RENATA CLÉIA CLAUDINO BARBOSA

Estudo comparativo entre dois métodos de calibração da
pletismografia respiratória por indutância em
indivíduos saudáveis

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Programa: Ciências da Reabilitação

Área de Concentração: Movimento,
Postura e Ação Humana

Orientador: Prof. Dr. Celso Ricardo
Fernandes de Carvalho

**São Paulo
2011**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Barbosa, Renata Cléia Claudino

Estudo comparativo entre dois métodos de calibração da pletismografia respiratória por indutância / Renata Cléia Claudino Barbosa. -- São Paulo, 2011.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação. Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientador: Celso Ricardo Fernandes de Carvalho.

Descritores: 1.Calibração 2.Pletismografia de impedância 3.Mecânica respiratória 4.Postura

USP/FM/DBD-126/11

Dedico este trabalho...

... à Deus por permanecer ao meu lado, mesmo sendo questionado tantas vezes e por me perdoar por não saber o que digo nos momentos de desespero.

... ao meu Pai Luiz Claudino (in Memoriam), por possibilitar a realização deste sonho através de um trabalho singular, árduo e digno abrindo mão do conforto e do convívio familiar. Pai, sei que nos amou muito (mesmo que de um modo muito diferente)... sinto muitas saudades. “Que o ronco dos motores me sirva de consolo”... sei que estará comigo sempre!

...à minha Mãe, impressionante mulher visionária, que na sua simplicidade e dedicação, superou o insuperável nos mantendo humildes, dignos e unidos. Mãe, com certeza não chegaria até aqui se você não existisse.

...aos meus irmãos (Marcus e Maurício e Roberta - companheira e amiga), que sempre foram meus melhores amigos e cujo amor é infinito e inexplicável.

...ao Pesquisador Henrique Moriya, por simplesmente tudo... Sem os seus conselhos e paciência, não conseguiria encerrar este trabalho. Nunca conseguirei expressar tamanha gratidão por acreditar em mim quando eu já não acreditava mais.

“O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis”.

Fernando Pessoa

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que direta ou indiretamente me ajudaram a concluir este desafio...

Ao Prof. Dr. Celso Carvalho, por me acolher de braços abertos em seu grupo de pesquisas quando eu ainda pouco conhecia sobre o que é fazer ciência, pela enorme compreensão acerca de todos os acontecimentos inesperados que ocorreram nesta longa jornada, por dividir os conhecimentos de forma tão generosa e paciente e por possibilitar o meu amadurecimento pessoal e profissional através dessa experiência inesquecível.

Ao Prof. Dr. Henrique Moriya, por todo conhecimento científico, pelo cuidado, proteção, conforto e insistentes incentivos em todos os momentos desta trajetória. Obrigada por me acolher desde o primeiro contato e por me incentivar a seguir este caminho com ética, humildade e serenidade.

Às pessoas que não deixaram que eu desistisse deste sonho: Em especial a Prof^a. Dra. Cláudia Adriana Sant'Anna Ferreira por ter me encorajado em muitos momentos difíceis.

Às Prof^{as}. Adriana Lunardi e Patrícia Penachione por me indicar de forma tão carinhosa e particular para participar do grupo de pesquisas do Prof. Celso Carvalho.

À Prof^a Jeanette Jaber, por toda ajuda profissional em um momento crucial de minha vida.

A todos dos docentes colegas e amigos do Centro Universitário São Camilo, em especial Prof. Adilson Apolinário por possibilitar a entrada nesta instituição da qual me orgulho todos os dias de trabalhar.

Aos amigos, Liane, Well e Alberto que compartilharam momentos inesquecíveis durante esta jornada. Adoro vocês!

Aos amigos Engenheiros Jimmy e Desidério pela cooperação matemática, eletrônica e principalmente por toda a paciência durante as explicações.

A todos os voluntários que abriram mão do seu fim de semana para participar deste sonho.

Finalmente, aos Professores Marcelo Fernandes, Carolina Fu e Amélia Paschoal, pela importante contribuição na fase de qualificação deste trabalho.

“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim”

Chico Xavier

NORMATIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias.*

Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação: 2009.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus.*

RESUMO

Barbosa, RCC. Estudo comparativo entre dois métodos de calibração da pletismografia respiratória por indutância. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 2011. 70p.

Nas últimas décadas, considerável atenção foi direcionada para os dispositivos de mensuração não invasiva da configuração e coordenação toracoabdominal. Dentre os dispositivos mais empregados, destaca-se aquele que emprega a Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI) que, apesar de ser considerado um dispositivo de avaliação reprodutível e acurado, apresenta divergências acerca do método de calibração para estimativa da participação dos compartimentos torácico e abdominal, principalmente quando utilizada em diferentes posturas corporais. O padrão-ouro da calibração da PRI é o método de calibração por isovolume (ISOCAL). Entretanto, a grande maioria dos estudos emprega somente a calibração qualitativa diagnóstica (QDC) devido ao fato desta não necessitar manobras respiratórias específicas. Em vista disso, o objetivo deste estudo foi comparar os dois métodos de calibração da PRI, em 3 diferentes posturas (decúbito dorsal, sedestação e ortostatismo). Foram avaliados 28 indivíduos saudáveis (18 mulheres/10 homens), com idade de $25,4 \pm 3,9$ anos (média $\pm$ DP). Todos os indivíduos foram submetidos aos dois métodos de calibração (ISOCAL e QDC) e avaliados nas 03 posturas. Foi verificado que os valores da constante de proporcionalidade dos sinais elétricos dos compartimentos (K) foram distintos em ambos os métodos de calibração nas 3 posturas avaliadas. Os valores de K avaliados com a calibração ISOCAL e QDC foram, respectivamente, $1,6 \pm 0,5$ vs. $2,0 \pm 1,2$ em decúbito dorsal, $2,5 \pm 0,8$ vs. $0,6 \pm 0,3$ em sedestação, e $2,0 \pm 0,8$ vs. $0,6 \pm 0,3$ em ortostatismo ($p < 0,05$ para todas as comparações). Os nossos resultados

sugerem que a QDC não deve ser considerada um método acurado para a calibração da PRI. Além disso, os valores da constante K do ISOCAL mostram ainda que a calibração do equipamento deve ocorrer para cada postura avaliada.

Descritores: pletismógrafo respiratório por indutância, calibração, mecânica respiratória, postura.

ABSTRACT

Barbosa, RCC. Comparative study between two methods of calibration of respiratory inductive plethysmography. [Dissertation]. São Paulo: School of Medicine, University of São Paulo, 2011. 70p.

In recent decades, considerable attention has been directed to devices for noninvasive measurement of thoracoabdominal configuration and coordination. Among the most commonly applied devices, there is one that employs the respiratory inductive plethysmography (PRI), which, despite being considered a device for reproducible and accurate assessment, shows variations on the calibration method to estimate the contribution of the thoracic and abdominal compartments especially when applied in different body postures. The gold standard in the calibration of PRI is the method of isovolume calibration (ISOCAL). However, most studies employ only the qualitative diagnostic calibration (QDC) due to the fact that this does not require specific respiratory maneuvers. This study aims to compare the two methods of calibration of the PRI in three different postures (supine, standing, and seated). A total of 28 healthy subjects (18 men mulheres/10), aged 25.4 ± 3.9 years (mean $\pm$ SD). All subjects underwent both methods of calibration (QDC and ISOCAL) and assessed at the 03 postures. It was found that the values of the constant of proportionality of the electrical signals of compartments (K) were different in both calibration methods evaluated in three postures. The values of K evaluated with calibration ISOCAL and QDC were respectively 1.6 ± 0.5 vs. 2.0 ± 1.2 supine position, 2.5 ± 0.8 vs. 0.6 ± 0.3 in seated position, and 2.0 ± 0.8 vs. 0.6 ± 0.3 in standing position ($p < 0.05$ for all comparisons). Our results suggest that the QDC should not be considered an accurate method for calibration of the PRI. Moreover,

the values of constant K ISOCAL also show that the calibration of equipment should occur for each position evaluated.

Descriptors: respiratory inductive plethysmography, calibration, respiratory mechanics, posture.

AB	Abdome
AC	Corrente Alternada
AD	Analógico/Digital
TI	Tempo Inspiratório
CO₂	Gás Carbônico
CT	Caixa torácica
CVF	Capacidade Vital Forçada
DD	Decúbito Dorsal
et al.	e outros
IMC	Índice de Massa Corpórea
ISOCAL	Calibração por Isovolum
O₂	Oxigênio
ORTO	Ortostatismo
p.	Página
PaCO₂	Pressão arterial do Gás Carbônico
PaO₂	Pressão arterial do Oxigênio
PCO₂	Pressão do Gás Carbônico
PO₂	Pressão do Oxigênio
PRI	Pletismografia Respiratória por Indutância
QDC	Calibração Qualitativa Diagnóstica
Rev.	Revista
SED	Sedestação
TTOT	Tempo Total
v.	Volume

VEF1	Volume Expiratório Final no primeiro segundo
VC	Volume Corrente

kg	Quilograma
K	Constante de Proporcionalidade
±	Mais ou menos
≈	Aproximado
Δ	Delta
+	Soma
-	Subtração
%	Porcentagem

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – (A) Pletismógrafo Respiratório por Indutância; (B) Cintas Indutoras.....	6
FIGURA 2 – Exemplo de modelagem do sistema respiratório: contribuição simétrica da CT e AB para a ventilação.....	9
FIGURA 3 – Exemplo de Modelagem do Sistema Respiratório: Contribuição maior da CT para a ventilação.....	9
FIGURA 4 – Exemplo de Modelagem do Sistema Respiratório: Contribuição maior do AB para a ventilação.....	10
FIGURA 5 – Diagrama do protocolo experimental.....	16
FIGURA 6 – Interface do <i>software</i> em LabVIEW.....	18
FIGURA 7 – Calibração do sinais elétricos.....	20
FIGURA 8 – Calibração do pneumotacógrafo.....	21
FIGURA 9 – Posturas avaliadas no estudo.....	23
FIGURA 10 – Comparação dos valores do K do QDC e ISOCAL em decúbito dorsal.....	26
FIGURA 11 – Comparação dos valores do K do QDC e ISOCAL em sedestação....	26
FIGURA 12 – Comparação dos valores do K do QDC e ISOCAL em ortostatismo...	26

