

1 INTRODUÇÃO

1.1 O PROBLEMA

As doenças respiratórias constituem um conjunto de patologias que vem aumentando em comparação a outras tradicionais, como as doenças cardíacas (MATTE, 2000). Em contrapartida, pesquisas nesta área estão se ampliando, não apenas quanto às formas mais adequadas de tratamento, mas também quanto à busca de técnicas mais avançadas de diagnóstico e de avaliação clínica.

Na avaliação clínica, é muito importante a avaliação dos músculos respiratórios, bem como dos movimentos da caixa torácica e do abdômen alto. Alguns estudos mostram que a avaliação na pneumologia e na fisioterapia respiratória está se tornando mais objetiva. Pode-se citar como exemplo Davis et al. (1999), que propôs um novo sensor para monitorar os movimentos da parede torácica na ventilação oscilatória de alta frequência, e Fitting & Grassino (1986), que através das técnicas de magnetometria e pletismografia respiratória estudaram os movimentos da parede torácica, dividindo-os em movimentos torácicos e abdominais.

Observa-se, pela revisão da literatura, que, no decorrer dos últimos anos, vem aumentando o empenho dos profissionais da fisioterapia e de áreas afins em comprovar cientificamente a eficácia dos procedimentos adotados, usando métodos de trabalho mais objetivos; contudo, no que se refere à criação de novos instrumentos para avaliação clínica, não se tem visto um grande incentivo e nem interesse por parte dos pesquisadores.

Neste ínterim, as práticas que visam a investigação da musculatura respiratória, principalmente no que se refere à complacência tóraco-pulmonar e mobilidade tóraco-abdominal, não têm ocorrido grandes avanços.

Através de relatos e de observações feitas no dia-a-dia, percebe-se que, fora dos grandes centros de pesquisa, as condições de avaliação e monitoração do paciente com doença respiratória são ainda bastante precárias e subjetivas, principalmente ao que se refere à avaliação da musculatura respiratória, que muitas vezes prima apenas pela palpação e pela cirtometria tóraco-abdominal com fita métrica. Nesse contexto, cabe a indagação: seria possível avaliar a complacência tóraco-pulmonar e a mobilidade/expansibilidade da caixa torácica e abdômen alto pela mensuração da variação do perímetro torácico e abdominal durante a respiração?

Assim, propõe-se, neste trabalho, desenvolver e validar um instrumento de avaliação da musculatura respiratória e dos movimentos da caixa torácica para uso fisioterápico, no ambiente ambulatorial, clínico e hospitalar, na tentativa de tornar essa medida mais objetiva e mais confiável.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Geral

Construir e validar um instrumento para avaliar a musculatura respiratória e a amplitude dos movimentos da caixa torácica e abdômen alto pela variação do perímetro tóraco-abdominal, bem como validar um procedimento de avaliação para o mesmo.

1.2.2 Específicos

- ✓ Testar um instrumento que possibilite registrar a variação da amplitude dos movimentos da caixa torácica e abdômen alto pela diferença de perímetro;
- ✓ Verificar se há correlação entre os valores do instrumento construído com os obtidos por um manovacuômetro;
- ✓ Verificar, experimentalmente, se a complacência total pode ser calculada através das medidas de variação do perímetro e da pressão utilizando um sistema que simule a respiração humana;
- ✓ Testar um procedimento de avaliação da musculatura respiratória e dos movimentos da caixa torácica e abdômen alto de maneira mais objetiva e fidedigna para uso ambulatorial, clínico e hospitalar.

1.3 JUSTIFICATIVA

Nos grandes centros de pesquisa, é possível, com tecnologia avançada, criteriosa e objetiva, realizar avaliações de pacientes com problemas respiratórios. Para isso é necessário um grande investimento em aparelhos por parte das instituições. Muitas vezes, o paciente, quando não está credenciado em um bom plano de saúde ou não tem acesso a esse serviço em um local de atendimento público, necessita desembolsar somas em dinheiro expressivas.

Por essa razão, Celli (1989) cita que métodos invasivos, como as medidas das pressões esofágicas e gástricas são muito úteis, porém, permanecem apenas como ferramentas de pesquisa. Para Clanton e Diaz (1995), muitas técnicas estão disponíveis para avaliar os músculos respiratórios, entretanto, a maioria delas não é satisfatória fora do ambiente de pesquisa devido a pouca reprodutibilidade e outras dificuldades processuais.

Por conseguinte, na área da saúde e das pesquisas no Brasil, a realidade que se observa torna bastante difícil o avanço tecnológico nessa área e o acesso à tecnologia de ponta. Outra questão que nos chama a atenção é que muitos métodos utilizados na avaliação dos músculos respiratórios são invasivos, portanto, restritos ao uso médico, limitando a atuação do fisioterapeuta no momento da avaliação a métodos não-invasivos e muitas vezes não tão fidedignos. Assim sendo, é importante investir na produção de tecnologia própria, com custo acessível e de boa qualidade, proporcionando uma avaliação mais criteriosa e não-invasiva, o que trará mais benefícios ao paciente e à elaboração de um plano de tratamento específico e eficaz.

Outro ponto importante deste estudo é a possibilidade de maiores conhecimentos e de credibilidade aos profissionais da área, pois com o desenvolvimento de um aparelho testado e validado por um laboratório de uma universidade pública, o acesso aos meios de obtenção dos dados e aos resultados torna-se muito mais acessível ao público com interesse em aprofundar e reciclar seus conhecimentos.

1.4 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

- ✓ Variação do perímetro torácico: é a diferença entre o maior e o menor perímetro em um ciclo respiratório, medida em mm.
- ✓ Pressão inspiratória máxima: é uma medida indireta da força dos músculos inspiratórios, podendo ser obtida ao nível do volume residual (VR) ou da capacidade residual funcional (CRF), medida em cmH₂O (SOUZA, 2002).

- ✓ Pressão expiratória máxima: é uma medida indireta da força dos músculos expiratórios, podendo ser obtida ao nível da capacidade pulmonar total (CPT) ou da CRF, medida em cmH₂O (SOUZA, 2002).
- ✓ Estatura: é uma medida linear realizada no sentido vertical, é mensurada do vértex à região plantar, medida em cm (PETROSKI, 1999).
- ✓ Massa corporal: expressa a dimensão da massa ou volume corporal, sendo o somatório da massa orgânica e da massa inorgânica, medida em kg (PETROSKI, 1999).
- ✓ Dobras cutâneas: é uma forma indireta de mensuração da adiposidade corporal, medida em mm (PETROSKI, 1999).

1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS

- ✓ Fisioterapia respiratória: área da fisioterapia que tem como objetivo prevenir e tratar a instalação de problemas do trato respiratório (OLIVEIRA, 2000).
- ✓ Cirtometria torácica: é o conjunto de medidas tomadas em diferentes alturas do tórax e abdômen alto em diferentes momentos do ciclo respiratório (COSTA, 1999).
- ✓ Musculatura respiratória: é o conjunto dos músculos responsáveis pela execução dos movimentos inspiratórios e expiratórios, e divide-se em principais e acessórios (COSTA, 1999).

1.6 DELIMITAÇÃO

Este estudo tem como delimitação construir e validar um instrumento que possibilite avaliar por medidas indiretas a musculatura respiratória e a amplitude dos movimentos da caixa torácica e abdômen alto através da diferença de perímetro, com um procedimento para o mesmo.

Este instrumento foi construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC, no período de setembro/2002 a agosto/2003.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo aborda alguns tópicos importantes para a compreensão deste trabalho, nos reportando a alguns estudos realizados nos últimos anos e as formas de organização mais usuais para a avaliação da função e da musculatura respiratória.

2.1 FUNÇÃO PULMONAR

A principal função pulmonar consiste na distribuição do oxigênio (O_2) para a superfície de troca gasosa e descarga do dióxido de carbono (CO_2) na atmosfera (MORGAN & SINGH, 2002). Quando passa o sangue venoso misto pela circulação pulmonar, os pulmões adicionam O_2 e retiram CO_2 (DOUCE, 2000).

Para que o transporte de ar através das vias aéreas ocorra é necessário que alguns fatores estejam presentes: as vias aéreas estejam permeáveis, permitindo que os gases fluam até os pulmões; que a consistência dos pulmões e o sistema cardiovascular estejam íntegros para que o sangue circule através dos pulmões e o O_2 e o CO_2 possam difundir-se através da membrana alvéolo-capilar; e que a musculatura respiratória seja capaz de expandir o tórax e os pulmões para gerar uma pressão subatmosférica (MORGAN & SINGH, 2002; DOUCE, 2000).

Os pulmões também possuem outras funções, como filtrar o material tóxico da circulação, atuar no metabolismo de alguns compostos e como reservatório sangüíneo do corpo (COSTA, 1999).

2.2 TRABALHO RESPIRATÓRIO

O trabalho respiratório, que é denominado WOB, é um dos mais importantes parâmetros de monitorização respiratória. Alterações na resistência das vias aéreas respiratórias contribuem significativamente para o aumento do trabalho respiratório durante a respiração voluntária ou em qualquer modo terapêutico utilizado para fornecer suporte ventilatório ao paciente (AZEREDO & QUEIROZ, 1999).

Os músculos respiratórios são os responsáveis pelo trabalho da respiração, que exige uma energia que vença as forças elásticas e de atrito que estão em oposição à insuflação. Podemos classificar o trabalho respiratório em mecânico, que é mensurado através dos parâmetros físicos da força e da distância, e metabólico, que é mensurado pelo consumo de oxigênio (VO_2) durante a respiração (RUPPEL, 2000).

Ruppel (2000) cita que o trabalho respiratório pode ser calculado pelo produto da pressão através do sistema respiratório e a alteração do volume resultante, ou pela integração da pressão e do volume, que equivale a determinar a área sob a curva volume-pressão dos pulmões, onde a alteração da pressão é dada no eixo X e a alteração do volume no eixo Y. Quando o pulmão é insuflado lentamente, nas áreas onde o fluxo aéreo é interrompido nas mudanças de volume e de pressão, representando-se graficamente (Fig.1), obtém-se uma linha reta contínua, onde A é o nível de repouso e B é o final da inspiração. A linha reta contínua A-B representa a pressão necessária para superar as forças elásticas simples, sendo a sua inclinação a complacência pulmonar. A área 1 representa o trabalho necessário para superar as forças elásticas e a área 2 o trabalho necessário para as forças de atrito. Nessas condições, por serem as medidas estáticas, a linha reta representa a alteração de volume em função de uma certa alteração de pressão e a inclinação dessa reta representa a complacência pulmonar.

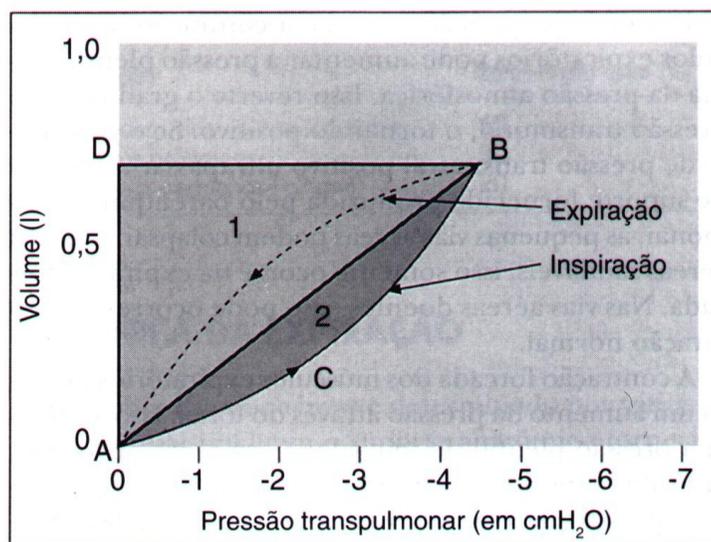


Figura 1: Gráfico dos fatores envolvidos no trabalho respiratório
 Fonte: Ruppel (2000)

Segundo Azeredo e Queiroz (1999) a quantificação do esforço respiratório pode ser feita por medidas indiretas e diretas. As medidas indiretas incluem o exame físico e a mensuração da pressão de oclusão (P0.1). Dentre as medidas diretas, encontramos a taxa de VO_2 , eletromiografia quantitativa, mensuração do trabalho mecânico externo e índice pressão/tempo.

2.3 COMPLACÊNCIA PULMONAR E TORÁCICA

Um dos determinantes da carga de trabalho respiratório é determinado pela complacência pulmonar e torácica. A complacência é dada pela natureza elástica do sistema pulmões-tórax, sendo que a complacência pulmonar pode estar diminuída por patologias como a atelectasia, a fibrose pulmonar, a pneumonia, o edema pulmonar e a Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA). Por outro lado, a complacência torácica pode estar

diminuída pela obesidade, ascite, cifoescoliose, espondilite ancilosante ou distensão abdominal (SHELLEDY, 2000).

Na clínica, as medidas de complacência são feitas de forma indireta, sendo estimadas pelos testes de função pulmonar e pela cirtometria tóraco-abdominal dinâmica, sendo que a complacência tóraco-pulmonar pode estar também alterada por problemas musculares e/ou esqueléticos do tórax, alterando a expansibilidade e amplitude dos movimentos da respiração, o que pode ser verificado pela cirtometria tóraco-abdominal (COSTA, 1999).

2.3.1 Complacência pulmonar

A complacência pulmonar pode ser definida como o poder de distensibilidade dos tecidos pulmonares (COSTA, 1999). Ela mensura a elasticidade do pulmão e é dada como a alteração do volume pela alteração da pressão, mensurada em litros/cmH₂O, sendo que o volume é medido como o volume inspirado numa pressão de insuflação conhecida, e a pressão de insuflação é a diferença da pressão alveolar para a pleural (RUPPEL, 2000).

Assim, as características de pressão e volume do aparelho respiratório, expressas como a complacência (C), correspondem à variação de volume (ΔV) por variação de pressão (ΔP) (COSTA, 1999).

Geralmente essa medida é feita em condições estáticas, ou seja, sem fluxo aéreo. Nessas condições, a pressão alveolar é zero e o gradiente de pressão transpulmonar é igual à pressão intrapleural. No adulto sadio, a complacência pulmonar é em média de 0,2 l/cmH₂O (RUPPEL, 2000).

Para medir a complacência dinâmica, que é quando o pulmão e o tórax estão em movimento, é necessário dividir a variação do volume pela variação da pressão transpulmonar, do ponto expiratório final para o inspiratório final, ou de um ponto para outro determinado entre o início e o fim da inspiração ou da expiração, o que mostra que a

complacência pulmonar é diferente para volumes diferentes. Nas distintas fases do ciclo respiratório a complacência também é diferente, pois na inspiração a pressão gerada para que entre um certo volume de ar nos pulmões não é a mesma para que o mesmo volume de ar seja expirado, principalmente no meio dessas fases (COSTA, 1999).

2.3.2 Complacência torácica

Como na complacência pulmonar, a complacência torácica refere-se à capacidade de expansibilidade do tórax (COSTA, 1999). A partir das alterações nas dimensões da parede torácica ocorrem a insuflação e a desinsuflação pulmonar. Na caixa torácica sem alterações, tanto os pulmões quanto a parede torácica retraem-se ao nível de repouso, considerado como a CRF, sendo que este é de aproximadamente 40% da CPT (RUPPEL, 2000).

