização. Além disso, a análise posterior foi realizada sem maiores dificuldades, evidenciando que o controle de força através de *feedback* visual pelo operador foi suficiente.

Uma limitação do nosso estudo é que sua reprodutibilidade pode ser prejudicada, uma vez que o modelo do THRESHOLD® IMT usado não está disponível no mercado e o modelo atual não permite a fácil abertura para retirada da mola interna. Cabe, então, a sugestão para que o fabricante volte a produzir um modelo que permita a abertura de seu corpo ou produza unidades com maior resistência inspiratória. Enquanto isso, futuros usuários podem tentar encontrar o modelo antigo junto a serviços de fisioterapia que o utilizaram ou realizar a abertura do corpo do modelo atual seguida de algum procedimento para reunir as partes enquanto um equipamento mais adequado não é colocado no mercado.

Concluindo, uma simples adaptação do THRESHOLD® IMT produziu um dispositivo barato e confiável para utilização em testes de resistência muscular inspiratória.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. American Thoracic Society, European Respiratory Society. ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 518-624.
2. Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis* 1969;99:696-702.
3. Nickerson BG, Keens TG. Measuring ventilatory muscle endurance in humans as sustainable inspiratory pressure. *J Appl Physiol* 1982; 52: 768-72.
4. Martyn JB, Moreno RH, Pare PD, Pardy RL. Measurement of inspiratory muscle performance with incremental threshold loading. *Am Rev Respir Dis* 1987; 135: 919-23.
5. Larson JL, Kim MJ, Sharp JT, Larson DA. Inspiratory muscle training with a pressure threshold breathing device in patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Am Rev Respir Dis* 1988; 138: 689-96.
6. Goldstein R, De Rosie J, Long S, Dolmage T, Avendano MA. Applicability of a threshold loading device for inspiratory muscle testing and training in patients with COPD. *Chest* 1989; 96: 564-71.



7. Morrison NJ, Richardson J, Dunn L, Pardy RL. Respiratory muscle performance in normal elderly subjects and patients with COPD. *Chest* 1989; 95: 90-4.
8. Fiz J, Gallego M, Izquierdo J, Ruiz J, Roig J, Morera J. Variation in maximum inspiratory and expiratory pressure after application of inspiratory loads in patients with CPOD. *Chest* 1990; 97: 618-20.
9. Bardsley PA, Bentley S, Hall HS, Sigh SJ, Evans DH, Morgan MDL. Measurement of inspiratory muscle performance with incremental threshold loading: a comparison of two techniques. *Thorax* 1993; 48: 354-9.
10. Eastwood PR, Hillman DR. A threshold loading device for testing of inspiratory muscle performance. *Eur Respir J* 1995; 8: 463-6.
11. Hopp LJ, Kim MJ, Larson JL, Sharp JT. Incremental threshold loading in patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Nurs Res* 1996; 45: 196-202.
12. Johnson PH, Cowley AJ, Kinnear WJM. Evaluation of the THRESHOLD® trainer for inspiratory muscle endurance training: comparison with the weighted plinger method. *Eur Respir J* 1996; 9: 2681-4.
13. Larson JL, Covey MK, Berry J, Wirtz S, Alex CG, Matsuo M. Discontinuous incremental threshold loading test. Measurement of respiratory muscle endurance in patients with COPD. *Chest* 1999; 115: 60-7.
14. Ferrer A, Orozco-Levi M, Gea J, Méndez R, Ramirez AL, Broquetas JM. Reproducibilidad mecánica y metabólica de la prueba de resistencia de los músculos espiratorios con cargas umbrales incrementales. *Arq Bronconeumol* 2000; 36: 303-12.
15. Gosselink R, Wagenaar RC, Decramer M. Reliability of a commercially available threshold loading device in healthy subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 1996; 51: 601-5.
16. Clanton T, Calverly PM, Celli BR. Tests of respiratory muscle endurance. In: American Thoracic Society, European Respiratory Society. *ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing*. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 518-624.
17. Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res* 1999; 32: 719-27.
18. Daniel WW. *Biostatistics: a foundation for analysis in the health sciences*. 6th ed. New York: John Wiley; 1995.
19. Chen RC, Que CL, Yan S. Introduction to a new inspiratory threshold loading device. *Eur Respir J* 1998; 12: 208-11.
20. McElvaney G, Fairburn MS, Wilcox PG, Pardy RL. Comparison of two minute incremental threshold loading and maximal loading as measures of respiratory muscle endurance. *Chest* 1989; 96: 557-63.
21. Eastwood PR, Hillman DR, Finucane KE. Ventilatory responses to inspiratory threshold loading and role of muscle fatigue in task failure. *J Appl Physiol* 1994; 76: 185-95.
22. Lisboa C, Munoz V, Beroiza T, Leiva A, Cruz E. Inspiratory muscle training in chronic airflow limitation: comparison of two different training loads with threshold device. *Eur Respir J*. 1994; 7: 1266-74.