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Características dos sujeitos do estudo.....	25
TABELA 2 – Comparação entre os fatores de calibração K.....	28
TABELA 3 – Variáveis respiratórias dos sujeitos do estudo.....	29

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	01
1.1 Ventilação Pulmonar.....	02
1.2 Parede Torácica e Mecânica Respiratória.....	03
1.3 Dispositivos de Avaliação da Parede Torácica.....	04
1.4 Métodos de Calibração da PRI e Constante K.....	07
2. OBJETIVOS.....	12
2.1 Objetivo Primário	13
2.2 Objetivo Secundário.....	13
3. MÉTODOS.....	14
3.1 Sujeitos.....	15
3.2 Protocolo Experimental.....	15
3.3 Prova de função pulmonar.....	16
3.4 Componentes e Procedimentos de Instalação do PRI.....	17
<u>3.4.1 Equipamento de Monitoração do Fluxo.....</u>	<u>17</u>
<u>3.4.2 Conversor Analógico-Digital.....</u>	<u>18</u>
<u>3.4.3 Aquisição do Sinal</u>	<u>18</u>
<u>3.4.4 Processamento do Sinal</u>	<u>19</u>

<u>3.4.5 Instalação do dispositivo de PRI</u>	19
3.5 Calibração dos Sinais Elétricos das Cintas Elásticas.....	20
3.6 Calibração do Pneumotacógrafo.....	21
3.7 Métodos de Calibração: ISOCAL e QDC.....	21
3.8 Posturas.....	22
3.9 Análise dos Dados.....	23
4. RESULTADOS	24
5. DISCUSSÃO	30
6. CONCLUSÃO	36
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38
ANEXOS	44
ANEXO A – Aprovação no Comitê de Ética da CAPPesq.....	45
ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	46
APÊNDICE	49
APÊNDICE A - Manual do PRI.....	50

1. Introdução

1.1 Ventilação Pulmonar

O sistema respiratório compreende um conjunto de estruturas que permite a ventilação pulmonar caracterizada pela entrada e saída de ar das vias aéreas e dentre as estruturas envolvidas na ventilação, destacam-se os pulmões e a parede torácica (Decramer e Roussos, 2003).

Os pulmões tem como função prioritária permitir que o oxigênio (O_2) se dirija do ambiente externo para o sangue arterial e o dióxido de carbono (CO_2) do sangue venoso para o ambiente. As trocas gasosas são reguladas de tal forma que as pressões parciais do oxigênio (PO_2) e gás carbônico (PCO_2), os níveis de hidrogênio no sangue arterial e no fluido extracelular cerebral são mantidos em níveis quase constantes (Leff e Schumacker, 2003). Esta regulação somente é possível porque o nível de ventilação é controlado principalmente pelos quimiorreceptores que captam as informações referentes à PaO_2 e à $PaCO_2$ e informam o controlador central (centro respiratório), que coordena as aferências neurais e ajusta o comando para os efetores (músculos respiratórios) que promovem a ventilação (West, 2003).

Já a parede torácica é considerada uma estrutura com dois compartimentos: a caixa torácica (CT) e o abdome (AB). Eles trabalham de forma integrada com a função de movimentar gás para dentro e fora dos pulmões (De Groote et al., 1997).

A ventilação é compreendida, normalmente, pela fase inspiratória do ciclo respiratório, um processo ativo, caracterizado pela contração muscular inspiratória e a fase expiratória um processo passivo, no qual a energia elástica armazenada no sistema devido à fase inspiratória é usada para promover a expiração (Di Marco et al., 1990).

1.2 Parede Torácica e Mecânica Respiratória

Conforme mencionado previamente, a parede torácica é constituída pela CT e AB que apresentam independência de movimento, mas que se movem em unidade. O diafragma é o músculo que separa esses dois compartimentos e permite que sejam geradas pressões adequadas para a ventilação pulmonar (De Troyer et al., 2005). O compartimento torácico é formado pelas vértebras torácicas, costelas, cartilagens costais e esterno, enquanto que o compartimento abdominal é formado por grupos musculares que se dividem em ventrais e dorsais (Deschamps et al., 1988).

Durante a inspiração, a expansão da caixa torácica ocorre em consequência da elevação do gradeado costal superior e, lateralmente, pela contração dos músculos intercostais paraesternais e dos músculos intercostais externos (Di Marco et al., 1990; Legrand et al., 1998; Wilson et al., 2001) associada simultaneamente à contração do músculo diafragma que reduz a sua cúpula (essencialmente o tendão central) e se move na direção caudal, empurrando as vísceras abdominais. Desse modo, a descida da cúpula diafragmática associada ao aumento dos diâmetros céfalo-caudal, látero-lateral e ântero-posterior da caixa torácica promovem a diminuição da pressão intratorácica e aumenta o volume pulmonar, ao mesmo tempo em que ocorre aumento da pressão intra-abdominal (De Troyer et al., 2005).

O movimento do AB durante a inspiração normal é secundário ao movimento diafragmático (De Groote et al., 1997), visto que a tensão gerada pelos músculos abdominais aumenta a pressão do conteúdo abdominal e sustenta a descida da cúpula diafragmática. Se não houvesse esse sinergismo entre os músculos abdominais e o diafragma, o conteúdo abdominal seria empurrado para

baixo e para frente, e o centro frênico não teria apoio sólido que permitisse ao diafragma promover respiração de grande amplitude (Mead, 1979).

A fase expiratória ocorre passivamente exceto em situações de esforço ou em situações que dificultem o movimento de ar para fora dos pulmões. Durante a expiração tranqüila, os músculos inspiratórios relaxam e a pressão intratorácica se torna menos negativa em relação à pressão atmosférica. O recuo elástico pulmonar comprime o gás alveolar e aumenta a pressão acima da pressão da boca. Este diferencial de pressão inverte a direção do fluxo de gás (Macklem, 1992).

1.3 Dispositivos de Avaliação da Parede Torácica

Nas últimas décadas, considerável atenção tem sido direcionada para os dispositivos de mensuração não invasiva da configuração e coordenação toracoabdominal (Farré et al., 2004, Grossman et al., 2010). Estes sistemas foram desenvolvidos a partir do estudo de superfície da parede torácica na tentativa de evitar problemas decorrentes da monitoração invasiva que altera consideravelmente o padrão respiratório normal. Além disso, apresentam vantagens de não oferecer nenhum tipo de resistência ou qualquer estimulação adicional ao indivíduo avaliado (Kondo et al., 1997).

Atualmente, existem diversos dispositivos disponíveis para avaliação da configuração e coordenação toracoabdominal (Brüllman et al., 2010), dentre eles estão: o magnetômetro, o pletismógrafo respiratório por indutância e o pletismógrafo optoeletrônico.

O magnetômetro é um equipamento composto por sensores capazes de gerar e captar campos magnéticos quando colocados em posições diametralmente opostas da CT e do AB. Desse modo, as distâncias entre os sensores é medida e

após a calibração são obtidas as variações volumétricas (Sharp et al., 1975). Seguindo o mesmo princípio, o pletismógrafo optoeletrônico é caracterizado pela mensuração de um número finito de deslocamentos de pontos sobre a superfície externa da parede torácica (Alivert et al., 2000).

A Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI) é a técnica mais empregada na prática clínica. Foi fundamentada em 1967 por Konno e Mead, que demonstraram que os movimentos do sistema respiratório podem ser modelados utilizando dois graus de liberdade, que correspondem a mudanças de volume dos compartimentos torácico e abdominal. Este modelo é amplamente aceito e utilizado por diversos pesquisadores (Chadha et al., 1982; Tobin et al., 1983 a, b; Zimmerman et al., 1983; Rodenstein et al., 1985; Banzett et al., 1995; Clarenbach et al., 2005; Calabrese et al., 2010). Foi proposto um modelo matemático para viabilizar a avaliação quantitativa dos movimentos relacionados à ventilação espontânea com a seguinte equação:

$$\Delta V_{AO} \cong \Delta V_{CT} + \Delta V_{AB} \quad (1)$$

onde ΔV_{AO} é a mudança de volume medido na saída das vias aéreas, ΔV_{CT} é a mudança de volume na caixa torácica e o ΔV_{AB} é a mudança de volume no abdome (Konno e Mead, 1967).

O pletismógrafo respiratório por indutância (Figura 1A) se baseia no pressuposto de que ao circularmos uma corrente elétrica por um laço condutor um campo magnético é gerado e qualquer mudança na área compreendida por este laço irá criar uma corrente elétrica oposta dentro do laço que é diretamente proporcional à mudança na referida área. Assim sendo, um condutor elétrico é costurado em uma cinta elástica (Figura 1B) de forma a permitir a expansão e a

contração das cintas, uma disposta ao redor da CT e outra do AB. Ao respirar, o indivíduo muda as áreas das seções transversais da CT e do AB modificando as áreas compreendidas pelas cintas e gerando correntes opostas nos condutores (Sartene et al., 1990; Lanatà et al., 2010). Essas correntes opostas são mensuradas pela PRI mais facilmente como mudanças nas frequências das correntes aplicadas que são linearmente proporcionais às mudanças das áreas das seções transversas cobertas pelas cintas elásticas posicionadas na CT e no AB dos indivíduos a serem avaliados.

Figura 1 – (A) Pletismografia Respiratória por Indutância; (B) Cintas Indutoras.

Desse modo, as cintas devem ser calibradas previamente para a correta avaliação do sistema respiratório. Portanto, durante a realização da PRI, é necessário ajustar os ganhos dos amplificadores elétricos para estabelecer as mudanças de volumes não calibrados da CT (ΔuV_{CT}) e AB (ΔuV_{AB}), aproximadamente igual ao ΔV_{AO} , como segue:

$$\Delta V_{AO} \cong M[K(\Delta uV_{CT}) + \Delta uV_{AB}] \quad (2)$$

onde o K estabelece a contribuição relativa dos sinais não calibrados da CT (ΔuV_{CT}) e AB (ΔuV_{AB}) em que os ganhos elétricos iniciais na PRI são ajustados para serem idênticos. O termo M garante a proporcionalidade que faz com que a soma ponderada dos compartimentos seja equivalente ao ΔV_{AO} (Konno e Mead, 1967; Sackner et al., 1989).