A parede torácica também possui propriedades elásticas, decorrentes da movimentação dos ossos e músculos, podendo retrair para dentro ou para fora, sendo que sua direção dependerá do volume de insuflação (RUPPEL, 2000).

O conjunto formado pelos pulmões e a parede torácica é semelhante a um sistema de molas que se tracionam mutuamente, o primeiro tendendo a contrair e o segundo a expandir, alcançando o equilíbrio durante o repouso, que irá determinar a CRF. Essas forças opostas são em parte responsáveis pela pressão subatmosférica no espaço intrapleurálica (RUPPEL, 2000).

2.3.3 Complacência total

A complacência total é a resultante da soma da complacência pulmonar e da complacência torácica. Apesar de ser difícil de mensurar, pode ser feita com o sujeito relaxado ou anestesiado, colocado num respirador corpóreo que, por uma pressão negativa aplicada sobre o corpo, gera a ventilação. As pressões e os volumes são medidos durante a

ventilação, chegando-se assim à complacência total, que no indivíduo saudável é de aproximadamente 0,1 l/cmH₂O (RUPPEL, 2000).

2.4 MOVIMENTOS DA CAIXA TORÁCICA

Os movimentos da caixa torácica podem ser divididos em basicamente 3: ântero-posterior, “alça de balde” e “alça de bomba”. Baseando-se nos movimentos descritos pelas costelas podemos dividir o gradil costal em 3: primeira costela, da segunda até a sétima, da oitava até a décima. Os dois últimos pares de costelas não participam na alteração do contorno torácico durante a respiração, mas servem como pontos de inserção de alguns músculos e também ajudam na proteção do conteúdo abdominal superior (RUPPEL, 2000a).

O movimento da primeira costela é muito discreto, sendo que é utilizado em situações em que é exigida uma ventilação aumentada. O seu movimento eleva e abaixa o esterno, aumentando o diâmetro ântero-posterior (RUPPEL, 2000a).

Os movimentos realizados da segunda à sétima costelas são importantes movimentos na ventilação. Os movimentos executados por essas costelas ocorrem simultaneamente sobre dois eixos, um que passa através do comprimento da cabeça e do colo da costela, e o segundo eixo que passa da ponta da cartilagem costal até o tubérculo, seguindo uma direção ântero-posterior (RUPPEL, 2000a).

O movimento de “alça de bomba” aumenta o diâmetro torácico ântero-posteriormente, porque cada costela gira sobre o eixo de seu colo fazendo com que a extremidade esternal suba e desça (RUPPEL, 2000a).

O movimento de “alça de balde” ocorre porque ao mesmo tempo a costela gira sobre o seu eixo longo a partir da junção costo-esternal, fazendo com que a sua parte média suba e desça, alterando o diâmetro transversal do tórax (RUPPEL, 2000a).

Da oitava até a décima costelas os movimentos executados são semelhantes aos da segunda à sétima, porém, a diferença nessas costelas é uma elevação da extremidade anterior das mesmas que produz um movimento para trás da porção inferior do esterno, reduzindo o diâmetro torácico (RUPPEL, 2000a).

2.5 AVALIAÇÃO DA VIA AÉREA

A função da via aérea pode ser avaliada pela quantificação do fluxo ou volume gasoso. O calibre das vias aéreas reduz-se pelas suas gerações e a maior resistência ao fluxo aéreo é geralmente na via aérea superior. A sustentação das vias aéreas é dada pela cartilagem, nas vias de maior calibre, e pela tração radial circunjacente do pulmão, nas de menor calibre, o que permite que seus calibres aumentem com o volume dos pulmões (MORGAN & SINGH, 2002).

Os testes funcionais medem o calibre da via aérea, sendo que estes estão bem estabelecidos na prática clínica e a maioria dos testes de permeabilidade destas analisam a função expiratória. Os métodos mais comuns são a espirometria, curvas fluxo-volume e pico de fluxo expiratório (PFE) (MORGAN & SINGH, 2002; COSTA, 1999).

A produção de um espirograma a partir de uma expiração forçada máxima, seguida de uma inspiração máxima, é fidedigna e proporciona o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1) e capacidade vital forçada (CVF). A medida é geralmente realizada utilizando-se um espirômetro que mede o volume ou a derivada de um sinal de fluxo obtido

de um pneumotacógrafo ou turbina. Mais comumente, o VEF_1 e a CVF são tomadas na mesma manobra, mas uma maior CV pode ser obtida em pacientes com doença na via aérea se ela for realizada lentamente. Esta é uma medida simples e que pode detectar e quantificar a obstrução da via aérea, porém, não indica a causa (MORGAN & SINGH, 2002).

Há várias outras técnicas que medem diferentes aspectos de volume. Uma das técnicas é a espirometria por análise de gases, também chamada de completa. Essa técnica fornece todos os volumes e capacidades pulmonares, pois é possível a identificação do volume residual (VR). Em conjunto com os outros volumes e capacidades que são obtidos pela espirometria convencional, podemos conhecer o valor da CPT. Essa técnica utiliza um circuito fechado contendo uma concentração conhecida de hélio ou hidrogênio, pois esses gases não são absorvidos pela circulação (COSTA, 1999).

Outra maneira utilizada emprega o princípio da lei de Boyle, em que o gás no tórax é comprimido e a alteração na pressão é usada para calcular o volume de gás dentro do tórax. Para a utilização desse método é necessário um pletismógrafo ou uma caixa hermética, sendo que em ambos o volume real estimado é a CRF; e a CPT e o VR são obtidos por um traçado espirométrico suplementar. Outra técnica envolve o cálculo do volume total dos pulmões pelas dimensões da radiografia do tórax, que inclui o volume total de gás, tecido e sangue (MORGAN & SINGH, 2002).

A medida de curva fluxo-volume hoje em dia tornou-se comum e pode fornecer informações sobre a natureza da obstrução na via aérea. Esse teste consiste no traçado do fluxo aéreo a partir de uma expiração máxima contra o volume expirado quando os pulmões se esvaziam. O fluxo aéreo alcança um PFE depois de aproximadamente 100 milissegundos e a partir daí começa a diminuir linearmente, enquanto os pulmões se esvaziam. Pela medição contínua, na próxima inspiração máxima, uma alça fluxo-volume é produzida, permitindo que sejam medidos os índices do fluxo inspiratório (MORGAN & SINGH, 2002).

O PFE é um componente da manobra fluxo-volume que tem sido largamente utilizado pela disponibilidade de aparelhos simples para sua mensuração. Desde que o paciente não tenha fraqueza da musculatura respiratória e realize esforço máximo, o PFE reflete o calibre da via aérea. O verdadeiro valor do PFE está na repetitividade do processo, além de ser portátil (MORGAN & SINGH, 2002).

2.6 AVALIAÇÃO DA MUSCULATURA RESPIRATÓRIA

Os músculos respiratórios são responsáveis pela expansão e retração dos pulmões, que envolvem o estiramento ou o relaxamento controlado dos pulmões a partir da CRF, que é o volume em repouso dos pulmões, determinado pela distensão da caixa torácica e pelo recolhimento elástico da matriz pulmonar (MORGAN & SINGH, 2002).

É difícil estudar diretamente a função dos músculos respiratórios devido as suas origens e inserções complexas. Além disso, seu produto, que é a pressão gerada dentro da cavidade torácica, depende da ação coordenada de muitos músculos com funções individuais que podem ser difíceis de distinguir *in vivo* (MORGAN & SINGH, 2002).

Pesquisas como a de Davis et al. (1999) e Cala (1996) vêm sendo realizadas com o intuito de melhorar ou encontrar novas técnicas de avaliação e monitoração da caixa torácica e da musculatura respiratória. A avaliação do desempenho dos músculos respiratórios pode ser descrita em termos de força e resistência, sendo medida normalmente por meio da resistência ou limiar de carga inspiratória, usando dispositivos que também são utilizados para treinamento muscular (FIZ et al., 1998). Essas medidas podem ser feitas através de métodos invasivos e não-invasivos. A mobilidade/expansibilidade da caixa torácica também é uma medida realizada na avaliação da musculatura respiratória

Segundo Syabbalo (1998), a medida de força dos músculos respiratórios é útil para descobrir a fraqueza desses e quantificar sua severidade. Em pacientes com fraqueza da musculatura respiratória severa, a CV está reduzida, mas é uma medida não-específica e relativamente insensível. Convencionalmente, a força dos músculos inspiratórios e expiratórios é avaliada pelas pressões inspiratórias e expiratórias máximas sustentadas por 1s ($P_{Imáx}$ e $P_{Emáx}$) durante uma manobra estática máxima contra um obturador fechado. Porém, P_{Imax} e P_{Emax} são testes volicionais, de baixa reprodutibilidade, com um coeficiente de variação de 25%. A manobra de inalação é natural e provavelmente de mais fácil execução. A pressão transdiafragmática de *sniff* (fungadela ou suspiro) (MORGAN & SINGH, 2002) é mais bem reproduzida, sendo medida útil de força do diafragma. Não obstante, a manobra de *sniff* também é vontade-dependente, e esforços sub-máximos são prováveis de acontecer em pacientes que estão doentes ou ofegantes. Testes não-volicionais incluem medidas de estremeção por pressão esofageal, gástrica e transdiafragmática durante a excitação elétrica e magnética bilateral do nervo frênico. A excitação elétrica do nervo frênico é tecnicamente difícil e também é incômoda e dolorosa. Já a excitação magnética do nervo frênico é menos dolorosa e a pressão transdiafrágmatica é reprodutível em sujeitos normais. É um teste relativamente fácil que tem o potencial para se tornar um método amplamente adotado para a avaliação de força do diafragma. O desenvolvimento de uma técnica para medir o som diafragmático (fonomiograma) durante a excitação magnética do nervo de frênico é um modo para a avaliação não-invasiva da função diafragmática.

2.6.1 Métodos invasivos

A avaliação da força do diafragma é medida pelo uso de balões conectados a transdutores de pressão esofageal e gástrico, sendo que o gradiente através do diafragma,

durante uma inspiração máxima ou uma manobra de *sniff*, é uma medida indireta da força do diafragma (MORGAN & SINGH, 2002).

Fitting e Grassino (1986) colocam que a incoordenação dos movimentos tóraco-abdominais, freqüentemente notada em pacientes com obstrução crônica da via aérea e em casos de fadiga muscular, pode ser obtida através da mensuração da variação das pressões inspiratórias pleurais e abdominais pelo uso de balões esofageais e gástricos.

Bartosiewicz et al. (1997) colocam que há uma boa relação entre as pressões inspiratórias nasal e esofageal em indivíduos saudáveis e em indivíduos com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) em manobras de *sniff*. Resultados semelhantes são obtidos usando manobras de suspiro, porém, em pacientes com mudanças intersticiais pulmonares com complacência diminuída os resultados para serem fidedignos precisam ser verificados através da mensuração da pressão esofageal com a manobra de suspiro.

A medida da pressão transdiafragmática por excitação do nervo frênico é um teste não-volicional, considerado uma técnica sensível e segura para avaliar a função diafragmática. Freqüentemente tem sido usada para avaliar a força da musculatura diafragmática e descobrir processos de fadiga do mesmo, além de também poder ser utilizada para avaliar o efeito de tratamentos clínicos e treinamento da musculatura respiratória (LUO et al., 2002).

2.6.2 Métodos não-invasivos

Costa et al. (2003) realizaram um estudo que teve como objetivo avaliar os elementos da mecânica respiratória de indivíduos obesos no que se refere à força da musculatura respiratória, através das medidas de P_{Imáx.} e P_{Emáx.}, e da mobilidade tóraco-abdominal, através da amplitude tóraco-abdominal nos níveis axilar, xifoidiano e abdominal. Para tanto, 29 indivíduos obesos foram divididos em grupo experimental e em grupo controle, sendo que o primeiro grupo foi submetido a 18 sessões de Reeducação Funcional Respiratória (RFR),

alongamento geral da musculatura e relaxamento muscular, 2 vezes por semana, durante 9 semanas. Foi constatado que não ocorreram diferenças significativas nos valores da PEmáx. em ambos os grupos estudados, mas a PImáx., a AXif e a AAbd aumentaram significativamente no grupo experimental, concluindo que a RFR causou um aumento na força muscular inspiratória e das amplitudes tóraco-abdominais desses indivíduos obesos.

Ferreira et al. (1998) avaliaram a força muscular respiratória (FMR) em indivíduos submetidos a treinamento físico regular em diversas categorias esportivas. Foram avaliados 473 atletas nas modalidades esportivas de natação, handball, voleibol, basquete, futebol, pólo aquático, corrida, ginástica olímpica, karatê e judô. A FMR foi mensurada através da PImáx. e da PEmáx.; também foram avaliadas as medidas de Peak Flow (PF) e cirtometria tóraco-abdominal. O PF foi mensurado em l/min, com o uso de um aparelho portátil e a cirtometria foi medida em cm com uma fita métrica, nos níveis axilar, xifoidiano e abdominal. Todas as medidas foram realizadas na posição ortostática. Foram constatados valores médios de PImáx., PEmáx. e PF significativamente maiores nos homens em relação às mulheres. Já os valores médios da cirtometria torácica e abdominal, ponderados por um Índice de Amplitude (IA), não apresentaram diferenças significativas entre os sexos. E considerando-se todos os indivíduos avaliados, foi verificada uma correlação positiva entre o PF e as cirtometrias tóraco-abdominais, não havendo diferenças significativas entre as categorias esportivas com relação às médias dos valores da FMR, PF e cirtometrias. Chegou-se à conclusão de que a permeabilidade das vias aéreas acompanha as cirtometrias tóraco-abdominais nas categorias esportivas estudadas e que a força muscular respiratória e o PF são maiores nos atletas do sexo masculino em relação ao feminino.

As discrepâncias na avaliação da assincronia tóraco-abdominal foram estudadas por De Groote et al. (2000). Neste estudo foram testadas as hipóteses de que estas diferenças são devido à escolha do sensor de movimento respiratório, que tem uma dependência diferente no

perímetro transverso e variações da área da parede torácica. Para tanto, primeiro foi estudado a troca de fase entre perímetro e área para um modelo elíptico que foi deformado por mudanças senoidais de seus eixos principais. Depois, foi computada a relação entre o perímetro, a área, e a saída do sensor indutivo, comparando a pletismografia por indutância com medidas de tensão para várias deformações de seção transversa. Observou-se que ambos sensores podem prover informações de fase diferentes para deformações de seção transversas idênticas, o que permite calcular a assincronia tóraco-abdominal de formas diferentes, porém, a dependência complexa do sensor indutivo no perímetro e área adverte contra o uso deste sensor.

Em um estudo realizado por Cala et al. (1996) estimou-se o volume pulmonar e da parede torácica através da associação de um sistema óptico reflexivo para calcular o volume total da parede torácica e os volumes inspirados e expirados comparados com volumes obtidos por espirometria. Concluiu-se que, por esta técnica, pode-se calcular os volumes da espirometria diretamente da parede torácica, podendo também ser possível aplicar esta técnica para calcular a forma da parede do tórax, dos volumes regionais e análise do movimento.