1.4 Métodos de Calibração da PRI e Constante K

Dentre os diversos métodos empregados para a calibração dos equipamentos de PRI, destacam-se a calibração por isovolume (ISOCAL) e a calibração qualitativa diagnóstica do inglês, *Qualitative Diagnostic Calibration* (QDC).

A calibração pelo método ISOCAL é considerada o padrão de referência da PRI e sua realização requer que o indivíduo realize manobras respiratórias específicas como deslocar voluntariamente o volume entre a CT e o AB com as vias aéreas ocluídas, o que torna esta calibração impraticável em alguns indivíduos. Nesta manobra, o valor de ΔV_{AO} é zero e estabelece a seguinte equação:

$$K \cong \frac{-\Delta uV_{AB}}{\Delta uV_{CT}} \quad (3)$$

onde, o K estima a contribuição relativa dos sinais elétricos não calibrados da caixa torácica (ΔuV_{CT}) e abdome (ΔuV_{AB}) (Konno E Mead, 1967; Sartene et al., 1993; Kondo et al., 1997; Brüllman et al., 2010).

O método QDC é realizado durante um determinado intervalo de tempo de respiração basal e não necessita de manobras respiratórias específicas e, por causa disto, tornou-se o método mais freqüentemente empregado para a calibração da PRI (Warren et al., 1997; Brown et al., 1998; Miller et al., 2000; Parreira et al., 2005;

Caldeira et al., 2007; Emeriaud et al., 2008; Panka et al., 2010; Tomich,et al., 2010). Neste método é utilizada uma aproximação estatística da Equação 2 para determinar o valor de K , descrita como:

$$K \cong \frac{-SD(\Delta V_{AB})}{SD(\Delta V_{CT})} \quad (4)$$

onde $SD(\Delta V_{AB})$ e $SD(\Delta V_{CT})$ são os desvios-padrão dos sinais elétricos não calibrados do abdome e da caixa torácica, respectivamente (Sackner et al, 1989;. Sartene et al., 1993; De Groote et al., 2001; Mayer et al., 2003).

Em ambos os métodos de calibração da PRI é fundamental a determinação do valor da constante K que é o fator de calibração que permite estabelecer a contribuição relativa dos compartimentos torácico e abdominal para a ventilação. Desse modo, conforme as equações descritas acima, a participação da CT e AB serão definidas de acordo com o valor de K encontrado por meio dos métodos de calibração da PRI. Portanto, quando o valor de K é igual a 1 (Figura 2) a contribuição de ambos os compartimentos (CT e AB) acontece de forma simétrica, e não existe predomínio de contribuição dos compartimentos para a ventilação.

Figura 2 – Exemplo de modelagem do sistema respiratório: contribuição simétrica da CT e AB para a ventilação ($K=1$)

Contudo, quando a respiração é predominantemente torácica, ocorre maior contribuição da CT em relação ao AB para a ventilação. Nesta condição, o valor de K é maior que 1, conforme exemplificado na Figura 3.

Figura 3 – Exemplo de modelagem do sistema respiratório: contribuição maior da CT para a ventilação ($K > 1$).

Em contrapartida, quando ocorre predomínio de contribuição do AB para a ventilação, como em situações em que a respiração é predominantemente abdominal, o AB desempenha maior contribuição para a ventilação em comparação à CT, então o valor de K é menor que 1 (Figura 4).

Figura 4 – Exemplo de modelagem do sistema respiratório: contribuição maior da CT para a ventilação ($K < 1$).

Apesar do pletismógrafo respiratório por indutância ser considerado um dispositivo de avaliação reprodutível e acurado (Sackner et al., 1989; Adams et al., 1993; Brown et al., 1998) existem controvérsias sobre o melhor método de calibração deste dispositivo quando utilizado em diferentes posturas corporais (Sartene et. al, 1993; Thompson, 1999; 1993; De Groote et al., 2001). Acredita-se que o padrão-ouro da calibração da PRI seja o ISOCAL. Entretanto, vários estudos empregam somente a calibração QDC porque esta não necessita de manobras respiratórias específicas.

Visto que a qualidade principal de um instrumento de mensuração é a de medir com o mínimo de erro e, que ainda existem dúvidas sobre os métodos de calibração, acreditamos que a comparação entre os métodos de calibração de um dispositivo de mensuração como o plestimógrafo respiratório por indutância pode contribuir para o estabelecimento de julgamentos mais precisos na prática clínica e, desse modo, permitir tratamentos mais adequados na terapêutica.

2.Objetivos

1.1 Primário

Comparar os dois métodos de calibração da PRI, ISOCAL e QDC em três diferentes posturas: Decúbito Dorsal, Sedestação e Ortostatismo.

1.2 Secundário

Avaliar a contribuição dos compartimentos torácico e abdominal para a ventilação nas posturas avaliadas.

3. Métodos

3.1 Sujeitos

Participaram do estudo 28 indivíduos saudáveis (amostra de conveniência) (18 mulheres/10 homens), com idade variando entre 18 e 65 anos. Os critérios de exclusão foram: tabagistas, indivíduos com diagnóstico de doenças respiratórias, dificuldade de compreensão para realização das manobras respiratórias, deformidade da caixa torácica, presença de doença osteomuscular que influenciasse a mecânica respiratória e presença de alterações espirométricas.

O Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo aprovou o estudo (protocolo 1221/09) e todos os indivíduos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, concordando em participar da pesquisa.

3.2 Protocolo Experimental

Os indivíduos que participaram do estudo foram orientados a comparecer apenas um dia no hospital e a coleta de dados foi realizada em um intervalo de tempo de 02 horas. Todos os indivíduos foram submetidos aos dois métodos de calibração (ISOCAL e QDC) e avaliados nas 03 posturas (decúbito dorsal, sedestação e ortostatismo). A seqüência de realização dos métodos de calibração e das posturas foi estabelecida por aleatorização por meio de sorteio. O protocolo do estudo foi composto pelas seguintes etapas: 1) mensuração do peso e altura dos sujeitos utilizando uma balança mecânica antropométrica calibrada (*Welmy*, Brasil); 2) realização de prova de função pulmonar (*Quark PFT*, *Cosmed*, Itália); 3) calibração dos sinais elétricos emitidos pelas cintas; 4) calibração do fluxo a ser quantificado pelo pneumotacógrafo; 5) posicionamento das duas cintas elásticas indutoras, adaptadas ao tamanho do indivíduo, envolvendo as superfícies do tórax (abaixo da axila) e abdome (logo acima da crista ilíaca); 6) aleatorização da seqüência de aplicação dos métodos de calibração (ISOCAL ou QDC);

7) aleatorização da seqüência de aplicação das posturas (decúbito dorsal, sedestação e ortostatismo) (Figura 5).

Figura 5 – Diagrama do protocolo experimental.

3.3 Prova de função pulmonar:

Todos os participantes foram submetidos à prova de função pulmonar utilizando-se um equipamento portátil de espirometria (*Quark PFT, Cosmed, Itália*). Os critérios de procedimentos técnicos de aceitabilidade, reprodutibilidade e interpretativos, bem como a padronização do equipamento foram seguidos conforme recomendações da *American Thoracic Society* (2005). Foram obtidos os seguintes parâmetros ventilatórios: Capacidade Vital Forçada (CVF), Volume Expirado Forçado no primeiro segundo (VEF_1) e a razão entre VEF_1 e CVF (VEF_1/CVF). Os valores preditos de normalidade foram estabelecidos em comparação com valores populacionais previamente descritos por Knudson et al., (1983).

3.4 Componentes e Procedimentos de Instalação do Sistema de PRI

3.4.1 Equipamento de Monitoração do Fluxo:

Convencionalmente, os equipamentos de PRI não possuem um sistema de monitoração contínua do fluxo de ar das vias aéreas, uma vez que o valor de volume pulmonar estabelecido pela PRI é aproximado de acordo com os movimentos da CT e AB durante o ciclo respiratório. Entretanto, em nosso estudo o sistema de monitoração foi inserido para determinação segura e confiável dos parâmetros ventilatórios, pois a monitoração contínua do fluxo de ar permite a análise acurada dos ciclos respiratórios.

O sistema de monitoração do fluxo aéreo, agregado ao pletismógrafo respiratório por indutância, foi composto por um pneumotacógrafo do tipo *Fleisch* (nº 2, *Hugo Sachs*, Alemanha) e um transdutor de pressão diferencial (HCXPMQ05D6V, *Sensortecnics*, EUA). Esse tipo de sistema de monitoração do fluxo aéreo se baseia no fato de que uma mistura gasosa ao fluir, através de um duto com uma restrição, produz um diferencial de pressão através do duto que é função da velocidade de escoamento da mistura gasosa (Moriya, 1999).

Além disso, com o objetivo de evitar que o vapor d'água presente no ar expelido pelo indivíduo se condensasse no interior do pneumotacógrafo, um sistema de aquecimento presente no pneumotacógrafo foi alimentado com 6 V/AC. Um coletor de saliva também foi utilizado junto ao pneumotacógrafo. Devido ao fato do sinal elétrico analógico gerado pelo transdutor de pressão diferencial apresentar uma magnitude muito baixa, o mesmo foi condicionado por meio de um circuito com um amplificador de instrumentação (AD620, *Analog Devices*, EUA).

3.4.2 Conversor Analógico-Digital

Foi acoplado ao sistema um conversor analógico-digital (USB 1208 LS, *Measurement Computing*, EUA) de 12 bits que trabalha com uma frequência de amostragem de 50 Hz para a realização de uma análise digital dos dados obtidos.

3.4.3 Aquisição do Sinal

Um *software* em ambiente LabVIEW (8.5, *National Instruments*, EUA) foi implementado para realizar a aquisição dos sinais de fluxo, variações de volumes do tórax e do abdome, digitalizá-los e armazená-los. Através de uma interface visual (Figura 6), o avaliador podia observar na tela do computador os 3 sinais capturados em tempo real para permitir, em qualquer momento, iniciar ou interromper a gravação dos dados adquiridos para posterior análise.

Figura 6 - Interface do *software* em LabVIEW.

3.4.4 Processamento do Sinal

Um *software* desenvolvido em ambiente Matlab (*The Mathworks*, EUA) permitiu a detecção dos ciclos respiratórios nos 3 sinais disponíveis, e dessa forma, foi possível calcular o número de respirações detectadas em cada uma das posições. Eram então, gerados gráficos com duração de 30 segundos, contendo os sinais de fluxo aéreo e variação da CT e AB.

3.4.5 Instalação do dispositivo de PRI

A instalação do pletismógrafo respiratório por indutância seguiu uma ordem previamente instituída com o objetivo de estabelecer uma padronização em todas as coletas de dados. A ordem dos procedimentos de instalação está apresentada no Apêndice A e ocorreu da seguinte maneira: 1) Instalação do notebook (*Hewlett-Packard* dv5 - 1220, Brasil) e conexão com o condicionador de sinais da PRI via cabo USB; 2) Conexão dos cabos de energia do dispositivo de PRI (*Respirace Inductotrace System*, EUA) e condicionador de sinais à um estabilizador de tensão com de fonte de energia fornecida em 110V; 3) Conexão do cabo conector do pletismógrafo respiratório por indutância com o condicionador de sinais para modulação do sinal analógico em digital; 4) Conexão do cabo conector do oscilador com pletismógrafo respiratório por indutância para que os sinais emitidos pelas bobinas de teflon, inseridas nas cintas, (decorrentes da movimentação das bobinas de teflon) fossem transferidos para o pletismógrafo respiratório por indutância via oscilador; 5) Conexão do cabo conector das cintas com o pletismógrafo respiratório por indutância para possibilitar a transmissão dos sinais emitidos pelas cintas; 6) Conexão do condicionador de sinais ao pneumotacógrafo (*Fleisch*) de modo que a captação das variações de fluxo pelo sensor do pneumotacógrafo fossem emitidas

para o condicionador de sinais permitindo a aquisição digital das variações do fluxo de ar.

3.5 Calibração dos Sinais Elétricos das Cintas Elásticas

Antes da colocação das cintas indutoras nos indivíduos foi realizada a calibração do sinal emitido. Para isto, elas foram colocadas sobre uma superfície plana sem qualquer dobra ou tensão e, em seguida, foram feitos os ajustes dos sinais elétricos correspondentes ao *offset* e ao ganho dos compartimentos torácico e abdominal. Para a calibração do *offset*, o botão correspondente ao compartimento que seria calibrado primeiro (CT ou AB) foi mantido pressionado juntamente com o botão denominado *calibrate* do equipamento de PRI empregado. A calibração foi considerada bem sucedida somente quando era verificado o valor “0.00” tanto no equipamento quanto no *software* (Figura 7 A). Para calibrar o sinal referente ao ganho, os botões denominados *calibrate* e *reference* foram mantidos pressionados ao mesmo tempo em que se mantinha pressionado o botão correspondente ao compartimento que seria calibrado primeiro (tórax ou abdome). De maneira similar, a calibração foi considerada bem sucedida somente quando o valor “3.00” referente ao ganho visualizado na tela do equipamento de PRI e no *software* implementado (Figura 7 B). É importante frisar que a calibração acima descrita é a recomendada pelo fabricante.

Figura 7 - Calibração do sinais elétricos: (A) *Offset*; (B) *Ganho*.

3.6 Calibração do pneumotacógrafo

Como previamente informado, um pneumotacógrafo *Fleisch (nº 2, Hugo Sachs, Alemanha)* foi acoplado ao sistema para determinação acurada do fluxo respiratório. A calibração deste pneumotacógrafo foi realizada por meio de uma seringa de 3 litros na qual foram simulados 3 fluxos inspiratórios e 3 expiratórios nas velocidades: lenta, média e rápida, confirmadas visualmente por meio do *software* (Figura 8).

Figura 8 - Calibração do pneumotacógrafo.

3.7 Métodos de Calibração: ISOCAL e QDC

No método de calibração ISOCAL, os voluntários foram orientados a respirar profundamente e a realizar uma apnéia seguida de uma manobra respiratória na qual deveriam deslocar o volume da CT para o AB e vice versa, em 3 séries com 5 repetições cada. Previamente à gravação dos sinais elétricos, os voluntários foram educados sobre a forma de execução da manobra respiratória exigida por este método de calibração com o objetivo de evitar o efeito aprendido.

No método QDC, os voluntários foram orientados a respirar tranquilamente pelo bocal do pneumotacógrafo por um intervalo de tempo de coleta de cinco minutos. Em ambos os métodos foram utilizados clipe nasal, com o objetivo de

garantir oclusão da via aérea superior e apenas durante a QDC foi utilizado o pneumotacógrafo.

3.8 Posturas

As calibrações foram feitas em 3 posturas: decúbito dorsal, sedestação e ortostatismo. No decúbito dorsal, o indivíduo foi posicionado horizontalmente sem elevação do decúbito, com quadril e joelhos em flexão (Figura 9A). Em sedestação, os indivíduos foram posicionados em uma cadeira sem apoio dorsal com angulação de noventa graus de quadril e de joelho (Figura 9B) e, no ortostatismo os indivíduos foram orientados a adotar postura ereta, braços relaxados ao longo do corpo e manter distribuição do peso corporal de forma simétrica nos membros inferiores (Figura 9C).

Figura 9 - Posturas avaliadas no estudo, (A) Decúbito Dorsal; (B) Sedestação; (C) Ortostatismo

3.9 Análise dos Dados

A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste Kolmogorov-Smirnov e os resultados expressos em mediana (não-paramétricos) e média (paramétricos) com o respectivo intervalo de confiança (5-95%). Para a comparação dos parâmetros avaliados foi utilizado a análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas e o nível de significância foi ajustado para 5% ($p < 0,05$). O programa Sigma Stat (9.1 Systat Software Inc., EUA) foi utilizado para as análises estatísticas.

4. Resultados

Dos 33 indivíduos triados, cinco foram excluídos devido à inadequação da circunferência tóraco-abdominal com as faixas disponíveis. Vinte e oito voluntários concluíram o estudo. A caracterização antropométrica e os dados espirométricos dos indivíduos estudados estão apresentados na Tabela 1 e verifica-se que os

sujeitos da pesquisa apresentaram função pulmonar dentro da normalidade e eram eutróficos.

Tabela 1 - Características dos sujeitos do estudo

Características dos sujeitos do estudo		
Dados	Gênero (F/M)	18/10
	Idade (anos)	30,6 ± 11,9
Antropométricos	IMC (kg/m ²)	24,3 ± 2,8
	VEF ₁ , % previsto	98,6±7,5
Função Pulmonar	CVF, % previsto	100,1± 7,3
	VEF ₁ / CVF,	102,4± 5,2

Legenda: Os dados estão apresentados como média ± desvio padrão, exceto o gênero. F = feminino; M = masculino, IMC = índice de massa corpórea; VEF₁ = volume expiratório forçado no primeiro segundo; CVF = capacidade vital forçada; VEF₁/CVF = razão entre volume expiratório forçado no primeiro segundo e capacidade vital forçada.

A comparação da participação dos movimentos torácico e abdominal (K), entre os métodos de calibração nas diferentes posturas está apresentada nas Figuras 10 a 12.

Figura 10 - *Box Plot* dos valores do K do QDC e ISOCAL em decúbito dorsal (DD). Os valores estão apresentados como mediana (linha no meio do box) e IC 95%; * $p < 0,05$ ANOVA medidas repetidas.

Figura 11 - *Box Plot* dos valores do K do QDC e ISOCAL em sedestação (SED). Os valores estão apresentados como mediana (linha no meio do box) e IC 95%; * $p < 0,05$ ANOVA medidas repetidas.

Figura 12 - *Box Plot* dos valores do K do QDC e ISOCAL em ortostatismo (ORTO). Os valores estão apresentados como mediana (linha no meio do box) e IC 95%; * $p < 0,05$ ANOVA medidas repetidas.

Como pode ser observado nas Figuras 10 a 12, os valores da constante K obtidos com o método QDC foram diferentes comparados aos valores da ISOCAL nas três posturas avaliadas. Em decúbito dorsal, os valores do K do QDC foram superiores aos valores da ISOCAL ($K_{QDC-DD} = 2,2 \pm 1,6$ vs. $K_{ISO-DD} = 1,5 \pm 0,47$; $p < 0,05$). Em contrapartida em sedestação e ortostatismo os valores de K obtidos pela calibração QDC foram inferiores aos valores da ISOCAL respectivamente ($K_{QDC-SED} = 0,6 \pm 0,3$ vs. $K_{ISO-SED} = 2,4 \pm 0,9$; $K_{QDC-ORTO} = 0,6 \pm 0,3$ vs. $K_{ISO-ORTO} = 1,9 \pm 0,7$; $p < 0,05$). Apesar de valores de K diferentes, não foi observada diferença estatística entre os valores do K do QDC em decúbito dorsal com os valores de ISOCAL em ortostatismo.

A Tabela 2 apresenta os valores do fator de calibração K obtidos nos diferentes métodos de calibração, dos 28 indivíduos avaliados divididos em mais velhos (> 45 anos) e mais jovens.

Tabela 2 – Comparação entre os fatores de calibração K

Avaliados	Fator de Calibração K (Média/DP)	
	QDC - DD	ISOCAL - DD
Vinte Oito	2,2±1,6	1,5±0,47
	QDC – SED	ISOCAL - SED
	0,6±0,3	2,4±0,9
	QDC – ORTO	ISOCAL – ORTO
	0,6±0,32	1,9±0,7
Vinte e Três	QDC - DD	ISOCAL - DD
	2,1±1,7	1,5±0,4
	QDC - SED	ISOCAL – SED
	0,6±0,3	2,6±0,8
	QDC - ORTO	ISOCAL – ORTO
	0,6±0,3	2,0±0,8
Cinco (mais velhos)	QDC - DD	ISOCAL - DD
	2,5±1,0	1,3±0,3
	QDC - SED	ISOCAL – SED
	0,5±1,0	1,47±0,7
	QDC - ORTO	ISOCAL – ORTO
	0,7±0,2	1,51±0,3

Legenda: Os dados estão apresentados como média ± desvio padrão. QDC=Calibração Qualitativa Diagnóstica; ISOCAL= Calibração por Isovolum; DD= Decúbito Dorsal; SED= Sedestação; ORTO= Ortostatismo.