Segundo Fitting & Grassino (1986) as técnicas de magnetometria e pletismografia respiratória por indutância permitem o estudo dos movimentos da parede torácica em dois movimentos separados: torácicos e abdominais; possibilitando a avaliação quantitativa da incoordenação tóracoabdominal. Os mesmos autores também colocam que a força máxima da musculatura respiratória, que é um importante índice da reserva funcional a disposição de um paciente, pode ser avaliada através das pressões inspiratórias e expiratórias máximas medidas contra a boca em oclusão.

Hayot et al. (2000) avaliaram se o índice tensão-tempo não-invasivo dado pela relação da pressão de oclusão da boca pela pressão inspiratória máxima e o tempo inspiratório pelo tempo total poderiam avaliar fidedignamente o índice tensão-tempo dos músculos

inspiratórios durante o exercício. Utilizando um grupo de indivíduos saudáveis e outro de indivíduos com DPOC, concluíram que nos indivíduos saudáveis as mudanças no índice tempo-tensão não-invasivo durante o exercício reflete o índice tensão-tempo dos músculos inspiratórios, permitindo a estimativa satisfatória do índice tempo-tensão das medidas não-invasivas, porém, nos indivíduos com DPOC esta correlação foi baixa.

No estudo de McKenzie et al. (2000) um método não-invasivo para estimar o comprimento do diafragma em sujeitos saudáveis foi validado para uso em pacientes com DPOC avançada. Através de imagens radiográficas ou de tomografia computadorizada, o comprimento do diafragma pode ser calculado de medidas de diâmetro transversal da caixa torácica e o comprimento da zona de justaposição.

Davis et al. (1999) desenvolveram uma técnica de pletismografia respiratória por fibra ótica (FORP) modificada para monitorar a velocidade e a pequena amplitude dos movimentos da caixa torácica durante a ventilação oscilatória de alta frequência. O sensor FORP é um cinto expansível que envolve o tórax, no qual é alojada uma volta de fibra ótica que altera seu raio de curvatura como uma função do perímetro do tórax. Por esse sensor é possível a compreensão da dinâmica dos movimentos do tórax e da parede abdominal.

Kondo et al. (2000) analisaram o movimento respiratório relacionado à parede torácica através de um método não-invasivo, a imagem de ressonância magnética, com 30 imagens seqüenciais (tempo escaneado, 0.4 s por imagem) nos planos sagital, axial e coronal durante a respiração tranquila e na respiração profunda máxima. A ventilação foi medida simultaneamente com pneumotacógrafo. Houve uma correlação linear entre volume pulmonar instantâneo e área transversa pulmonar. O movimento do diafragma e da caixa torácica também foi correlacionado linearmente ao volume pulmonar instantâneo. Concluiu-se que o estudo da imagem de ressonância magnética dinâmica com a medida de ventilação simultânea é um método simples e seguro para avaliação do movimento da parede do tórax local, e que

nem o diafragma e nem a caixa torácica trabalham como uma única unidade funcional durante ventilação ativa.

Giordano et al. (1997) estudaram a distribuição regional da ventilação pulmonar e o movimento diafragmático através de um método de cintigrafia não-invasiva. Pela distribuição do aerossol inalado foi marcado e avaliado baseado em quatro padrões de cintigrafia, variando da distribuição homogênea (contagem = 1) à hipoventilação severa difusa (contagem = 4). O movimento do diafragma foi avaliado usando um índice computado para cada hemi-diafragma pela normalização e subtração de dois dígitos escaneados, obtidos durante inspiração e a expiração máximas, respectivamente. Este estudo deduziu que a cintigrafia da ventilação pulmonar provê informações sobre a distribuição regional da ventilação e no movimento do diafragma.

Barros et al. (1999) realizaram um estudo para analisar os padrões respiratórios com base nos movimentos da superfície do tronco. Através da análise cinemática tridimensional, foi desenvolvido um método para identificar e comparar padrões respiratórios baseados em uma análise do movimento da superfície do tronco. Para a análise da superfície anterior do tronco foi selecionado um grupo de sujeitos que praticam yoga, que, provavelmente pelo treinamento, apresentem alterações no padrão respiratório, para ser comparado com um grupo controle, a fim de verificar se o método proposto seria capaz de distingui-los. O trabalho mostrou a viabilidade do uso da análise cinemática tridimensional para um estudo relacionado aos movimentos respiratórios.

Loula et al. (2003) realizaram um estudo baseado na videogrametria para análise dos volumes respiratórios total e parcial do tronco e abdômen, utilizando o sistema para análise cinemática *Dvideow*. Para tanto, um sujeito saudável foi marcado com 100 marcadores reflexivos para representar o modelo do tronco, que foi dividido em 8 poliedros irregulares de 8 vértices, e cada um destes em 6 tetraedros de vértices conhecidos. Cada um dos poliedros

corresponde a uma respectiva região, que foi definida como: tórax superior direito e esquerdo, tórax inferior direito e esquerdo, abdômen superior direito e esquerdo, abdômen inferior direito e esquerdo. A soma dos volumes dos compartimentos correspondeu ao volume do tronco e a variação destes volumes permitiu quantificar o volume de ar inspirado e expirado em cada compartimento, bem como determinar o volume corrente, a capacidade vital e também assimetrias bilaterais. A defasagem entre os sinais nos diferentes compartimentos pôde também ser verificada, estando esta associada aos padrões de movimentação do tronco durante a respiração.

Sarro et al. (2003) desenvolveram uma metodologia para analisar os movimentos da caixa torácica durante a respiração utilizando a videogrametria, através do sistema *Dvideow*. Para tal foi realizada uma análise da variação angular de cada par de costelas a partir da evolução temporal de 4 ângulos articulares, sendo que 3 ângulos de rotação (ângulos de Euler) foram calculados entre o sistema de coordenadas associado ao *i*-ésimo par de costelas e ao sistema de coordenadas, enquanto o 4º ângulo foi formado entre os planos associados a costela direita e esquerda do *i*-ésimo par de costelas. A metodologia adotada incluiu a representação da caixa torácica através de um modelo constituído por 21 segmentos rígidos, representando os 10 pares de costelas e o esterno. Foram posicionados 38 marcadores esféricos indicando os pontos anatômicos na caixa torácica. O sujeito do estudo estava sentado e foi instruído a seguir com a respiração em uma curva senoidal, que correspondia a uma inspiração na parte ascendente da curva, uma expiração na parte descendente e uma apnéia expiratória na pausa, sendo que o procedimento foi realizado até completar 5 vezes. Foi feita uma análise da acurácia do sistema, uma análise da sensibilidade das variáveis angulares ao erro padrão do sistema e uma análise da variabilidade intra-examinador dos resultados, devido ao reposicionamento dos marcadores em dias diferentes. Os resultados obtidos mostraram que a metodologia aplicada foi capaz de identificar um sinal correspondente à respiração em todas

as costelas e também a diferença de angulação destas, porém, sendo necessário rever o reposicionamento dos marcadores.

Silvatti et al. (2003) realizaram um estudo onde o objetivo foi descrever os movimentos do tórax e do abdômen durante a respiração baseado na videogrametria, utilizando o sistema de análise cinemática *Dvideow*, através de coordenadas tridimensionais reconstruídas a partir de 4 pontos posicionados no tronco: processo xifóide do esterno, cicatriz umbilical, nona vértebra torácica e terceira vértebra lombar. Foram realizadas filmagens com 4 indivíduos com idades entre 5 e 25 anos, na posição sentada, que realizaram uma seqüência de ciclos respiratórios em VC por 1 minuto. Para cada curva de variação da distância em função do tempo, foi calculado o desvio médio quadrático e aplicado o coeficiente de correlação entre as variáveis. Os resultados encontrados indicaram que a descrição proposta foi sensível aos movimentos respiratórios inclusive na respiração tranqüila, sendo que as variáveis pesquisadas permitiram avaliar a amplitude e o padrão de movimentação do tórax em relação ao abdômen.

3 MÉTODO

3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

Este estudo enquadra-se dentro da pesquisa experimental que, segundo Cervo e Bervian (1983) e Rudio (1986), caracteriza-se pela manipulação direta das variáveis ligadas ao estudo, interferindo em algum aspecto da realidade dentro de condições previamente definidas e buscando descobrir o modo como determinado fenômeno acontece.

Segundo o Relatório do CNPQ (2003), este estudo caracteriza-se como pesquisa de desenvolvimento de serviços tecnológicos, pois teve como objetivo construir e validar um instrumento, assim como validar um procedimento de utilização para este.

3.2 O PROTÓTIPO

O instrumento foi construído com a finalidade de medir a variação do perímetro tóraco-abdominal tal qual a medida realizada tradicionalmente com a fita métrica, a cirtometria tóraco-abdominal, porém, com o intuito de tornar o processo mais confiável.

3.2.1 Concepção e construção do protótipo

As medidas de diferença no perímetro torácico e abdominal foram feitas utilizando-se o protótipo para cirtometria torácica e abdominal instrumentalizada, construído no

Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC, que utiliza um sensor óptico tipo *encoder* de deslocamento linear com processamento digital, ilustrado na Figura 2 e representado nos esquemas do Anexo 1 (Vistas frontal, superior, inferior e laterais esquerda e direita).

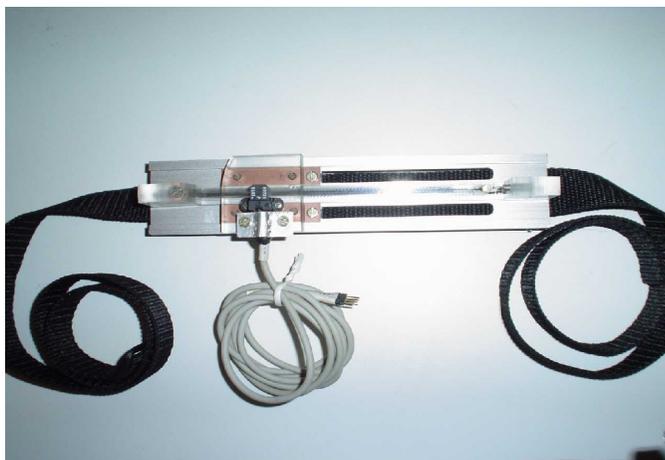


Figura 2: Protótipo para cirtometria torácica e abdominal instrumentalizada.

Para a construção do protótipo foram utilizados os seguintes materiais, também apresentados na Figura 3:

- ✓ um trilho de alumínio;
- ✓ duas barras para circuito impresso;
- ✓ uma placa de acrílico;
- ✓ um *encoder* (sensor óptico) de deslocamento linear (propriedades serão descritas no processo de calibração);
- ✓ uma fita de *nylon* (100% *polyester*) de 2m de comprimento e 2,5cm de largura;
- ✓ uma mola para reposicionamento do sensor.



Figura 3: Componentes utilizados na construção do protótipo

O sensor óptico consiste de um transdutor e uma fita com barras. Quando o transdutor desliza sobre a fita, um sinal elétrico é gerado, que pode ser desencadeado pelo menor deslocamento do sensor.

3.2.2 Composição e funcionamento

Sobre uma base de acrílico fixada sobre as barras para circuito impresso, foi montado o sensor óptico, sendo esta a estrutura móvel do instrumento que irá deslizar sobre o trilho de alumínio. Nas duas extremidades do trilho foram fixados, com parafusos, dois suportes de acrílico para prender a fita com barras, sendo que em uma das extremidades é presa uma mola que gera uma tensão na fita.

O deslocamento do sensor gera dois sistemas de pulsos, com largura dependente da velocidade de deslocamento e ângulo de defasagem entre eles dependente do sentido do deslocamento. Esses sinais podem ser processados de forma digital, não requerendo conversão analógico-digital e nem uma amplificação analógica do sinal, conferindo ao sensor uma maior estabilidade e eliminando-se o problema do ruído no processamento analógico.

Para a aquisição dos dados foi utilizado o *Associative Measurement Laboratory* ou AmLabII©, que é um sistema de aquisição, processamento e armazenamento de sinais e

dados, que gerencia eventos e trabalha em tempo real, disponibilizando dados na forma digital e analógica. Ele possibilita a aquisição e visualização de até 1440 canais analógicos simultaneamente. O sistema existente no Laboratório de Biomecânica do CEFID / UDESC trabalha com até 64 canais de entrada de sinais analógicos. Esse sistema opera na plataforma Windows 3.11 e é composto por *software* e *hardware* específicos instalados em um microcomputador. Isso permite a realização de projetos, mediante programação, emulando diferentes instrumentos.

Tanto para o manovacuômetro digital, equipamento utilizado para mensurar a P_{Imáx.} e a P_{Emáx.} descrito no item 3.3.2.2, quanto para o protótipo para cirtometria torácica e abdominal foi elaborado um projeto (cirtoma1.prw) que emula as funções dos dois instrumentos. O projeto permite usar as duas funções simultaneamente, sendo que os gráficos aparecem sobrepostos. Além disso, há quatro mostradores numéricos indicando o deslocamento total, o deslocamento obtido na inspiração e outro na expiração e a pressão, além de recursos como botões que permitem zerar o sistema e registrar os dados em disco durante um intervalo de tempo pré-determinado e também zerar o valor da pressão do sistema.

Para os protocolos 1 e 2, descritos nos itens 3.3.3.2 e 3.3.3.3 respectivamente, utilizou-se sempre uma mesma frequência de aquisição de 1000Hz. No protocolo 1, em que as medidas eram feitas simultaneamente, o tempo foi de 12s; para o protocolo 2 as medidas de pressão e deslocamento torácico foram feitas separadamente, sendo o tempo de 5s para medir as pressões respiratórias e de 12s para medir as variações dos perímetros torácicos e abdominal.

3.2.3 Processo de validação

Para a obtenção dos parâmetros de validação do equipamento realizaram-se vários ensaios e dois estudos pilotos, I e II, com a finalidade de determinar a validade e a

fidedignidade do equipamento. Para tanto utilizou-se alguns dos procedimentos do método de validação de instrumentos propostos por Melo (1995).

3.2.3.1 Processo de calibração

A calibração, processo que mede o quanto um instrumento pode marcar, consistiu na determinação da resolução do sensor óptico de deslocamento linear, que nada mais é do que a quantidade de pontos que o sensor lê por milímetro. A primeira calibração foi realizada com o sistema de aquisição de dados SAD32[®] e a segunda com o sistema de aquisição e processamento de sinais AmLabII©.

Nos dois processos de calibração, o deslocamento do sensor foi limitado pela utilização de anteparos mecânicos a fim de garantir os mesmos pontos inicial e final para cada repetição.

Para a calibração feita com o *software* SAD32[®], o sensor foi deslocado 20 vezes, na mesma direção, para cada uma das distâncias: 50, 100, 150 e 200mm. As distâncias foram escolhidas em função do tamanho inicial do trilho de alumínio disponível, que era de 230mm. Os resultados encontram-se na Tabela 2, no item **4.1.1** na página 40.

Os pulsos gerados pelo transdutor em cada repetição foram adquiridos em função do tempo numa frequência de amostragem de 5000Hz, tempo de aquisição de 10s, por um microcomputador dotado de uma placa de aquisição de dados (conversor A/D, 12 bits) da *Computer Boards*, modelo CIO-DAS1600/12.

Para a interpretação dos dados foi desenvolvido um macro para rodar no *software* SAD32[®]. As funções realizadas foram a derivação das curvas, onde a cada troca de nível do sinal digital é gerado um pico na curva derivada; identificando e contando os picos máximos que representam os pontos percorridos durante o tempo de aquisição, como ilustrado na Figura 4.

Os deslocamentos ocorreram sempre em uma só direção, que foi da esquerda para a direita, então, a defasagem entre os dois canais pôde ser desprezada e, para facilitar a interpretação dos dados, foi utilizado apenas um canal. O sinal adquirido, representado na Figura 4, mostra o deslocamento do sensor em relação à fita (onda retangular), em que, através da derivação do sinal, foi obtido o número de pontos durante o tempo de aquisição.

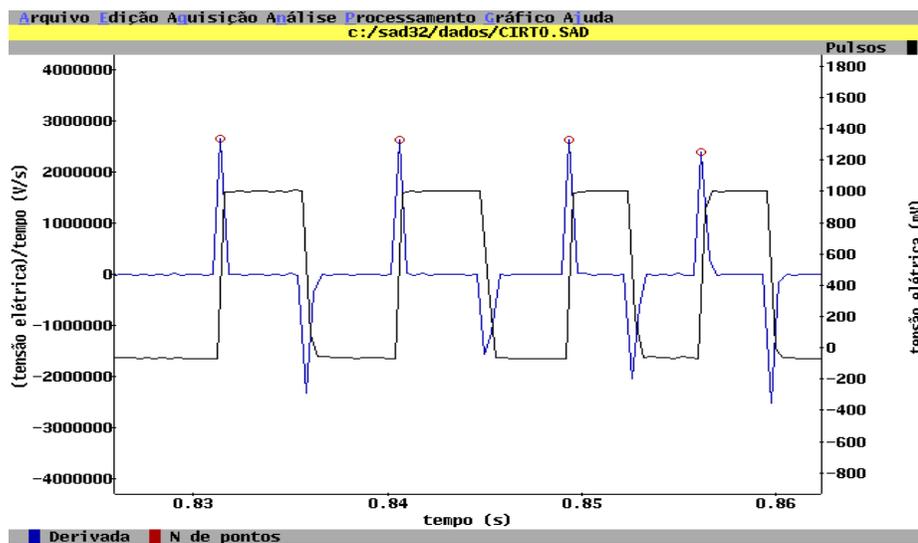


Figura 4: Gráfico da Aquisição no *software SAD32*[®]
 Fonte: Borges Jr. et al. (2003)

A calibração feita com o sistema AmLabII© foi semelhante à realizada com o sistema SAD32[®], porém, foram realizadas 10 repetições para cada uma das distâncias: 50, 100 e 150mm, no sentido da inspiração e no sentido da expiração. Os resultados encontram-se na Tabela 3, no item **4.1.1** na página 41.

Para esse estudo foi desenvolvido um projeto específico (cirto.prw) no AmLabII©, visando a emulação de um instrumento para medições das variações do perímetro torácico durante a respiração. O projeto apresenta uma tela contendo um gráfico da variação do perímetro x tempo, correspondendo ao deslocamento do sensor, e três mostradores numéricos indicando o deslocamento total, o deslocamento obtido na inspiração e outro na expiração.

Também foram previstos recursos como botões que permitem zerar o sistema e registrar os dados em disco durante um intervalo de tempo pré-determinado.

O número de repetições, tanto para o processo utilizando o SAD32[®] quanto para o que foi realizado com o AmLabII©, foi estabelecido a partir do momento em que as medidas realizadas não apresentassem variações.

Correlacionou-se os dados obtidos no SAD32[®] com os do AmLabII© e obteve-se um índice de correlação de $r = 0,999$; o que mostra que mesmo que se utilize um sistema que necessite de conversão A/D o sistema ainda continuará confiável devido à resolução do sensor.

3.2.3.2 Determinação da validade

A validação de um instrumento consiste na relação entre o instrumento real e o instrumento ideal, ou seja, a capacidade do instrumento mensurar corretamente uma medida sendo ela pré-conhecida ou não (KLEIN *apud* OKAI & MORAES, 1999).

A validade do sistema em medir a amplitude dos deslocamentos do tórax obteve-se primeiramente pela validade teórica em medidas lineares, dada pelo próprio sensor através da resolução e do uso de materiais semelhantes aos utilizados em cintos de segurança automotivo, que apresentam alta flexibilidade e baixo alongamento quando submetidos à tração. O sensor foi colocado na região anterior do tórax e do abdômen para permitir uma melhor aproximação da medição da variação do perímetro com um medidor linear.

A validade concorrente fez-se correlacionando-se as medidas obtidas com o protótipo e com as obtidas com o manovacuômetro digital.

Num terceiro momento, realizou-se a validade experimental através da construção de um sistema fechado, representado na Figura 5, utilizando mangueiras, válvulas de gás e um mini-compressor de ar, enchendo e esvaziando uma bola de plástico, numa tentativa de

simular o sistema respiratório, a respiração humana, e verificar a possibilidade de calcular a complacência total no simulador através das medidas de variação do perímetro e pressão.

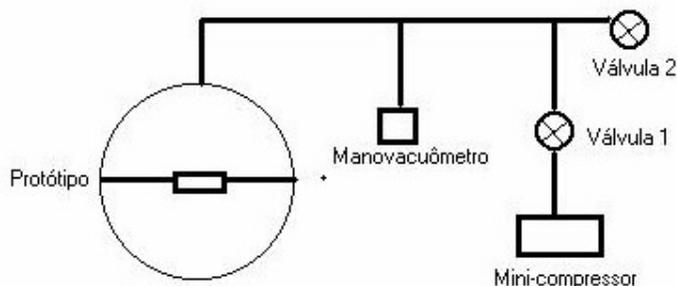


Figura 5: Desenho esquemático do sistema respiratório artificial utilizado para obter as medidas de complacência

Para a montagem do sistema acima foram utilizados os seguintes materiais:

- 2m de mangueira flexível com $\frac{3}{4}$ de polegada;
- 2 válvulas de gás unidirecionais;
- conectores com $\frac{3}{4}$ de polegada;
- 1 mini-compressor de ar 300psi Segal Tools;
- 1 bola plástica de praia;
- 1 multímetro digital Minipa;
- 1 fonte de tensão variável de 0 a 25V Phywe;
- manovacuômetro .construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID / UDESC;
- protótipo para cirtometria tóracoabdominal construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID / UDESC.

A aquisição foi feita utilizando-se o protótipo colocado em torno do diâmetro da bola, simulando o tórax humano.

O sistema foi montado a partir do mini-compressor de ar, que se liga à válvula 1 e desta saia uma conexão para a bola e outra para o manovacuômetro. O manovacuômetro, por sua vez, conecta-se à válvula 2, que permite a saída do ar. As coletas com o protótipo e o

manovacuômetro foram realizadas simultaneamente, utilizando-se uma frequência de aquisição de 1000Hz e tempo de 20s.

O procedimento adotado foi o seguinte:

1. ligava-se o mini-compressor de ar e em seguida abria-se a válvula 1;
2. quando a válvula 1 era aberta iniciava-se a aquisição no AmLabII© e verificava-se com o multímetro a voltagem utilizada no mini-compressor;
3. quando chegava no tempo de 10s fechava-se a válvula 1 e abria-se a válvula 2.

Os passos 1 e 2 simulavam a fase inspiratória e o passo 3 a fase expiratória, de forma passiva, apenas sob a ação da pressão atmosférica. Foram realizadas quatro repetições com voltagens diferentes, sucessivamente.

Para calcular a complacência da bola mediu-se o perímetro inicial (d_i) com uma fita milimétrica e a partir deste o raio (R), através da equação (1), considerando-se a bola como uma esfera perfeita.

$$d_i = 2\pi R \quad (1)$$

Obtendo-se o raio, calculou-se o volume da bola (V) através da equação (2).

$$V = \frac{4}{3}\pi R^3 \quad (2)$$

Desta forma, a complacência da bola (C_B) para cada repetição pode ser obtida através da equação (3).

$$C_B = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3)$$

A média da complacência da bola ($\overline{C_B}$) foi obtida através da equação (4).

$$\overline{C_B} = \sum_i^{n=4} \frac{\Delta V_i}{\Delta P_i} \quad (4)$$

3.2.3.3 Determinação da fidedignidade

Para que se possa ter confiança nos valores medidos por um determinado instrumento, Rudio (1986) menciona que um instrumento é fidedigno quando, aplicado à mesma amostra, oferece consistentemente os mesmos resultados.

A fidedignidade do equipamento foi obtida seguindo as seguintes etapas:

- 1) Procedimento básico de calibração, através de deslocamentos sucessivos do sensor em distâncias conhecidas e aquisição do sinal elétrico correspondente, conforme descrito no item 3.2.3.1 e os resultados constantes na Tabela 2;
- 2) Definição de um procedimento para obtenção dos valores de deslocamento do sensor, descrito no item **3.3.3**, com a utilização dos protocolos 1 e 2 descritos nos itens 3.3.3.2 e 3.3.3.3 respectivamente;
- 3) Análise e confronto das medidas de variabilidade em dados brutos, através dos desvios padrão e coeficientes de variabilidade, constantes nas Tabelas 7 e 8 no item 4.2 nas páginas 46 e 47.

3.3 ENSAIOS PRELIMINARES

Realizaram-se alguns ensaios utilizando-se os protocolos 1 e 2, que serão descritos nos itens a seguir, com o intuito de registrar e verificar a aplicabilidade dos mesmos em indivíduos saudáveis para definir qual o procedimento mais apropriado a ser adotado e obter dados para analisar e confrontar as medidas de variabilidade em dados brutos.

3.3.1 Sujeitos do estudo

A amostra deste estudo enquadra-se na classificação de Rudio (1986) como sendo do tipo probabilística casual simples.

Para que fosse possível testar os procedimentos de avaliação e de aquisição das medidas de amplitude tóraco-abdominal, foram selecionados aleatoriamente 10 estudantes do CEFID / UDESC na faixa etária entre os 20 e 30 anos de idade, de ambos os sexos, sem patologias respiratórias.

As características dos sujeitos participantes dos protocolos 1 e 2 encontram-se na Tabela 1. Com exceção de um sujeito, que não pode estar presente para a aplicação do segundo protocolo, as coletas foram realizadas com os mesmos indivíduos. As características individuais encontram-se no Anexo 2 (Tabelas 1a e 1b).

Tabela 1: Características dos sujeitos do protocolo 1 e 2

<i>Protocolo 1</i>	Idade	Estatura	Massa corporal	D.Pe.	D.A.M.	D.S-I.
	(anos)	(cm)	(kg)	(mm)	(mm)	(mm)
\bar{X}	24,9	173,31	70,4	6,91	9,13	17,42
S	3,48	8,83	12,76	3,26	5,57	7,12
n	10	10	10	10	10	10
<i>Protocolo 2</i>	Idade	Estatura	Massa corporal	D.Pe.	D.A.M.	D.S-I.
	(anos)	(cm)	(kg)	(mm).	(mm)	(mm)
\bar{X}	24,78	172,46	69,68	7,10	9,54	17,84
S	3,67	13,31	8,91	3,40	5,74	7,42
n	9	9	9	9	9	9

3.3.2 Instrumentos de medida

Neste estudo foram realizadas medidas antropométricas de estatura, dobras cutâneas e massa corporal, medidas de PImáx. e PEmáx., e medidas de diferença no perímetro tóraco-abdominal, as quais requererão diferentes equipamentos.

3.3.2.1 Medidas antropométricas

Para as medidas antropométricas de estatura utilizou-se um estadiômetro fixado na parede, com resolução de 0,001m, e para a mensuração da massa corporal foi utilizada uma balança digital da marca Toledo, modelo 2096PP, com resolução de 0,05kg, com capacidade de carga máxima de 150kg e de carga mínima de 1,25kg.

Para as medidas de dobras cutâneas utilizou-se um adipômetro Sanny, com apalpadores ovalizados com área de aproximadamente 97mm^2 , com amplitude do campo de medição de 0 a 80mm, escala de medição em décimos de milímetro com proporção de 1:10, pressão de trabalho de $9,8\text{g/mm}^2$, e tolerância de medição de $\pm 0,5\text{mm}$.

3.3.2.2 Medidas de pressões respiratórias estáticas máximas

Para as medidas de $P_{\text{Imáx}}$ e $P_{\text{Emáx}}$ utilizou-se um manovacuômetro digital construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC. Para tanto, foi utilizado um sensor de pressão monolítico tipo KP100A, com tensão de alimentação de 7,5 a 12V. Esse instrumento opera com pressões de até 2 bar, podendo chegar ao máximo de 4 bar; coeficiente de temperatura com compensação de 0,02 %/K, resistência de 1800 Ω , tensão de compensação de $\pm 5\text{ mV/V}$.

3.3.2.3 Medidas de diferença no perímetro tóraco-abdominal

Para as medidas de variação no perímetro tóraco-abdominal utilizou-se o protótipo para cirtometria tóraco-abdominal instrumentalizada, descrito nos itens **3.2.1** e **3.2.2**.

3.3.3 Coleta de dados

A coleta de dados propriamente dita foi realizada através das medidas de diferença no perímetro torácico e abdominal, utilizando-se o protótipo construído para cirtometria

instrumentalizada. Para maior detalhamento na caracterização do perfil dos sujeitos, foram realizadas medidas antropométricas de estatura (cm), dobras cutâneas (mm) e peso corporal (kg), PImáx. (cmH₂O) e PEmáx. (cmH₂O).

Primeiramente, o projeto passou pelo Comitê de Ética para autorização do seu andamento como projeto de pesquisa (ANEXO 3). Em seguida, foi feito o contato prévio com os sujeitos pesquisados e posterior agendamento para a realização das coletas no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC.

O procedimento para coleta seguiu as seguintes etapas: medição da estatura e massa corporal dos sujeitos, através de uma balança e de um estadiômetro, respectivamente, da maneira descrita por Petroski (1999). Em seguida foi tomada a medida das dobras cutâneas, através de um adipômetro, nos pontos correspondentes aos de referência para a colocação do sensor axilar, processo xifóide do esterno e últimas costelas, sendo estas medidas realizadas segundo o protocolo preconizado por Petroski (1999):

- Peitoral (D.Pe.): como referência anatômica é utilizado o primeiro terço da linha entre a axila anterior e o mamilo;
- Axilar média (D.A.M.): o ponto de referência utilizado é onde coincide o nível da junção xifo-esternal com a linha mediana da axila;
- Supra-ilíaca(D.S-I.): o ponto de referência é a linha axilar média, imediatamente superior à crista ilíaca.

Para a aquisição da PImáx e da PEmáx seguiu-se as diretrizes para as pressões estáticas máxima descritas por Souza (2002). Foi solicitado que o indivíduo expirasse completamente até o VR e inspirasse profundamente no bucal adaptado ao manovacuômetro e para a aquisição da PEmáx. foi solicitado também que inspirasse profundamente até a CPT e realizasse uma expiração máxima no bucal do manovacuômetro.

Para a utilização do protótipo, este foi ajustado ao tórax do sujeito na linha axilar (AX) e solicitado para que este realizasse uma respiração tranqüila, normal. O mesmo procedimento foi realizado na altura do processo xifóide do esterno (XI) e na altura das duas últimas costelas (DI).

As medidas com o protótipo foram feitas de acordo com a técnica citada por Costa (1999), que consiste na mensuração das circunferências torácicas na inspiração e na expiração máximas, na região axilar, xifoidiana e umbilical ou diafragmática. O número de repetições adotado foi o mesmo que geralmente adota-se na prática clínica, ou seja, três repetições.