Em relação à contribuição dos compartimentos torácico e abdominal, foi possível verificar que nas três posturas avaliadas houve maior contribuição da CT em relação ao AB, pois os valores de K foram maiores que 1 (Tabela 2).

A inserção do sistema de monitoração do fluxo permitiu a avaliação acurada das variáveis respiratórias, coletadas a partir de um ciclo respiratório basal (Tabela 3). Verificou-se valores elevados de desvios-padrão do volume corrente (VT) e dispersão dos tempos de ciclos respiratórios (TTOT).

Tabela 3 - Variáveis respiratórias dos sujeitos do estudo

Variáveis	Decúbito Dorsal	Ortostatismo	Sedestação
TTOT (s)	5,2±2,0	4,3±1,2	4,7±1,6
TI/TTOT	0,47	0,48	0,48
VT/TI	0,2	0,3	0,3
VT (L)	0,7±0,3	0,7±0,3	0,7±0,3

Legenda: Média e desvio padrão das variáveis respiratórias. TI = tempo inspiratório; TTOT = tempo total do ciclo respiratório; TI/TTOT = tempo efetivo da respiração; VT/TI = fluxo inspiratório médio

5. Discussão

O presente estudo mostrou que, independente, do método de calibração, os valores de K diferem entre as posturas sugerindo que deve ser realizada uma calibração para cada postura a ser avaliada. Além disto, foi verificado que a

calibração pelo método QDC apresentou resultados distintos daqueles obtidos pelo ISOCAL, independente, da posição avaliada sugerindo que a sua obtenção não pode ser considerada confiável.

A pletismografia respiratória por indutância (PRI) tem sido amplamente utilizada, porém, devido à dificuldade em realizar o padrão-ouro (calibração ISOCAL), diversos estudos têm sugerido a utilização do método QDC (Sackner et al., 1989; Adams et al., 1993; Brown et al., 1998). Uma das grandes vantagens do método QDC é facilidade da sua realização, pois, neste método, o indivíduo é orientado a manter a respiração basal durante 5 minutos e a calibração é feita pela variação obtida entre os resultados de cada compartimento. Esta metodologia pode ser questionável frente ao princípio de calibração da PRI que é a sua variação frente a mudanças de volume entre a caixa torácica (CT) e o abdome (AB) (Konno e Mead, 1967). Além disto, a calibração pelo método QDC pressupõe a manutenção de um padrão respiratório do indivíduo ao longo do intervalo do tempo de medida o que parece não ter acontecido durante a coleta dos nossos resultados.

A hipótese de Sackner e colaboradores (1989) consiste no conceito de que este tipo de calibração requer um padrão respiratório constante para que seja possível a determinação do K. Entretanto, os nossos achados mostram que ocorre dispersão dos tempos de ciclos respiratórios (TTOT) associados a valores elevados de desvios-padrão do volume corrente (VT) durante o ciclo respiratório basal (Tabela 3). Estes dados sugerem que, durante a coleta de dados para realização da calibração QDC, o padrão respiratório não foi constante e, portanto, sugerem que cinco minutos durante a respiração tranqüila para aquisição dos dados, talvez não sejam suficientes para instituir o valor de K referente à contribuição dos compartimentos. Neste sentido, o estudo realizado por Sartene e colaboradores

(1993) demonstrou que, durante a respiração tranqüila, ocorre dispersão de aproximadamente 20% do volume corrente médio e apenas 8% deste valor, corresponde à contribuição dos compartimentos. Por esta razão, os autores afirmam que emprego de calibrações que demandem respiração tranqüila é questionável quando empregada em dispositivos com 2 graus de liberdade, uma vez que a maioria dos participantes do estudo quando avaliados em decúbito dorsal, utilizaram majoritariamente somente um grau de liberdade.

A observação de existência de diferença entre as calibrações observadas no nosso estudo são corroboradas por achados prévios de Thompson (1999), uma vez que os pesquisadores também observaram diferença entre os valores da constante K da QDC quando comparada à ISOCAL. No mesmo estudo, Thompson sugere que a QDC apresenta limitações importantes, referentes ao cálculo do K, porque considera que a soma da leitura dos sinais é considerada constante para os compartimentos CT e AB e a participação de cada compartimento é obtida pela subtração desta estimativa. Neste sentido, De Groote e col. (2001) demonstraram que a diminuição da variabilidade na contribuição dos movimentos do tórax e abdome pode gerar um fator de calibração impreciso na condição em que ocorrem medidas com respirações em que o volume corrente é mantido constante ou quase-constante, como pressupõe a realização para o QDC.

O método de calibração utilizando QDC em crianças também não se mostrou confiável para a estimativa do volume corrente (Brown et al., 1998). Segundo os autores desse estudo, as contribuições da CT e do AB de crianças anestesiadas não foram suficientes para permitir a derivação exata do K. Um resultado observado neste estudo foi que a contribuição da caixa torácica para os volumes correntes obtidos foram inesperadamente elevados. Por outro lado, Adams

e col. (1993) relataram a obtenção de valores de K satisfatórios quando a calibração QDC foi realizada em recém-nascidos. Contudo, os autores não avaliaram a contribuição relativa dos compartimentos e conseqüentemente a acurácia dos valores de K obtidos.

Para verificar a possível influência da idade na determinação do fator de calibração K em nosso estudo, os indivíduos mais velhos foram retirados e comparados com os 23 indivíduos jovens restantes, uma vez que é conhecido que durante o processo de envelhecimento ocorrem alterações estruturais e fisiológicas do sistema respiratório, o que poderia resultar em uma significativa dispersão nos valores de K. Apesar disso, verificamos que os valores de K foram mantidos sugerindo, portanto, que a idade não influenciou nos resultados obtidos em nosso estudo (Tabela 2).

O nosso estudo apresenta algumas possíveis limitações. Neste sentido, as nossas medidas foram realizadas com os indivíduos respirando pela boca utilizando um pneumotacógrafo e este tipo de respiração foi assegurado porque eles estavam utilizando um clipe nasal e isto pode ter modificado o fluxo de ar inspirado e o padrão respiratório. Apesar disso, em nosso estudo, não foi observada alteração significativa do padrão respiratório com a inserção do sistema de monitorização do fluxo ao sistema de PRI. É possível que a escolha do pneumotacógrafo do tipo *Fleisch*, considerado um transdutor de fluxo gasoso de baixa resistência, possa ter contribuído positivamente para o padrão respiratório observado.

Apesar de a ISOCAL ser considerada um método pouco atrativo do ponto de vista prático, ele ainda é considerado o procedimento de referência para calibração da PRI (Verschakelen e Demedts, 1995). No nosso estudo, tentamos assegurar a qualidade dos dados obtidos orientando os pacientes a realização a

manobra do ISOCAL antes mesmo da sua realização. Portanto, talvez uma possível alternativa para o emprego deste método de calibração, seria a educação do indivíduo antes da sua execução.

Atualmente, é reconhecido que até mesmo a calibração ISOCAL sofre influências da posição corporal. Estudo realizado por Zimmerman (1983) demonstrou que mudanças de postura, principalmente nas transições de posturas ortostatismo para sedestação, levam a alterações no coeficiente volume-movimento que podem influenciar expressivamente na acurácia do método de calibração e conseqüentemente a estimativa do volume obtido pela PRI. Os resultados do nosso estudo foram semelhantes aos observados por Zimmerman visto que foram verificadas diferenças entre as posturas avaliadas até mesmo na calibração considerada padrão-ouro (ISOCAL) e estas diferenças foram ainda mais acentuadas nas transições do ortostatismo para a sedestação (Figuras 11 e 12). Esses resultados sugerem a necessidade de realizar a calibração quando a PRI é empregada para estimativa dos volumes toraco-abdominais em um mesmo indivíduo.

Em relação à participação dos compartimentos para a ventilação, foi possível observar maior contribuição da CT para o volume corrente nas três posturas (Figuras 10 a 12), pois os valores da constante K no método ISOCAL em decúbito dorsal, sedestação e ortostatismo foram $1,5 \pm 0,4$; $2,4 \pm 0,9$ e $1,9 \pm 0,7$, respectivamente. Estes dados confirmam os resultados apresentados por Verschakelen e Demedts (1995) que demonstraram que existe maior contribuição da CT nas posturas mais altas como sedestação e ortostatismo. Ainda de acordo com os autores, mulheres apresentam maior contribuição da CT principalmente nas posturas mais altas quando comparadas aos homens. No presente estudo, houve

um predomínio de mulheres (65,2%), o que também poderia explicar os valores de K obtidos nas duas posturas.

Além disso, os movimentos da CT e AB dependem do estado de contração dos músculos respiratórios e a contribuição do diafragma para movimentação desses compartimentos depende da ação da gravidade. Portanto, a participação do AB para a ventilação será maior em ortostatismo quando comparado com sedestação, devido à ação hidráulica do conteúdo abdominal que favorece maior complacência do AB (Agostini et al., 1965). Os dados obtidos em nosso estudo confirmam essa hipótese porque apesar de haver uma maior contribuição da caixa torácica nas duas posturas (Tabela 2), o valor de K obtido para ortostatismo ($1,9 \pm 0,7$) é menor do que o obtido para sedestação ($2,4 \pm 0,9$). Acreditamos que ocorre maior participação do abdome em ortostatismo quando comparado à sedestação, apesar da movimentação ser prioritariamente torácica.

Apesar dos nossos resultados serem considerados satisfatórios referentes à aplicabilidade da ISOCAL para a calibração da PRI, no nosso protocolo de coleta de dados não foi acoplado ao equipamento um sistema para monitorização da pressão do ar aprisionado na boca durante a realização do ISOCAL de modo que esta pode ser considerada uma grande limitação porque não foi possível verificar quantitativamente se houve compressão de ar na boca dos pacientes (Gonzales et al., 1984). Por outro lado, mesmo que de forma qualitativa, foi observado que os pacientes não aprisionaram ar na boca, pois não distendiam suas bochechas.

6. Conclusão

Os nossos dados sugerem que a QDC não pode ser considerada um método acurado para a calibração da PRI quando empregada em diferentes posturas no intervalo de coleta de 5 minutos.

Nossos resultados mostram ainda, que até mesmo quando a calibração ISOCAL é empregada, a calibração do equipamento deve ocorrer para cada postura avaliada.

Nas três posturas avaliadas verificou-se maior contribuição da caixa torácica para a ventilação, este achado poderia ser justificado pelo maior número de mulheres participantes do estudo.

Apesar de amplamente empregada na prática clínica, pouca atenção é direcionada para a calibração da PRI, principalmente quando empregada em diferentes posturas.

7. Referências

Adams JA, Zabaleta IA, Stroh D, Johnson P, Sackner MA. Tidal volume measurements in newborns using respiratory inductive plethysmography. *Am Rev Respir Dis*. 1993 Sep;148(3):585-88.

Agostini E. P., Mognoni P. Torri G., Saracino F. Relation between changes of rib cage circumference and lung volume. *J Appl Physiol*. 1965 20: 1179-1186.

Aliverti A, Dellacá R, Pelosi P, Chiumello D, Pedotti A, Gattinoni L. Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000 May; 161(5):1546-52.

ATS/ERS Standardization of Lung Function Testing: Standardization of Spirometry. *Eur Respir J*. 2005; 26: 319–338.

Banzett RB, Mahan ST, Garner DM, Brughera A, Loring SH. A simple and reliable method to calibrate respiratory magnetometers and RespiTrace. *J Appl Physiol*. 1995 Dec; 79(6):2169-76.

Brown K, Aun C, Jackson E, Mackersie A, Hatch D, Stocks J Validation of respiratory inductive plethysmography using the Qualitative Diagnostic Calibration method in anaesthetized infants. *Eur Respir J*. 1998 Oct; 12(4):935-43.

Brüllmann G, Fritsch K, Thurnheer R, Bloch KE. Respiratory monitoring by inductive plethysmography in unrestrained subjects using position sensor-adjusted calibration. *Respiration*. 2010; 79(2):112-20.

Calabrese P, Baconnier P, Laouani A, Fontecave-Jallon J, Guméry PY, Eberhard A, Benchetrit G. A simple dynamic model of respiratory pump. *Acta Biotheor*. 2010; Sep; 58(2-3):265-75.

Caldeira VS, Starling CC, Britto RR, Martins JA, Sampaio RF, Parreira VF. Reliability and accuracy of spirometry in healthy adults. *J Bras Pneumol*. 2007 Oct; 33(5):519-26.

Chadha TS, Watson H, Birch S, Jenouri GA, Schneider AW, Cohn MA, Sackner MA. Validation of respiratory inductive plethysmography using different calibration procedures. *Am Rev Respir Dis*. 1982 Jun;125(6):644-9.

Clarenbach CF, Senn O, Brack T, Kohler M, Bloch KE. Monitoring of ventilation during exercise by a portable respiratory inductive plethysmograph. *Chest*. 2005 Sep; 128(3):1282-90.

De Groote A, Paiva M, Verbandt Y. Mathematical assessment of qualitative diagnostic calibration for respiratory inductive plethysmography. *J Appl Physiol*. 2001 Mar; 90(3):1025-30.

De Groote A, Wantier M, Cheron G, Estenne M, Paiva M. Chest wall motion during tidal breathing. *J Appl Physiol*. 1997 Nov; 83(5):1531-7.

De Troyer A, Kirkwood PA, Wilson TA. Respiratory action of the intercostal muscles. *Physiol Rev*. 2005 Apr; 85(2):717-56.

Decramer M, Roussos C. Treatment of respiratory failure: introduction. *Eur Respir J Suppl*. 2003 Nov; 47:1s-2s.

Deschamps C, Rodarte JR, Wilson TA. Coupling between rib cage and abdominal compartments of the relaxed chest wall. *J Appl Physiol*. 1988 Nov; 65(5):2265-9.

Di Marco AF, Romaniuk JR, Supinski GS. Parasternal and external intercostal muscle shortening during eupneic breathing. *J Appl Physiol*. 1990 Dec; 69(6):2222-6.

Emeriaud G, Eberhard A, Benchetrit G, Debillon T, Baconnier P. Calibration of respiratory inductance plethysmograph in preterm infants with different respiratory conditions. *Pediatr Pulmonol*. 2008 Nov; 43(11):1135-41.

Farré R, Montserrat JM, Navajas D. Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep. *Eur Respir J*. 2004 Dec; 24(6):1052-60.

Gonzalez, H., Haller, B., Watson, H. L., Sackner M. A. Accuracy of respiratory inductive plethysmograph over wide range of rib cage and abdominal compartmental contributions to tidal volume in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease *Am Rev Respir Dis*. 1984 Aug; 130(2): 171-4.

Grossman P, Wilhelm FH, Brutsche M. Accuracy of ventilatory measurement employing ambulatory inductive plethysmography during tasks of everyday life. *Biol Psychol*. 2010 Feb 20.

Knudson RJ, Lebowitz MD, Holberg CJ, Burrows B. Changes in the normal maximal expiratory flow-volume curve with growth and aging. *Am Rev Respir Dis.* 1983 Jun; 127(6):725-34.

Kondo T, Uhlig T, Pemberton P, Sly PD. Laser monitoring of chest wall displacement. *Eur Respir J.* 1997 Aug; 10(8):1865-9.

Konno, K., Mead, J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol.* 1967 Mar;22(3):407-22.

Lanatà A, Scilingo EP, Nardini E, Loriga G, Paradiso R, De-Rossi D. Comparative evaluation of susceptibility to motion artifact in different wearable systems for monitoring respiratory rate. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2010 Mar;14(2):378-86.

Legrand A, Wilson TA, De Troyer A. Rib cage muscle interaction in airway pressure generation. *J Appl Physiol.* 1998 Jul; 85(1):198 - 203.

Mayer OH, Clayton RG Sr, Jawad AF, McDonough JM, Allen JL. Respiratory inductance plethysmography in healthy 3- to 5-year-old children. *Chest.* 2003 Nov; 124(5):1812-9.

Mead J. Functional significance of the area of apposition of diaphragm to rib cage. *Am Rev Respir Dis.* 1979 Feb; 119 (2 Pt 2):31-2.

Miller C, Hoffman AM, Hunter J. Thoracoabdominal asynchrony failed to grade airway obstructions in foals. *J Appl Physiol.* 2000 Jun;88(6):2081-7.

Moriya, H. T. Avaliação de Transdutores para Análise Metabólica Humana [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Escola Politécnica; 1999.

Panka GF, Oliveira MM, França DC, Parreira VF, Britto RR, Velloso M. Ventilatory and muscular assessment in healthy subjects during an activity of daily living with unsupported arm elevation. *Rev Bras Fisioter.* 2010 Aug;14(4):337-44.

Parreira VF, Tomich GM, Britto RR, Sampaio RF. Assessment of tidal volume and thoracoabdominal motion using volume and flow-oriented incentive spirometers in healthy subjects. *Braz J Med Biol Res.* 2005 Jul;38(7):1105-12. Epub 2005 Jul 4.

Rodenstein DO, Mercenier C, Stănescu DC. Influence of the respiratory route on the resting breathing pattern in humans. *Am Rev Respir Dis*. 1985 Jan;131(1):163-6.

Sackner MA, Watson H, Belsito AS, Feinerman D, Suarez M, Gonzalez G, Bizousky F, Krieger B. Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing. *Appl Physiol*. 1989 Jan;66(1):410-20.

Sartene R, Dartus C, Bernard JL, Mathieu M, Goldman MD. Comparison of thoracoabdominal calibration methods in normal human subjects. *J Appl Physiol*. 1993 Nov; 75(5):2142-50.

Sartene R, Martinot-Lagarde P, Mathieu M, Vincent A, Goldman M, Durand G. Respiratory cross-sectional area-flux measurements of the human chest wall. *J Appl Physiol*. 1990 Apr; 68(4):1605-14.

Schumacker PT, Leff AR. *Fisiologia Respiratória: Fundamentos e Aplicações*. 1ª Ed. Rio de Janeiro: Revinter; 1996. 214p.

Sharp JT, Goldberg NB, Druz WS, Danon J. Relative contributions of rib cage and abdomen to breathing in normal subjects *J Appl Physiol*. 1975 Oct; 39(4):608-18.

Thompson, J. R. Qualitative diagnostic calibration technique. *J Appl Physiol*. 1999; 87(2):869-72.

Tobin MJ, Chadha TS, Jenouri G, Birch SJ, Gazeroglu HB, Sackner MA. Breathing patterns. 1. Normal subjects. *Chest*. 1983 Aug; 84(2):202-5.

Tobin MJ, Chadha TS, Jenouri G, Birch SJ, Gazeroglu HB, Sackner MA. Breathing patterns. 2. Diseased subjects *Chest*. 1983 Sep; 84(3):286-94.

Tomich GM, França DC, Diniz MT, Britto RR, Sampaio RF, Parreira VF. Effects of breathing exercises on breathing pattern and thoracoabdominal motion after gastropasty. *J Bras Pneumol*. 2010 Apr; 36(2):197-204.

Verschakelen JA, Demedts MG. Normal thoracoabdominal motions. Influence of sex, age, posture, and breath size. *Am J Respir Crit Care Med*. 1995 Feb; 151(2 Pt 1): 399-405.

Warren RH, Horan SM, Robertson PK. Chest wall motion in preterm infants using respiratory inductive plethysmography. *Eur Respir J*. 1997 Oct;10(10):2295-300.

West JB. *Fisiologia Respiratória: Princípios Básicos*. 8ª Ed. São Paulo: Artmed; 2010. 232 p.

Wilson TA, Legrand A, Gevenois PA, De Troyer A. Respiratory effects of the external and internal intercostal muscles in humans. *J Physiol*. 2001 Jan 15; 530 (Pt 2):319-30.