Tanto para o manovacuômetro quanto para o protótipo para cirtometria tóraco-abdominal os sujeitos passaram por um período de adaptação. Esse período consistiu em o indivíduo realizar alguns ciclos respiratórios no bocal do manovacuômetro com o protótipo fixado no tórax e, depois, realizar algumas manobras conforme o protocolo especificado, em média de três a quatro por sujeito, até que as curvas geradas tivessem um aspecto homogêneo e com um traço uniforme.

Utilizaram-se dois protocolos, testados nos estudos pilotos I e II, descritos nos itens a baixo.

3.3.3.1 Procedimentos iniciais:

- Apresentação ao Comitê de Ética para a autorização do andamento do projeto de pesquisa;
- Contato prévio com os sujeitos pesquisados;
- Agendamento para a realização das coletas no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC.

3.3.3.2 Protocolo 1:

- ✓ Medição da estatura (cm): foi feita com os sujeitos descalços, com um estadiômetro, medindo-se do vértice da cabeça à planta dos pés após uma inspiração profunda seguida de breve apnéia;
- ✓ Medição da massa corporal (kg): foi feita com os sujeitos utilizando o mínimo de roupa, descalços e em uma balança aferida;
- ✓ Dobras cutâneas (mm): foi feita com os sujeitos do sexo masculino com o tórax desnudo e os do sexo feminino vestindo a parte superior de um biquíni, em pé, nos pontos peitoral, axilar médio e supra-ilíaca, com pega oblíqua pela direita, três tomadas para cada ponto;
- ✓ Medição da PImáx. e PEmáx. (cmH₂O): foram feitas com os sujeitos em decúbito dorsal, na maca, com um manovacuômetro construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC, simultaneamente, com a medida da diferença do perímetro torácico, com três repetições para cada ponto anatômico adotado para medida do perímetro;
- ✓ Medição da diferença do perímetro torácico: foi realizada com os sujeitos do sexo masculino com o tórax desnudo e os do sexo feminino vestindo um *top*, em decúbito dorsal, em uma maca, com o protótipo para cirtometria instrumentalizada construído no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC. Foram feitas três tomadas para cada ponto anatômico.

3.3.3.3 Protocolo 2:

- ✓ Os procedimentos para a mensuração da estatura, massa corporal, dobras cutâneas e diferença no perímetro torácico foram os mesmos do Protocolo 1;

- ✓ Medição da PImáx e PEmáx: foram feitas com os sujeitos sentados em uma cadeira, com as costas apoiadas no encosto, os pés apoiados no chão, o quadril formando um ângulo em torno de 90° com o encosto da cadeira, sendo realizada antes das medidas de cirtometria, três repetições para cada ponto anatômico, alternando-se uma medida de PImáx com uma de PEmáx.

3.3.4 Controle de variáveis

Com a finalidade de minimizar alguns erros possíveis neste estudo, registrou-se a temperatura ambiente; fornecendo parâmetros das condições de temperatura em que foram realizadas as coletas, as quais poderão ser importantes quando forem realizadas as análises e discussão dos dados (MELO, 1995).

A média da temperatura ambiente do protocolo 1 foi de $22,7^\circ\text{C}$ ($\pm 0,6$) e do protocolo 2 foi de $24,5^\circ\text{C}$ ($\pm 1,8$).

3.3.5 Tratamento estatístico

Para as medidas antropométricas de estatura, dobras cutâneas e massa corporal, para a PImáx e a PEmáx, foi utilizada a estatística descritiva (média e desvio padrão).

Para determinar a validade e a fidedignidade do equipamento, seguindo-se o princípio de medidas lineares, foi utilizada a estatística descritiva através da média, desvio padrão e coeficiente de variação (CV%) para determinar o índice de reprodutibilidade (precisão) e de variabilidade (erro).

Para verificar se há correlação entre as medidas de variação do perímetro com as pressões respiratórias foi aplicada a correlação de Pearson, com $p \leq 0,05$.

Para as medidas de variação do perímetro torácico e abdominal obtidas para a validade experimental foi aplicada a média, desvio padrão e coeficiente de variação (CV%).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os dados obtidos no processo de validação, que incluem a calibração do sensor, a determinação da validade concorrente e experimental, incluindo o cálculo da complacência do corpo de prova no simulador e os resultados dos ensaios preliminares utilizando os protocolos 1 e 2

4.1 PROCESSO DE VALIDAÇÃO

4.1.1 Processo de calibração do sensor

A resolução do sensor foi obtida através da divisão da média do número de pontos de cada distância pelo espaço percorrido. Utilizando-se o *software* SAD32[®], a média final obtida nas diferentes distâncias foi de 5,86 pontos/mm. Os dados da média, desvio padrão e coeficiente de variabilidade encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2: Valores encontrados na calibração pelo SAD32[®]

	50 mm	100 mm	150 mm	200 mm
n	20	20	20	20
\bar{X} (pontos)	290,9	586,9	882,85	1179,65
S	0,308	0,447	0,366	0,745
CV%	0,106	0,076	0,041	0,063

Fonte: Borges Jr. et al. (2003)

Para a aquisição feita no sistema AmLabII© foi considerada a direção do deslocamento, onde foram realizadas 10 repetições para ida (inspiração) e 10 para volta (expiração) em cada uma das distâncias determinadas. Foram encontrados valores mais uniformes na simulação de deslocamento da caixa torácica (Tabela 3).

Tabela 3: Valores encontrados na calibração pelo AmLab II[©]

Distância (mm)	Fase da respiração	n	\bar{X} (pontos)	Deslocamento (mm)	S	CV%	Resolução
50	Expiração	10	295	50	0	0	5,9 pontos/mm
	Inspiração	10	295	50	0	0	
100	Expiração	10	590	100	0	0	Fator de conversão
	Inspiração	10	590	100	0	0	
150	Expiração	10	885	150	0	0	0,169492
	Inspiração	10	885	150	0	0	

Fonte: Borges Jr. et al. (2003)

A resolução encontrada em todas as distâncias foi de 5,9 pontos/mm e o deslocamento total igual a zero, caracterizando a precisão de medida do sistema em 100% e com erro zero.

4.1.2 Validade concorrente

Testou-se a validade concorrente cruzando-se os dados de pressão respiratória e variação dos perímetros torácicos e abdominais obtidos no protocolo 1 e no protocolo 2, respectivamente, obtendo-se os coeficientes de correlação de Pearson para estas medidas (Tabelas 4 e 5).

Tabela 4: Coeficientes de correlação de Pearson, $p < 0,05$, para as medidas de pressão respiratória e variação dos perímetros torácicos e abdominais, protocolo 1

	PIM AX	PIM XI	PIM DI	PEM AX	PEM XI	PEM DI
AX	-0,30	-0,50	-0,60	0,51	0,41	0,58
	p= 0,403	p= 0,138	p= 0,067	p= 0,135	p= 0,234	p= 0,081
XI	-0,11	-0,40	-0,64*	0,81*	0,76*	0,86*
	p= 0,753	p= 0,255	p= 0,045	p= 0,005	p= 0,010	p= 0,001
DI	-0,46	-0,72*	-0,87*	0,66*	0,63	0,66*
	p= 0,181	p= 0,018	p= 0,001	p= 0,038	p= 0,051	p= 0,039

* valores estatisticamente significativos

Tabela 5: Coeficientes de correlação de Pearson, $p < 0,05$, para as medidas de pressão respiratória e variação dos perímetros torácicos e abdominais, protocolo 2

	PIM	PEM
AX	-0,46	0,36
	p= 0,211	p= 0,335
XI	-0,34	0,43
	p= 0,364	p= 0,247
DI	-0,60	0,47
	p= 0,085	p= 0,197

Somente no protocolo 1 foram encontrados alguns valores de correlação significativos entre as medidas de pressão respiratória e variação do perímetro torácico e abdominal, porém, isso não significa que o protocolo 1 seja o mais adequado, pois os valores de PImáx. e PE máx. estão diminuídos em relação aos valores de referência. Esse fato pode ser em decorrência da posição adotada no protocolo 1, que é em decúbito dorsal e, portanto, subestima os valores das pressões respiratórias, como pode ser também em função das duas medidas terem sido feitas simultaneamente, o que resultaria na incoordenação da execução da manobra por parte de alguns indivíduos.

4.1.3 Validade experimental

Traçando-se os gráficos de pressão x deslocamento (Gráficos 1 e 2) do protocolo 1 obteve-se uma curva semelhante à da obtida na Figura 1, porém, cada sujeito obteve um padrão de curva característico.

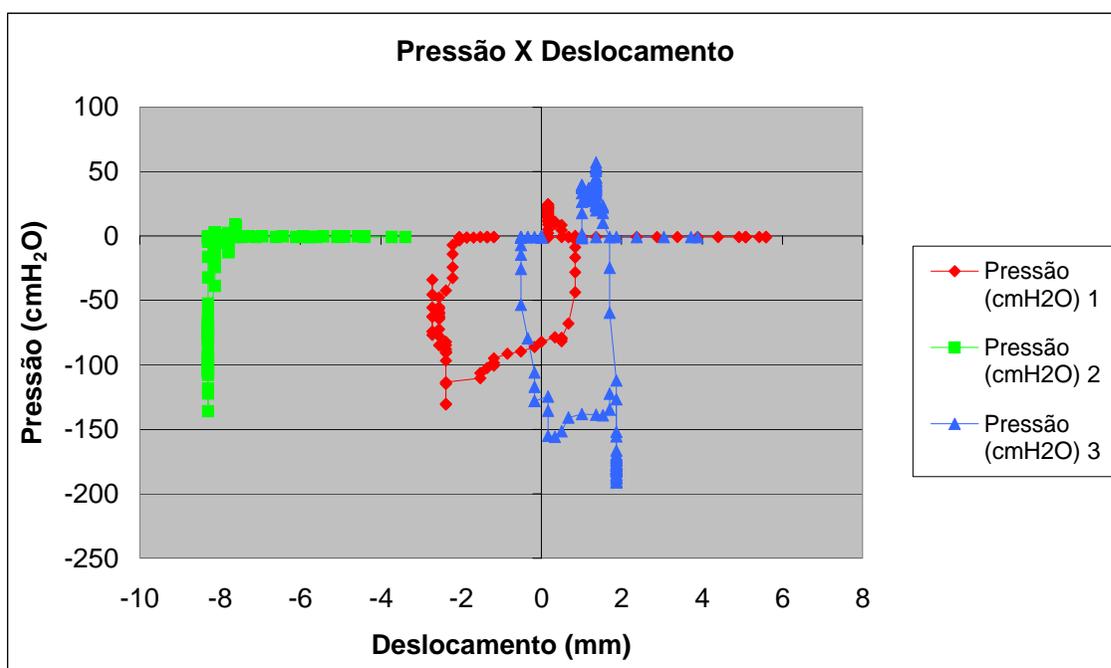


Gráfico 1: Curvas de pressão x deslocamento para o sujeito 1, região axilar (protocolo 1)

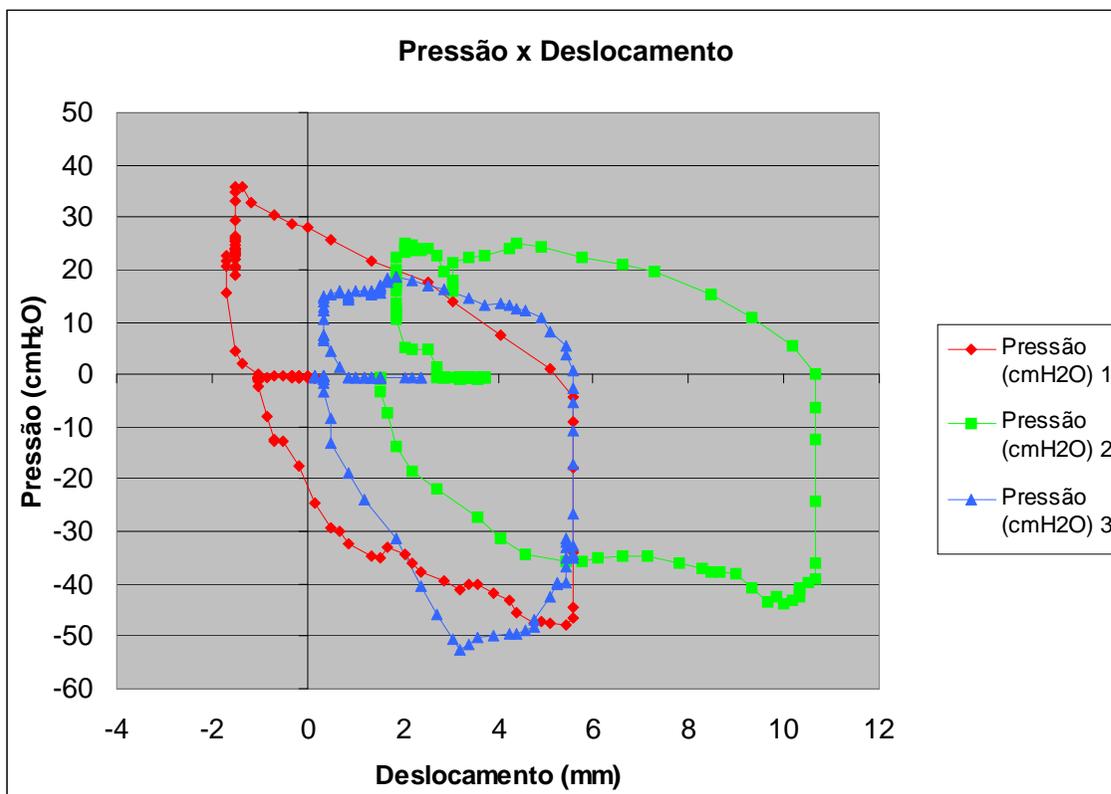


Gráfico 2: Curvas de pressão x deslocamento para o sujeito 3, região axilar (protocolo 1)

Partindo-se da observação dos gráficos 1 e 2, realizou-se o experimento com o sistema respiratório artificial utilizando-se uma bola como corpo de prova. A partir daí, foi possível calcular seu volume e a sua variação e então se chegou na complacência da bola, onde os resultados estão apresentados na Tabela 6, incluindo as medidas de desvio padrão e coeficiente de variabilidade.

Tabela 6: Valores obtidos no experimento com o sistema respiratório artificial

Tensão V	7,5	9	10	12
C (l/cmH ₂ O)	0,33	0,19	0,09	0,18
\overline{C}_B (l/cmH ₂ O)	0,20			
S	0,097			
C.V.%	49,1			

Mesmo que o coeficiente de variabilidade tenha sido elevado, pode-se encontrar um valor de complacência para a bola, que coincidentemente foi igual ao de um adulto saudável. Provavelmente, se o número de repetições do experimento e a variação na tensão fossem maiores, seriam alcançados valores mais homogêneos e um coeficiente menor.

Além disso, o material da bola também não foi o que poderia considerar-se ideal, pois era muito elástico, diferentemente do sistema respiratório humano, que é revestido pelo gradil costal e que possui forças de tração que impedem que o sistema colabe, em que a única força que agiu sobre a bola no momento da expiração foi a pressão atmosférica.

Construindo-se os gráficos para o volume x pressão foi possível traçar a reta da complacência (Gráfico 3).