Yan S, Similowski T, Gauthier AP, Macklem PT, Bellemare F. Effect of fatigue on diaphragmatic function at different lung volumes. *J Appl Physiol*. 1992 Mar; 72(3):1064-7.

Zimmerman PV, Connellan SJ, Middleton HC, Tabona MV, Goldman MD, Pride N. Postural changes in rib cage and abdominal volume-motion coefficients and their effect on the calibration of a respiratory inductance plethysmograph. *Am Rev Respir Dis*. 1983 Feb;127(2):209-14.

Anexos

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 24/02/2010, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **1221/09**, intitulado: "**ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DOIS MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DA PLETISMOGRAFIA RESPIRATÓRIA POR INDUTÂNCIA EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**", apresentado pelo Departamento de **FISIOTERAPIA/FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**, inclusive Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar a CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **PROF. DR. CELSO RICARDO F. DE CARVALHO**

Pesquisador (a) Executante: **RENATA CLÉIA CLAUDINO BARBOSA**

CAPPesq, 25 de fevereiro de 2010

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
Presidente

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M ☐ F ☐
 DATA NASCIMENTO:/...../.....
 ENDEREÇO Nº APTO:
 BAIRRO: CIDADE
 CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
 NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M ☐ F ☐
 DATA NASCIMENTO.:/...../.....
 ENDEREÇO: Nº APTO:
 BAIRRO: CIDADE:
 CEP:..... TELEFONE: DDD (.....).....

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Estudo Comparativo entre dois métodos de Calibração da Pletismografia Respiratória por Indutância em indivíduos saudáveis.

PESQUISADOR: Celso Ricardo Fernandes de Carvalho

CARGO/FUNÇÃO: Professor Associado INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 20.646-3F.

UNIDADE DO HCFMUSP: Laboratório de Terapêutica Experimental (LIM-20) / Depto Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da FMUSP.

2. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☐ X RISCO MÉDIO ☐
 RISCO BAIXO ☐ RISCO MAIOR ☐

3. DURAÇÃO DA PESQUISA: Dezembro de 2008 a Junho de 2009.

1 – Justificativa e objetivos da pesquisa: Atualmente existem diversos equipamentos que avaliam a movimentação do tórax e do abdômen de maneira não invasiva durante a respiração, dentre eles a pletismografia respiratória por indutância. Embora este equipamento seja considerado um método de avaliação seguro e confiável, existem dúvidas sobre a melhor técnica para a sua calibração, principalmente quando utilizado em diferentes posturas corporais. Desse modo, o objetivo do nosso estudo é comparar dois modos de calibração uma chamada de Isovolum e outra de qualitativa diagnóstica.

2 – Descrição dos procedimentos que serão realizados, com seus propósitos: Assim, você está sendo convidado a participar deste estudo. Concordando em participar, o(a) senhor(a) deverá comparecer no hospital num dia previamente agendado e que será de sua concordância. Neste dia o(a) senhor(a) terá que fazer um exame chamado prova de função pulmonar, serão avaliados os movimentos do seu tórax e abdome e depois o(a) senhor(a) responderá a um questionário para

avaliar se o(a) senhor(a) tem alguma possibilidade de ter asma. **Prova de função pulmonar:** esse exame será realizado para avaliar como está o seu pulmão. Para realizá-lo o(a) senhor(a) ficará sentado e deverá puxar e soltar o ar o mais forte que puder, ou seja soprar algumas vezes bem forte. É possível que depois de realizar estes sopros fortes o(a) senhor (a) sinta algum cansaço, mas isto é passageiro e não tem qualquer complicação. **Movimento da caixa torácica e abdômen:** esse exame permitirá verificar se a sua respiração ocorre mais com o tórax ou com o abdômen e, para isso, o (a) senhor deverá respirar durante alguns minutos através de um bucal deitado numa maca e nós utilizaremos duas faixas de tecido que serão colocadas ao redor do seu tórax e abdômen. O exame é rápido, seguro e é muito difícil que o(a) senhor(a) tenha algum desconforto.. **Avaliação da prevalência da Asma:** nós pediremos para que o(a) senhor(a) responda um questionário para verificar se o (a) senhor tem ou não sintomas de asma tais como chiado no peito, falta de ar e tosse. O(a) senhor(a) não sentirá qualquer desconforto em responder esse questionário, porque as perguntas são muito simples.

3 – Benefícios para o participante: Nós esperamos que esse estudo possa contribuir para o conhecimento dos profissionais que trabalham com este equipamento com o objetivo de proporcionar melhor atendimento às pessoas com alterações que envolvam o compartimento torácico e abdominal.

4 – Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos ao paciente: caso o(a) senhor(a) aceite participar do nosso estudo, todas as informações que nós colhermos durante os exames serão encaminhadas ao seu médico.

5 – Esclarecimentos dados pelo pesquisador sobre garantias do sujeito da pesquisa consignando:

Garantia de acesso: em qualquer momento do estudo, o(a) senhor(a) terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. Os pesquisadores responsáveis por este estudo são: Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho, que pode ser encontrado no Prédio dos Ambulatórios, 4º andar, bloco 6, Ambulatório Geral e Didático ou nos telefones (11) 8415-3234 e (11) 3069-7691, e Dra. Renata Cléia Claudino Barbosa, que pode ser encontrada no telefone (11) 3675-7781 e (11) 8322-0798. Se o(a) senhor(a) tiver qualquer dúvida ou consideração sobre a ética da pesquisa, pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br. **Liberdade:** nós garantimos que o(a) senhor(a) tem liberdade para retirar o seu consentimento do estudo a qualquer momento e deixar de participar dele sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição. **Confidencialidade:** nós lhe garantimos que as informações obtidas serão analisadas em conjunto com a dos outros pacientes e não divulgaremos qualquer identificação sua ou de qualquer outro paciente. **Esclarecemos que a liberdade de retirar o consentimento e a garantia de confidencialidade é garantida ao senhor por lei.** **Acesso às informações:** nós lhe garantimos o direito de mantê-lo(a) atualizado(a) sobre os resultados que chegamos ao final da pesquisa. **Despesas e compensações:** nós não lhe daremos qualquer compensação financeira relacionada à sua participação na pesquisa. **Assistência:** em caso de dano pessoal, nós lhe garantimos o atendimento de Pneumologia e Fisioterapia aqui no HC.

Compromisso: os pesquisadores utilizarão suas informações e resultados dos exames somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Estudo Comparativo entre dois métodos de Calibração da Pletismografia Respiratória por Indutância.” Eu discuti com o Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho sobre a minha decisão em participar desse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. **Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas.** Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante legal Data ____ / ____ / ____

Assinatura da testemunha Data ____ / ____ / ____

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data ____ / ____ / ____

Apêndice

APÊNDICE A

**PLETISMÓGRAFO RESPIRATÓRIO POR INDUTÂNCIA
(RESPITRACE)
GUIA DO USUÁRIO**

**Prof. Celso Carvalho e Henrique Moriya
Aluna: Renata Claudino**

SUMÁRIO

I. INTRODUÇÃO.....	03
II. COMPONENTES DO EQUIPAMENTO.....	04
III. INFORMAÇÕES DA TELA.....	05
IV. PROCEDIMENTO DE INSTALAÇÃO.....	06
1º PASSO: Instalando o Notebook.....	06
2º PASSO: Conexão dos Cabos de Energia.....	07
3º PASSO: Conexão do Cabo Conector PRI com Condicionador de Sinais..	07
4º PASSO: Conexão do Cabo Conector das Cintas com	08
5º PASSO: Conexão do Cabo Conector Oscilador com as Cintas.....	09
6º PASSO: Conexão do Cabo Conector do Condicionador de Sinais com Pneumotacógrafo (Fleisch).....	10
7º PASSO: Adaptação do Pneumotacógrafo - Fleisch.....	11
8º PASSO: Acionando o Sistema.....	12
9ª PASSO: Instalação do Notebook e Inicialização do Software.....	13
V. DESEMPENHANDO AS CALIBRAÇÕES.....	13
1º PASSO: Calibração do Respitrace.....	13
2º PASSO: Ajuste do Sinal Referente ao Ganho (GAIN).....	15
3º PASSO: Ajuste do Sinal Referente ao Offset (ZERO).....	17
4º PASSO: Calibração do Fluxo.....	19
5º PASSO: Posicionamento das Cintas.....	20

I.INTRODUÇÃO

Bem Vindo ao Grupo de Pesquisas da Pletismografia Respiratória por Indutância, a seguir leia atentamente todas as informações que possibilitarão a utilização deste equipamento de forma correta e segura.

***Pletismógrafo Respiratório por Indutância
(Instalação Completa)***

INFORMAÇÕES IMPORTANTES

O Pletismógrafo Respiratório por Indutância (**PRI**) foi desenvolvido para avaliar a configuração e coordenação toracoabdominal de modo não invasivo.

Este guia de usuário contém informações importantes sobre o uso e operação do Pletismógrafo Respiratório por Indutância (**PRI**).

Leia com atenção todas as informações para obter o máximo de aproveitamento e desempenho, além de evitar danos ou utilização incorreta deste equipamento.

II. COMPONENTES DO EQUIPAMENTO

Cabo de Energia (A – 02 unid.)

Cabo USB (B – 01 unid.)

*Cabo de Conexão PRI-
Condicionador de Sinais
(C – 01 unid.)*

*Cabo de Conexão Cintas-
Respirace-Oscilador
(D – 01 unid.)*

*Conector Oscilador-Cintas
(E – 01 unid.)*

*Cabo de Conexão Condicionador de
Sinais – Pneumotacógrafo
(F – 01 unid.)*

*Pneumotacógrafo – Fleisch
(G – 01 unid.)*

*Cintas –Tórax e Abdomen
(H – 02 unid.)*

*Condicionador de Sinais/
Conversor AD (I – 01 unid.)*

PRI-Respirace (J – 01 unid.)

Seringa – 3 Litros (K– 01 unid.)

Notebook (L-01 unid.)

III. INFORMAÇÕES DA TELA

A tela do PRI (Respirace) permite visualizar o sinal ajustado no procedimento de calibração do equipamento.

Aguarde **15 minutos** após Instalação e conexão à rede de energia para realizar o procedimento de calibração.

Observe que durante este período ocorrerá oscilação dos valores, informados na tela do equipamento.

1º PASSO: Instalando o Notebook

Ligue o notebook e conecte o carregador de bateria à fonte de energia, em seguida, conecte a parte maior do **Cabo USB (B)** na entrada USB do **Notebook (L)** e a parte menor do cabo na entrada denominada **USB** localizada na parte anterior do **Condicionador de sinais/conversor AD (I)**.

Plugue o primeiro **Cabo de Energia** (A_1) ao **Respirtrace** (J), e o segundo **Cabo de Energia** (A_2) ao **Condicionador de sinais** (I), ambas as entradas estão localizadas na parte posterior dos equipamentos.

3º PASSO: Conexão do Cabo Conector PRI - Condicionador de Sinais (Conversor AD)

Conecte a parte “redonda” do **Cabo Conector PRI- Condicionador de sinais** (C) no botão de saída denominado **OUTPUT** localizado na parte posterior do **Respirtrace** (J), em seguida, acople a parte “quadrada” do **Cabo ao Condicionador de sinais** (I), na entrada denominada **RESPITRACE**, localizada na parte posterior do equipamento.

lecto

Conecte a primeira extremidade cinza “redonda” do **Cabo Conector das Cintas com PRI (D₁)** ao botão de entrada denominado **OSCILATOR INPUT** do **RespiTrace (J)** localizado na parte posterior do equipamento. Plugue a outra extremidade ao **Oscilador (D₂)**.

Encaixe a extremidade preta do **Cabo Conector (E)** ao **Oscilador (D₂)**, em seguida na outra extremidade, conecte o fio branco à **Cinta** correspondente à caixa torácica (**H₁**) e o fio preto à **Cinta** correspondente ao abdômen (**H₂**).

6º PASSO: Conexão do Cabo Conector Condicionador de sinais com o Pneumotacógrafo (Fleisch)

Conecte a extremidade cinza do **Cabo Conector Condicionador de sinais - Fleisch (F)** ao **Condicionador de sinais (I)** na entrada denominada **SENSOR** localizada na parte anterior do equipamento. Posteriormente, adapte as saídas de silicone presentes na extremidade preta do **Cabo Conector (F)** ao **Fleisch (G)**.

IMPORTANTE:

Anote o lado em que as saídas de silicone do cabo conector (F) foram conectadas ao Fleisch (G).

7º PASSO: Adaptação do Pneumotacógrafo - Fleisch ao Condicionador de Sinais

Após realizar o 6º passo, estabeleça o lado do **Fleisch (G)** que será acoplado o coletor de saliva e o bocal (paciente), em seguida, conecte a extremidade do cabo do **Fleisch (G)** ao **Condicionador de sinais (I)** nos botões de entrada denominado **FLEISCH** localizada na parte anterior do equipamento.

IMPORTANTE

Este conector na extremidade do Fleisch deve ser acoplado ao Condicionador de Sinais (Conversor A/D), para permitir o aquecimento constante do Fleisch durante a coleta dos dados, com o objetivo de evitar a condensação do fluxo de ar. Sempre conecte a extremidade ESQUERDA do **Fleisch** à entrada ESQUERDA do **Condicionador de Sinais**, e a extremidade DIREITA do **Fleisch** à entrada DIREITA do **Condicionador de**

8º PASSO: Acionando o Sistema

Após a instalação de todos os componentes da PRI, ligue os cabos de energia do **Respirace (A₁)**, e do **Condicionador de sinais (A₂)** à fonte de energia. **IMPORTANTE:** Conecte firmemente o *plug* da fonte de energia ao equipamento, caso o plug esteja mal conectado pode acarretar aquecimento excessivo ou fogo. Insira as fontes de energia do Pletismógrafo, **Condicionador de sinais (A₂)** e **Notebook (L)** em tomadas com tensão de **110 V.**

IMPORTANTE

Existe uma ordem correta para o acionamento dos equipamentos:

- 1) Ligue o notebook **(L)** previamente ao acionamento do Respirace e condicionador de sinais **(I)**.
- 2) Ligue o condicionador de sinais somente **(I)** após acionar o Respirace **(J)**.
- 3) Ligue o Respirace **(J)** e o condicionador de sinais **(I)** somente após a instalação de todos os componentes do equipamento.

Em seguida acione o botão **ON** localizado na parte posterior do **Respirace (J)** e o botão **POWER** e **FILTER** do condicionador de sinais **(I)** localizado na parte anterior do mesmo.

e

Ligue o notebook e o seu cabo carregador de bateria. Após inicialização do Windows, clique duas vezes seguidas com o **mouse** no arquivo denominado **PRI** localizado na área de trabalho, aguarde a inicialização do software por 5 minutos até que apareça uma tarja vermelha em cada uma das janelas referentes à caixa torácica, abdome e fluxo respectivamente. Na parte inferior do software escreva a identificação do indivíduo, seguida dos dados que serão registrados juntamente com a data da realização do exame.

V. DESEMPENHANDO AS CALIBRAÇÕES

1º PASSO: Calibração do Respirace

Gire o botão denominado **OUTPUT ATTENUATORS** para **relação 1:1**, localizado na parte posterior do **Respirace (J)**. Em seguida gire o botão denominado **DC/ A.C** para a sua direita, referente ao comando denominado **A.C COUPLED OUTPUTS WITH AUTOMATIC BASELINE ZERO**, localizado na parte anterior do **Respirace (J)**.

IMPORTANTE:

Aguarde 15 min, após ligar todo o sistema à fonte de energia para iniciar os procedimentos de calibração.

Em seguida, posicione as cintas (H) em uma superfície plana de modo que as mesmas não estejam tensionadas ou dobradas previamente a calibração dos sinais.

2º PASSO: Ajuste do Sinal Referente ao Ganho (GAIN)

Ajuste o ganho (**GAIN**) da caixa torácica localizado na parte anterior do **RespiTrace (J)**, mantendo pressionado o botão correspondente ao sinal da caixa torácica (**azul**), denominado **RIB CAGE** juntamente com os botões denominados **CALIBRATE** e **REFERENCE**. Visualize no visor do **RespiTrace (J)** o valor: **3.00**, caso o visor esteja marcando outro valor, destrave o botão referente ganho (**GAIN**) da caixa torácica (azul superior) e gire no sentido horário ou anti-horário até a obtenção do valor: 3.00. Ajuste o ganho (**GAIN**) do abdome localizado na parte anterior do **RespiTrace (J)**, mantendo pressionado o botão correspondente ao sinal do abdome (**amarelo**), denominado **ABDOMEN** juntamente com os botões **CALIBRATE** e **REFERENCE**. Visualize no visor do **RespiTrace (J)** o valor: **3.00**, caso o visor esteja marcando outro valor, destrave o botão referente ao ganho (**GAIN**) do abdome (amarelo superior) e gire no sentido horário ou anti-horário até a obtenção do valor: 3.00.

IMPORTANTE:

Visualize no software se após calibração do ganho (**GAIN**) a linha horizontal de base referente ao valor do sinal elétrico dos compartimentos está posicionada no número 3.

3º PASSO: Ajuste o Sinal Referente ao Offset (ZERO)

Ajuste o offset (**ZERO**) da **caixa torácica** localizado na parte anterior do **Respirace (J)**, mantendo pressionado o botão correspondente ao sinal da caixa torácica (**azul**), denominado **RIB CAGE** juntamente com o botão denominado **CALIBRATE**. Visualize no visor do **Respirace (J)** o número **0.00**, caso o visor esteja marcando outro valor, destrave o botão referente ao offset (**ZERO**) da caixa torácica (azul inferior) e gire no sentido horário ou anti-horário até a obtenção do valor: 0.00. No momento em que o valor 0.00 for alcançado trave novamente o botão referente à caixa torácica (azul inferior).

Em seguida, ajuste o offset (**ZERO**) do **abdome**, também localizado na parte anterior do **Respirace (J)**, mantendo pressionado o botão correspondente ao sinal do abdome (**amarelo**), denominado **ABDOMEN** juntamente com o botão denominado **CALIBRATE**. Visualize novamente no visor do **Respirace (J)** o valor: **0.00**, caso o visor esteja marcando outro valor, destrave o botão referente ao offset (**ZERO**) do abdome (amarelo inferior) e gire no sentido horário ou anti-horário até a obtenção do valor: 0.00. No momento em que o valor 0.00 for alcançado trave novamente o botão referente ao abdome (amarelo inferior).

IMPORTANTE:

Compare o sinal emitido pelas cintas com o sinal capturado pelo *software*.

Visualize no *software* se após calibração do offset (**ZERO**) a linha horizontal de base referente ao valor do sinal elétrico dos compartimentos está posicionada no número 0.

4º PASSO: Calibração do Fluxo

Conecte o pneumotacógrafo - fleisch (G) à seringa de 3 litros (J), registre o lado em que o fleisch será conectado, pois é este lado que deverá ser conectado ao bocal para registrar o fluxo respiratório do voluntário.

Em seguida, registre também, o início da manobra (simulação da inspiração ou expiração), onde a inspiração é simulada quando “puxamos” a seringa e a expiração é simulada quando “empurramos” a seringa. E por fim, simule as três velocidades diferentes de fluxo para calibração do fluxo: lento, médio e rápido que podem ser verificados simultaneamente ao sinal de fluxo obtido pelo software.

5º PASSO: Posicionamento das Cintas

Estabeleça o número da **Cinta (H)** que será utilizada de acordo com o tamanho do indivíduo que será submetido ao exame. Posicione a **Cinta torácica (H₁)** na região da linha axilar e a **Cinta abdominal (H₂)** na região da linha umbilical.

IMPORTANTE:

Coloque as cintas no paciente somente, após a instalação e calibração de todo o sistema.

As cintas não podem ficar frouxas no paciente. Caso isso aconteça substitua por um número menor.

Por fim, estabeleça qual postura será adotada para a coleta dos dados (determinada de acordo com os objetivos de cada estudo).