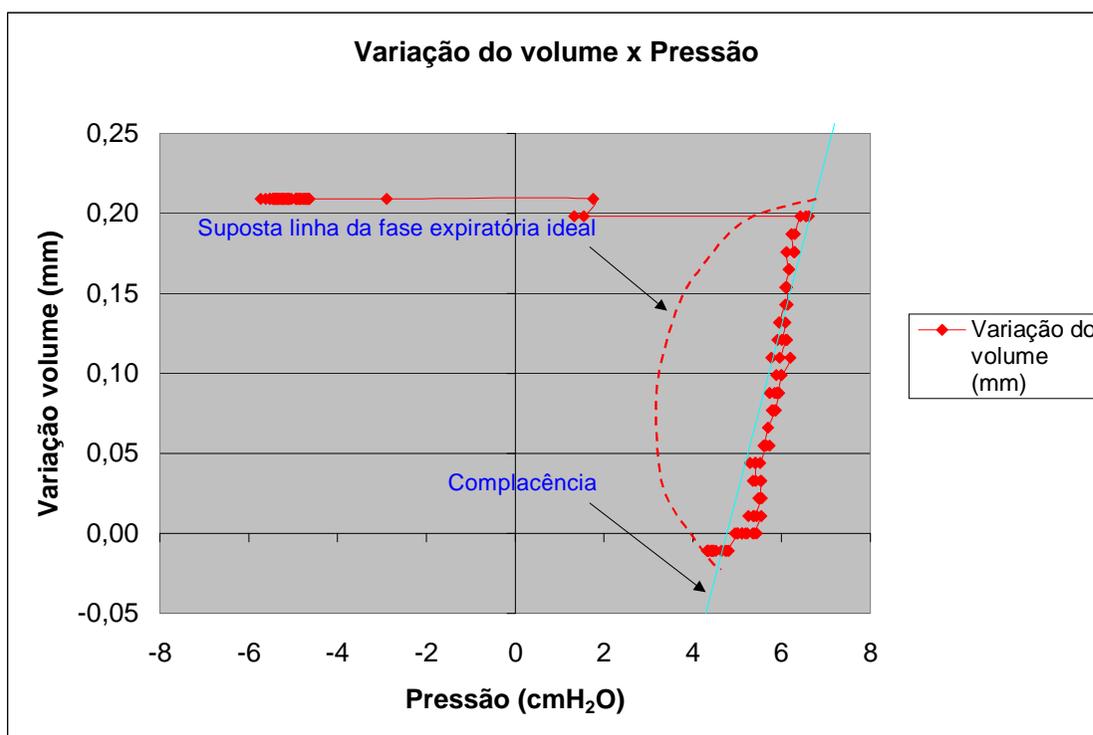


Gráfico 3: Curva de pressão x variação do volume obtida na realização do experimento com o sistema respiratório artificial utilizando uma tensão de 10V

Como a fase expiratória do experimento ocorreu por conta da pressão atmosférica, o ciclo respiratório não chegou a ser completo e a voltar ao zero, pois o tempo expiratório teria que ser maior para voltar ao volume inicial.

Outra observação que se deve ressaltar é que o ciclo respiratório simulado é oposto ao ciclo respiratório fisiológico, pois enquanto no primeiro a fase inspiratória ocorre devido a geração de uma pressão positiva, havendo um aumento no volume e no perímetro; no segundo a fase inspiratória ocorre pela geração de uma pressão negativa, levando a um aumento no volume e no perímetro. O inverso também ocorre na fase expiratória, na simulação a pressão torna-se negativa para haver uma diminuição no volume e no perímetro, e no modelo fisiológico a pressão expiratória torna-se positiva para que haja a diminuição do volume e do perímetro.

4.2 ENSAIOS PRELIMINARES

Os dados de pressão respiratória e variação do perímetro torácico e abdominal obtidos com o protocolo 1 estão na Tabela 7. Os dados completos encontram-se no Anexo 4 (Tabelas 7a, 7b e 7c).

Tabela 7: Dados dos sujeitos nas variáveis de variação do perímetro e das pressões respiratórias (protocolo 1)

	AX	XI	DI	PIM AX	PIM XI	PIM DI	PEM AX	PEM XI	PEM DI
\bar{X}	8,68	8,63	8,60	-92,22	-90,48	-89,16	60,45	64,85	69,17
S	5,10	4,09	4,27	37,97	42,55	49,06	29,50	38,14	41,28
C.V. %	58,72	47,38	49,65	-41,17	-47,03	-55,03	48,80	58,81	59,68

Os dados de pressão respiratória e variação do perímetro torácico e abdominal obtidos com o protocolo 2 estão na Tabela 8. Os dados completos encontram-se no Anexo 5 (Tabelas 8a, 8b e 8c).

Tabela 8: Dados dos sujeitos nas variáveis de variação do perímetro e das pressões respiratórias (protocolo 2)

	AX	XI	DI	PIM	PEM
\bar{X}	19,49	24,09	23,26	-103,44	110,53
S	6,40	11,81	11,41	31,31	38,49
C.V.%	32,83	49,04	49,03	-30,27	34,82

Ao se analisar os dados contidos nas Tabelas 7 e 8, pôde-se perceber que tanto para as medidas de variação do perímetro quanto para as pressões respiratórias os melhores resultados foram obtidos com o protocolo 2. Mesmo que ainda não se tenham valores de referência na literatura para as variações do perímetro, para as medidas de PImáx. e PEmáx. existem valores tabelados para indivíduos normais (ANEXO 6) que nos mostram que os valores obtidos no protocolo 2 estão mais próximos aos dos valores previstos na literatura.

Contudo, os coeficientes de variação ainda encontram-se muito elevados, tanto quando empregou-se o protocolo 1, quanto com o protocolo 2. Talvez um dos motivos para essa grande variabilidade esteja relacionada ao fato dessas medidas serem dependentes da vontade do indivíduo, segundo Souza (2002) e Azeredo & Queiroz (1999). Ou, talvez, o número de repetições ainda não seja o mais adequado para a medida que se deseja realizar com esse tipo de instrumento.

Ao serem observados os gráficos sobrepostos do protocolo 1 e do protocolo 2 (Gráficos 4, 5, 6 e 7), para o sujeito 1, percebeu-se que há diferença no formato das curvas, tanto para as medidas de variação do perímetro, quanto para as medidas de pressão. No protocolo 1, as curvas possuem um formato mais irregular, principalmente as curvas de pressão, contrastando muito com o formato de uma curva normal de pressão x tempo.

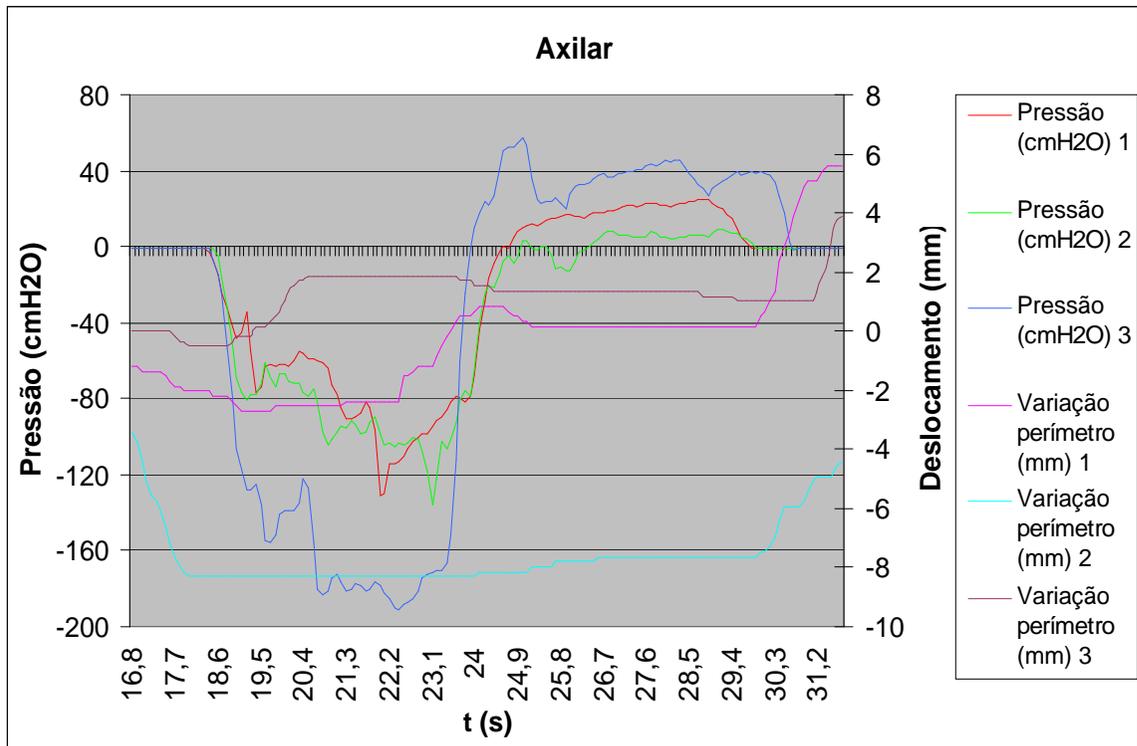


Gráfico 4: Curvas de pressão respiratória e variação do perímetro para o sujeito 1, na região axilar obtidas com o protocolo 1

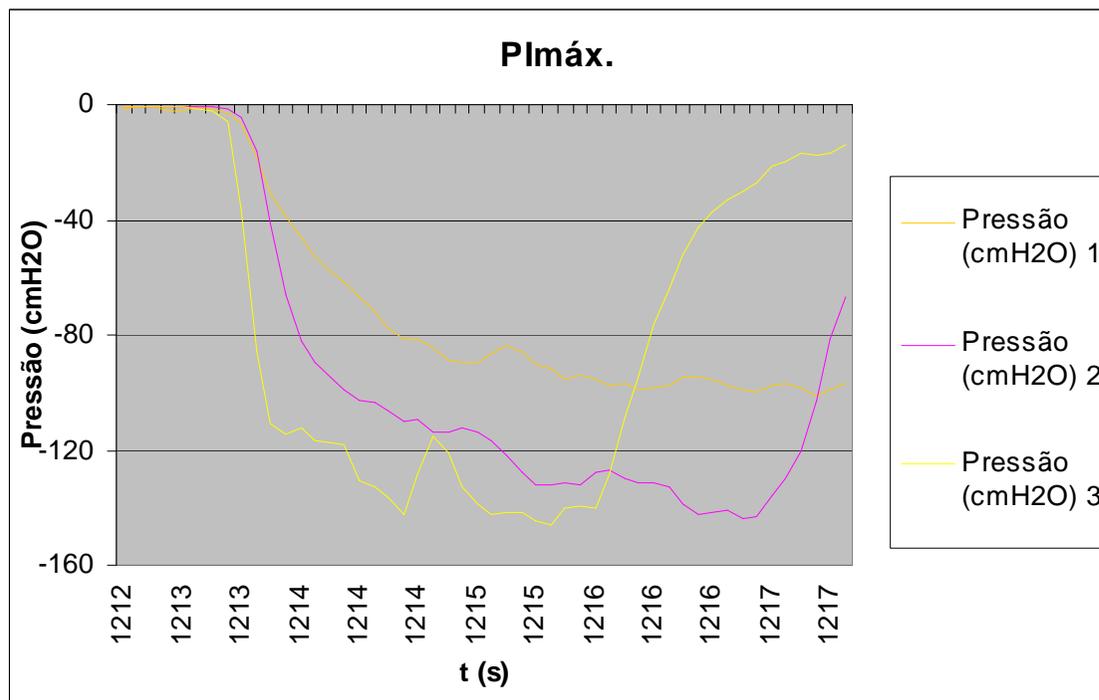


Gráfico 5: Curvas de Plmáx. obtidas para o sujeito 1, na região axilar com o protocolo 2

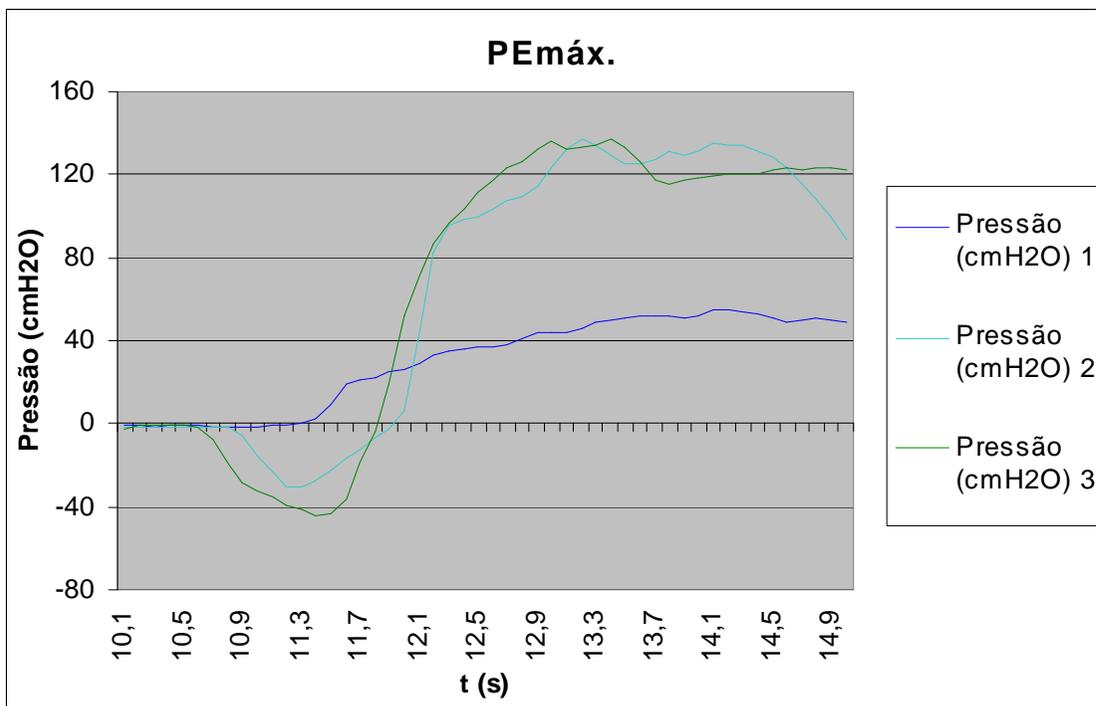


Gráfico 6: Curvas de PEmáx. obtidas para o sujeito 1, na região axilar com o protocolo 2

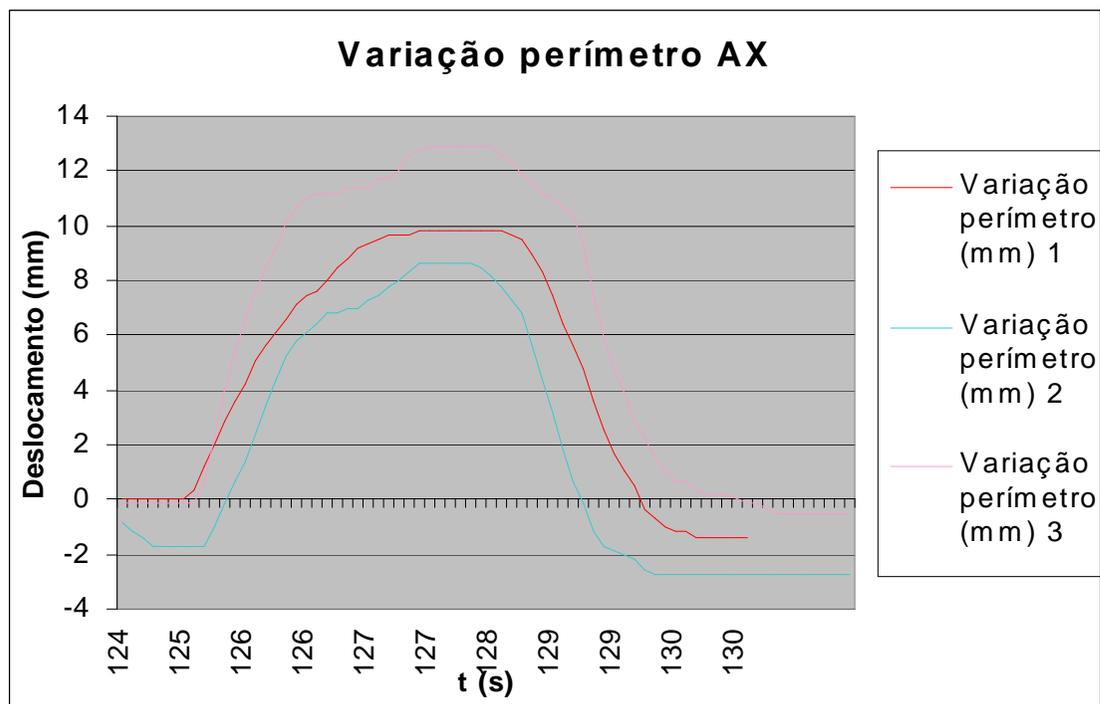


Gráfico 7: Curvas de variação do perímetro axilar obtidas para o sujeito 1, com o protocolo 2

As curvas para o sujeito 2, mostraram-se mais homogêneas, tanto no protocolo 1, quanto no protocolo2 (Gráficos 8, 9, 10 e 11), o que nos mostra que há uma limitação quanto à aplicabilidade das medidas simultâneas feitas no protocolo 1, pois para sujeitos distintos obtemos resultados muito diversos, o que não nos permite ainda a generalização do método.

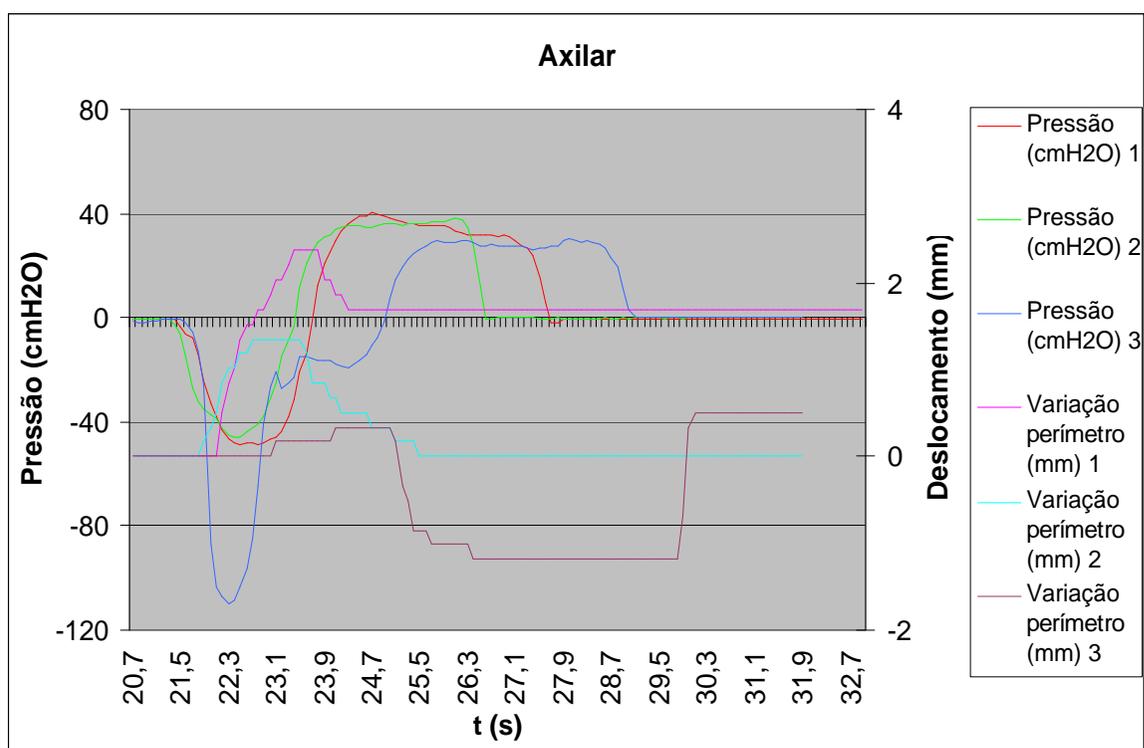


Gráfico 8: Curvas de pressão respiratória e variação do perímetro para o sujeito 2, na região axilar obtidas com o protocolo 1

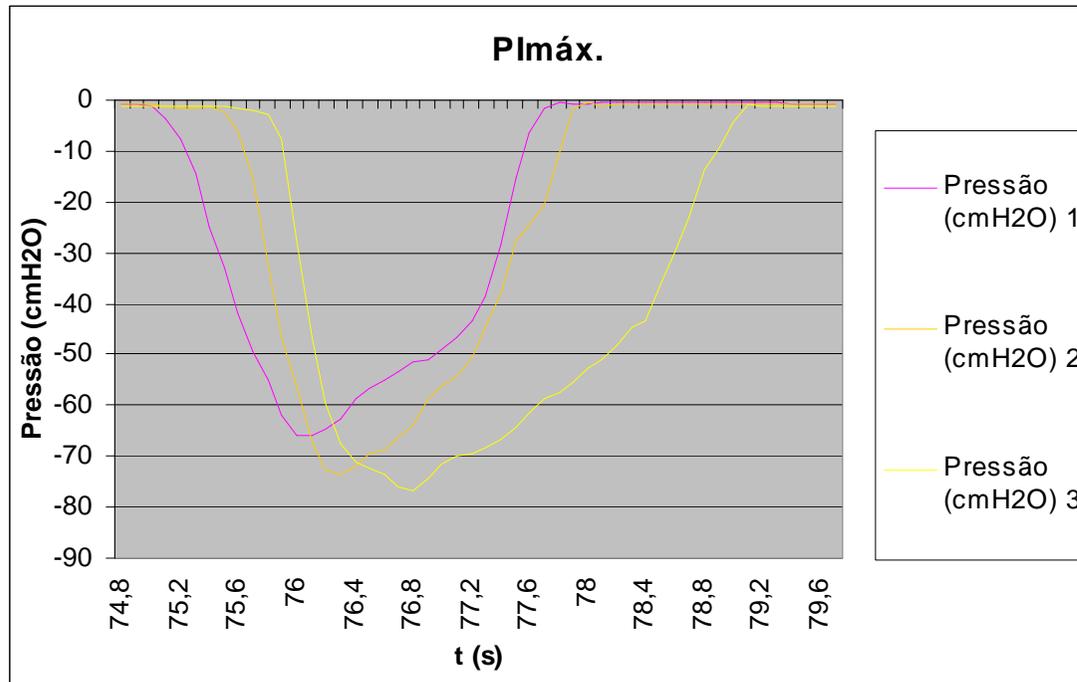


Gráfico 9: Curvas de PImáx. obtidas para o sujeito 2, na região axilar com o protocolo 2

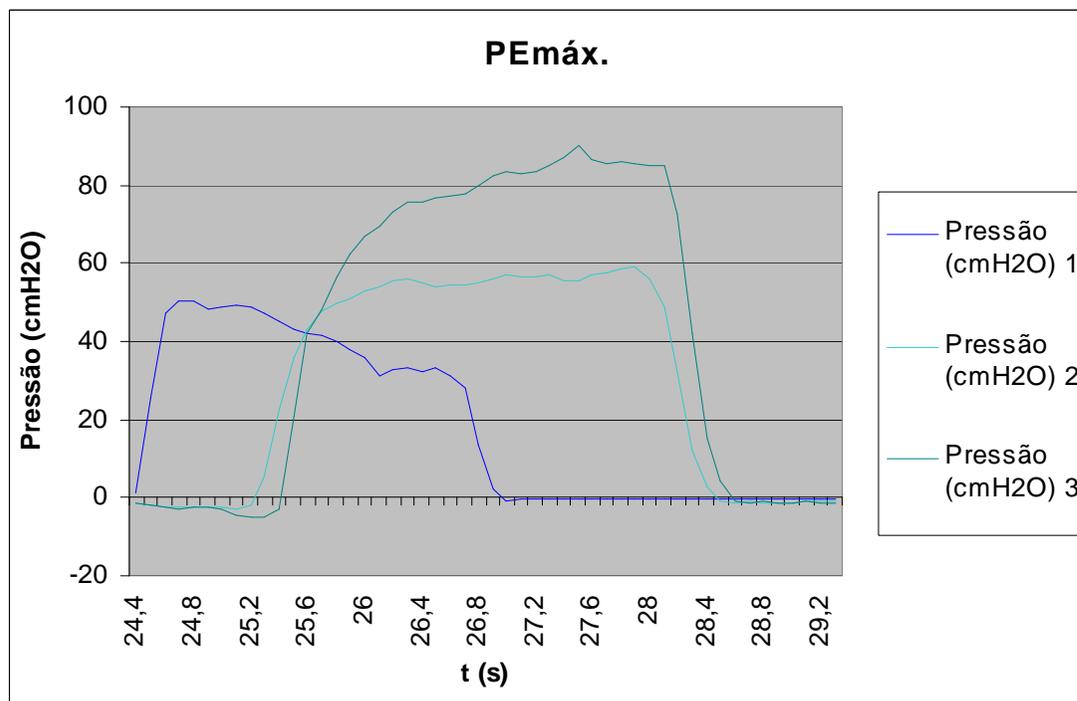


Gráfico 10: Curvas de PEmáx. obtidas para o sujeito 2, na região axilar com o protocolo 2

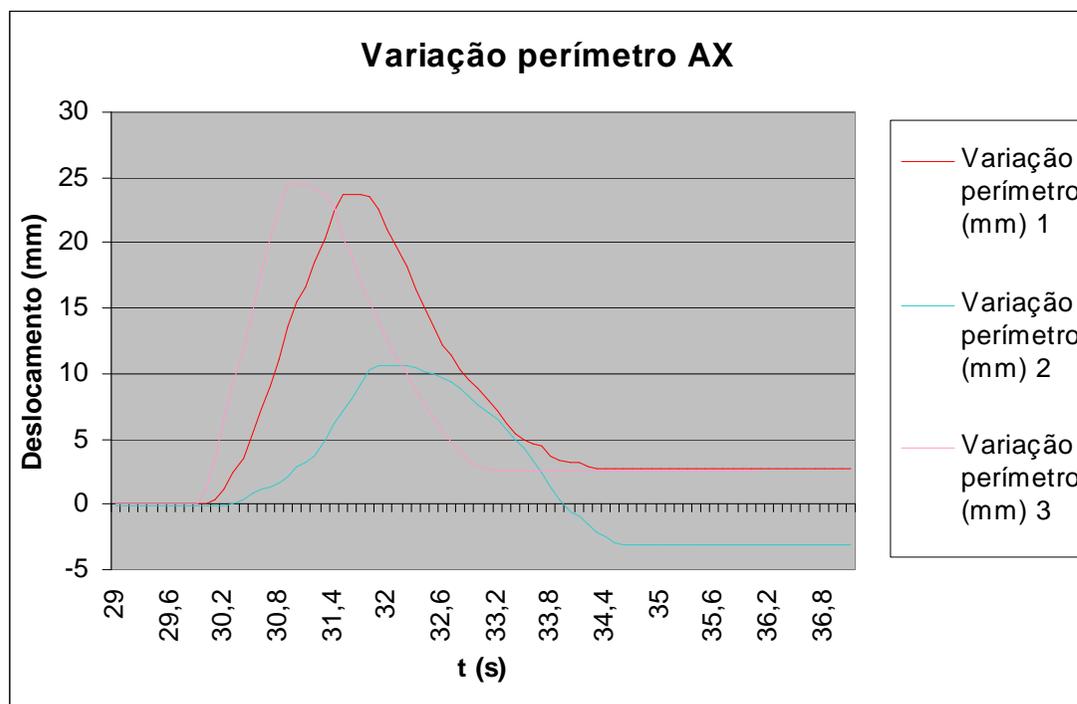


Gráfico 11: Curvas de variação do perímetro axilar obtidas para o sujeito 2, com o protocolo 2

Baseado no que Souza (2002) descreve, acredita-se que o fator aprendido também exerça uma influência muito grande nas medidas realizadas nos dois protocolos, pois, apesar da forma como foram coletadas, as manobras realizadas são praticamente as mesmas, com a única diferença de que, no primeiro, foram realizados os testes de forma simultânea e, no segundo, de forma separada.

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Em relação à construção do protótipo, este correspondeu às expectativas quanto à possibilidade de registrar a variação da amplitude dos movimentos tóraco-abdominais pela diferença do perímetro.

Quanto a validação do instrumento, este foi calibrado, apresentando uma resolução de 5,9 pontos/mm, com precisão de 100% e erro zero. Contudo, necessita-se realizar mais testes para verificar a repetibilidade, reprodutibilidade e estabilidade das medidas.

Quanto às medidas obtidas com o protótipo e com o manovacuômetro para a obtenção da validade concorrente, não se obteve uma correlação estatisticamente significativa, talvez por serem medidas de naturezas diferentes. Contudo, pode ser que com medidas de volume possa haver alguma correlação com as medidas de variação do perímetro e assim consiga-se a validade concorrente.

A validade experimental ainda não foi obtida por ter-se realizado poucas repetições com o simulador, mas foi possível obter-se indícios da possibilidade de calcular-se a complacência.

Essa idéia foi reforçada a partir do cálculo experimental realizado com o sistema que simula o sistema respiratório humano, que possibilitou a obtenção da complacência da bola, que foi o corpo de prova do sistema. Porém, necessita-se de mais estudos para chegar-se ao número ideal de repetições e posteriormente como obter-se esses parâmetros em humanos.

Quanto aos procedimentos adotados nos protocolos 1 e 2, acredita-se que o instrumento e o método são viáveis, porém há necessidade de verificar se o número de

repetições adotado é suficiente e qual dos protocolos atende melhor as necessidades clínicas. Também se observou a necessidade de modificar a posição adotada para as coleta das medidas de pressões respiratórias estáticas máximas e da variação dos perímetros tóraco-abdominais, para que sejam possíveis comparações mais fidedignas com outros métodos de avaliação respiratória.

Espera-se dar continuidade aos estudos relativos ao método e também quanto ao processo de validação do protótipo e do protocolo de utilização. Ficam como sugestões:

- ✓ Implementar o protótipo bem como o sistema de registro dos dados obtidos, tornando-o mais prático e facilitando a visualização e interpretação dos mesmos;
- ✓ Construir mais dois instrumentos idênticos para a obtenção simultânea das medidas de variação dos perímetros tóraco-abdominais nos três pontos anatômicos adotados;
- ✓ Implementar o sistema que simula o sistema respiratório, utilizando um fluxímetro e materiais com características mais próximas das do pulmão;
- ✓ Utilizar modelos matemáticos para simular a respiração humana para obter-se as variáveis aqui estudadas e compará-las com as medidas obtidas em humanos.

REFERÊNCIAS

AZEREDO, C. A. C.; QUEIROZ, A. N. Frequência respiratória e trabalho respiratório. In: AZEREDO, C. A. C. **Fisioterapia respiratória moderna**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1999. 325 p.

BARROS, R. M. L. et al. Metodologia para análise de padrões respiratórios baseada nos movimentos da superfície do tronco. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8, 1999, Florianópolis. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis: Gráfica Recorde. 1999. 663 p.

BARTOSIEWICZ, M. et al. Evaluation of respiratory muscle strength in patients with interstitial lung changes based on simultaneous measurement of esophageal and mouth pressure. **Pneumonol Alergol Pol**, v. 65, n. 7-8, p. 479-486, 1997.

BORGES JR., N. G. et al. Protótipo para análise do deslocamento da caixa torácica durante a respiração: desenvolvimento e calibração. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10, 2003, Ouro Preto. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Belo Horizonte. 2003. v.2, 458 p.

CALA, S. J. et al. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, v. 81, n. 6, p. 2680-2689, dez. 1996.

CELLI, B. R. Clinical and physiologic evaluation of respiratory muscle function. **Clinics in Chest Medicine**, v. 10, n. 2, p. 199-214, jun. 1989.

CERVO, A. L.; BERVIAN, P. A. **Metodologia Científica**. 3 ed. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1983 249p.

CLANTON, T. L.; DIAZ, P. T. Clinical assessment of the respiratory muscles. **Physical Therapy**, v. 75, n. 11, p. 983-995, nov. 1995.

CNPq – Conselho Nacional de Pesquisa. **Relatório CNPq 2003**. Disponível em: <www.cnpq.br/sobrecnpq/informacoesinstitucionais/relatorio_cnpq_2003.pdf> Acesso em: 16/07/2004.

COSTA, D. **Fisioterapia respiratória básica**. São Paulo: Atheneu, 1999. 127 p.

COSTA, D et al. Avaliação da força muscular respiratória e amplitudes torácicas e abdominais após a RFR em indivíduos obesos. **Rev. Latino-Am. Enfermagem**. [online]. mar./abr. 2003, v.11, n.2 [citado 03 Novembro 2003], p.156-160. Disponível na World Wide Web: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-11692003000200003&lng=pt&nrm=iso>. ISSN 0104-1169.

DAVIS, C. et al. A new sensor for monitoring chest wall motion during high-frequency oscillatory ventilation. **Medical Engineering & Physics**, n. 21, p.619-623, 1999.

DE GROOTE, A. et al. Measurement of thoracoabdominal asynchrony: importance of sensor sensitivity to cross section deformations. **J Appl Physiol**, v. 88, n. 4, p. 1295-1302, 2000.

DOUCE, F. H. Provas da função pulmonar. In: SCANLAN, C. L. et al. **Fundamentos da terapia respiratória de Egan**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2000.

FERREIRA, J. A. et al. Avaliação muscular respiratória em atletas submetidos a treinamento físico regular. Congresso de Iniciação Científica - UFSCar, 6, 1998, São Carlos. **Anais Eletrônico do VI Congresso de Iniciação Científica – UFSCar**. Disponível em: <www.propg.ufscar.br/publica/vicic/c_saude/sa053.htm> Acesso em: 15/10/2003.

FITTING, J. W.; GRASSINO, A. Technics for the functional evaluation of the thoracic cage. **Rev Mal Respir**, v. 3, n. 4, p. 173-186, 1986.

FIZ et al. Indices of respiratory muscle endurance in healthy subjects. **Respiration; International Review of Thoracic Diseases**, v. 65, n. 1, p. 21-27, 1998.

GIORDANO, A. et al. Evaluation of pulmonary ventilation end diaphragmatic movement in idiopathic scoliosis using radioaerosol ventilation scintigraphy. **Nucl Med Commun**, v. 18, n. 2, p. 105-111, fev. 1997.

HAYOT, M. et al. Noninvasive assessment of inspiratory muscle function during exercise. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 162, n. 6, p. 2201-2207, dez. 2000.

KONDO, T. et al. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. **Respirology (Carlton, Vic.)**, v. 5, n. 1, p. 19-25, mar. 2000.

LOULA, C. M. A. et al. Análise de volumes respiratórios por videogrametria. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10, 2003, Ouro Preto. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Belo Horizonte. 2003. v.2, 458 p.

LUO, Y. M. et al. Reproducibility of twitch and sniff transdiaphragmatic pressures. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 132, n. 3, p. 301-306, 4 set. 2002.

MATTE, D. **Reabilitação pulmonar em pacientes com DPOC: efeitos de um programa ambulatorial de curta duração**. 2000. 134 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Educação Física e Fisioterapia, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

McKENZIE, D. K. et al. Estimation of diaphragm length in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. **Respiration Physiology**, n. 123, p. 225-234, 2000.

MELO, S. I. L. **Um sistema para determinação do coeficiente de atrito (μ) entre calçados esportivos e pisos usando o plano inclinado**. 1995. 221 f. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

MORGAN, M. D. L.; SINGH, S. J. Testes de função cardiopulmonar. In: PRYOR, J. A.; WEBBER, B.A.(Ed.). **Fisioterapia para problemas respiratórios e cardíacos**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 366 p.

OKAI, L. A.; MORAES, J. C. T. B. Avaliação funcional de um sistema para análise de movimento. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8, 1999, Florianópolis. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis: Gráfica Recorde. 1999. 663 p.

PETROSKI, E.L. (Org.). **Antropometria: técnicas e padronizações**. Santa Maria: Pallotti, 1999.

OLIVEIRA, J. Fisioterapia respiratória. In: BETHLEM, N. **Pneumologia**. 4. ed. São Paulo: Atheneu, 2000.

RUDIO, F. V. **Introdução ao projeto de pesquisa científica**. 11. ed. Petrópolis: Vozes, 1986.

RUPPEL, G. L. Ventilação. In: SCANLAN, C. L. et al. **Fundamentos da terapia respiratória de Egan**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2000.

RUPPEL, G. L. O sistema respiratório. In: SCANLAN, C. L. et al. **Fundamentos da terapia respiratória de Egan**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2000a.

SARRO, J. K. et al. Metodologia para análise da movimentação da caixa torácica durante a respiração. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10, 2003, Ouro Preto. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Belo Horizonte. 2003. v.2, 458 p.

SHELLEDY, D. C. Interrupção do suporte ventilatório. In: SCANLAN, C. L. et al. **Fundamentos da terapia respiratória de Egan**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2000.

SILVATTI, A. P. et al. Descrição de movimentos do tórax e abdômen durante a respiração. Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10, 2003, Ouro Preto. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Belo Horizonte. 2003. v.2, 458 p.

SOUZA, R. B. Pressões respiratórias estáticas máximas. In: **J. Pneumol.** 28 (Supl. 3), out. 2002.

SYABBALO, N. Assessment of respiratory muscle function and strength. **Postgrad Med J**, v. 74, n. 870, p. 208-215, abr. 1998.

ANEXOS

ANEXO 1 Desenhos esquemáticos do protótipo

Vista Frontal

Vistas superior e inferior

Vistas laterais esquerda e direita

ANEXO 2 Tabelas 1a e 1b

Tabela 1a: Características dos sujeitos do estudo piloto I

Sujeito	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	D.Pe. (mm)	D.A.M. (mm)	D.S-I (mm)
1	27	97,9	180	12,47	19,47	34,10
2	23	66,5	169	6,67	17,90	21,17
3	21	59,05	173,1	5,77	5,07	14,40
4	23	57,55	165,2	5,57	8,83	18,43
5	23	55,7	161,6	6,10	5,00	13,43
6	26	77,35	183,3	4,03	4,03	6,93
7	26	76,9	181	5,23	5,43	13,60
8	30	78,4	186,5	4,83	5,07	15,40
9	30	69,5	169,4	13,40	11,47	20,33
10	20	65,15	164	5,03	9,07	16,37

Tabela 1b: Características dos sujeitos do estudo piloto II

Sujeito	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	D.Pe. (mm)	D.A.M. (mm)	D.S-I (mm)
1	27	97,9	180	12,47	19,47	34,10
2	23	66,5	169	6,67	17,90	21,17
3	21	59,05	173,1	5,77	5,07	14,40
4	23	57,55	165,2	5,57	8,83	18,43
5	23	55,7	161,6	6,1	5,00	13,43
6	26	77,35	183,3	4,03	4,03	6,93
7	26	76,9	181	4,83	5,43	13,60
8	30	69,5	169,4	13,4	11,47	20,33
9	20	65,15	164	5,03	9,07	16,37

ANEXO 3 Parecer do comitê de ética

ANEXO 4 Tabelas 7a, 7b e 7c

Tabela 7a: Valores de média para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 1)

Sujeito	AX	XI	DI	PIM AX	PIM XI	PIM DI	PEM AX	PEM XI	PEM DI
1	5,88	4,92	8,36	-152,57	-89,73	-86,33	30,18	12,74	17,88
2	1,64	4,52	1,75	-68,12	-49,35	-44,5	36,21	29,14	27,18
3	7,85	6,21	9,94	-48,09	-49,36	-55,95	26,59	21,52	23,78
4	11,92	8,81	6,61	-105,72	-97,66	-88,56	33,54	48,01	66,93
5	4,46	4,58	5,42	-51,69	-46,64	-48,48	53,98	57,82	63,75
6	14,86	9,04	5,88	-101,59	-113,63	-66,53	62,98	57,99	55,09
7	10,45	9,77	16,84	-156,8	-190,93	-188,43	98,69	110,93	112,73
8	8,25	13,16	8,05	-79,58	-77,72	-74,55	82,89	94,17	93,21
9	17,74	17,29	13,56	-89,41	-102,41	-166,7	108,84	115,9	146,13
10	3,79	7,97	9,55	-68,65	-87,37	-71,55	70,65	100,25	85,06

Tabela 7b: Valores de desvio padrão para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 1)

Sujeito	AX	XI	DI	PIM AX	PIM XI	PIM DI	PEM AX	PEM XI	PEM DI
1	2,12	1,86	2,18	33,55	32,88	11,86	24,59	19,16	2,06
2	0,64	0,52	1,27	36,29	7,57	6,67	5,05	2,24	3,55
3	2,59	2,04	4,10	4,44	5,07	3,49	8,72	2,33	1,75
4	4,17	5,09	2,46	9,61	5,49	7,74	2,86	16,68	10,30
5	1,81	2,63	2,98	3,78	0,91	4,67	11,92	11,95	6,72
6	0,64	5,55	2,21	39,71	9,34	29,32	11,70	6,14	3,29
7	0,86	2,55	4,61	38,70	14,19	15,46	8,96	6,91	4,29
8	0,52	0,35	1,25	16,01	7,49	7,90	14,55	13,09	0,75
9	5,37	13,44	6,53	15,22	40,10	9,79	15,49	13,47	29,01
10	1,44	3,39	4,75	22,39	6,95	5,24	20,78	14,25	10,37

Tabela 7c: Valores de coeficiente de variação para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 1)

Sujeito	AX	XI	DI	PIM AX	PIM XI	PIM DI	PEM AX	PEM XI	PEM DI
1	36,07	37,93	26,08	-21,99	-36,64	-13,74	81,46	150,35	11,54
2	39,18	11,45	72,62	-53,28	-15,33	-14,98	13,96	7,69	13,08
3	32,98	32,76	41,27	-9,23	-10,27	-6,23	32,80	10,81	7,36
4	34,96	57,79	37,25	-9,09	-5,62	-8,74	8,53	34,74	15,39
5	40,60	57,49	54,94	-7,30	-1,96	-9,62	22,08	20,66	10,54
6	4,30	61,41	37,66	-39,09	-8,22	-44,08	18,58	10,59	5,97
7	8,18	26,09	27,35	-24,68	-7,43	-8,20	9,08	6,23	3,81
8	6,28	2,67	15,52	-20,12	-9,63	-10,60	17,55	13,90	0,80
9	30,24	77,75	48,13	-17,02	-39,16	-5,87	14,23	11,62	19,85
10	38,08	42,50	49,79	-32,62	-7,96	-7,33	29,42	14,22	12,19

ANEXO 5 Tabelas 8a, 8b e 8c

Tabela 8a: Valores de média para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 2)

Sujeito	AX	XI	DI	PIM	PEM
1	11,98	3,56	38,25	-130,3	109,80
2	20,62	21,52	15,87	-71,99	66,63
3	17,76	18,76	11,02	-72,81	67,72
4	7,12	8,59	10,45	-54,43	78,25
5	25,20	35,42	35,20	-117,13	125,87
6	20,51	34,18	37,01	-98,06	119,53
7	21,98	28,59	20,12	-139,33	179,27
8	22,88	31,30	27,57	-139,07	152,63
9	27,40	34,92	13,90	-107,87	95,12

Tabela 8b: Valores de desvio padrão para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 2)

Sujeito.	AX	XI	DI	PIM	PEM
1	1,23	1,39	1,65	25,06	47,90
2	5,98	1,11	5,07	5,46	20,72
3	2,03	2,88	0,74	18,15	17,50
4	0,45	1,58	3,41	3,26	10,21
5	3,35	3,81	1,63	6,33	1,62
6	1,06	0,97	5,00	3,64	4,11
8	0,59	2,31	1,81	2,70	8,82
9	3,83	2,66	2,21	14,79	8,31
10	4,14	2,82	2,85	4,96	10,12

Tabela 8c: Valores de coeficiente de variação para as medidas de variação dos perímetros e pressões respiratórias (protocolo 2)

Sujeito	AX	XI	DI	PIM	PEM
1	10,23	38,99	4,31	-19,23	43,62
2	28,99	5,16	31,96	-7,58	31,09
3	11,45	15,36	6,72	-24,94	25,84
4	6,30	18,34	32,66	-5,98	13,05
5	13,28	10,77	4,63	-5,40	1,28
6	5,16	2,83	13,51	-3,71	3,44
8	2,69	8,09	9,01	-1,94	4,92
9	16,75	8,50	8,03	-10,63	5,45
10	15,10	8,07	20,51	-4,60	10,64

ANEXO 5 Tabela de valores de referência para as pressões respiratórias

Tabela 9: Faixas de valores normais para as pressões respiratórias máximas, por sexo e grupo etário

Pressão	Sexo	Grupos etários (anos)				
		20-54	55-59	60-64	65-69	70-74
P _{Imáx.VR} *	Homens	124 ± 44	103 ± 32	103 ± 32	1003 ± 32	103 ± 32
	Mulheres	87 ± 32	77 ± 26	73 ± 26	70 ± 26	65 ± 26
PE _{máx.CPT}	Homens	233 ± 84	218 ± 74	209 ± 74	197 ± 74	185 ± 74
	Mulheres	152 ± 54	145 ± 40	140 ± 40	135 ± 40	128 ± 40

* Para a P_{Imáx.VR} as faixas estão expressas em valores absolutos.

Fonte: Souza, 2002

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.