

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA



CLÁUDIA THAIS PEREIRA PINTO

VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NO PULMÃO
DURANTE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS EM HOMENS SAUDÁVEIS: um método de
avaliação com pletismografia optoeletrônica e tomografia de impedância elétrica

Recife

2018

CLÁUDIA THAIS PEREIRA PINTO

VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NO PULMÃO
DURANTE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS EM HOMENS SAUDÁVEIS: um método de
avaliação com pletismografia optoeletrônica e tomografia de impedância elétrica

Dissertação apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal
de Pernambuco como requisito parcial à obtenção do
título de Mestre em Fisioterapia.

Área de concentração: Fisioterapia na atenção em
saúde.

Orientadora: Prof^a Shirley Lima Campos

Coorientadora: Prof^ª Armèle Dornelas de Andrade

Recife

2018

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

P659v Pinto, Cláudia Thais Pereira.
Variação de volume sanguíneo na parede torácica e no pulmão durante manobras respiratórias em homens saudáveis: um método de avaliação com pletismografia optoeletrônica e tomografia de impedância elétrica / Cláudia Thais Pereira Pinto. – 2018.
124 f.: il.; tab.; 30 cm.

Orientadora: Shirley Lima Campos.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Pós-graduação em Fisioterapia. Recife, 2018.

Inclui referências, apêndices e anexos.

1. Fenômenos fisiológicos respiratórios. 2. Hemodinâmica. 3. Impedância elétrica. 4. Pletismografia optoeletrônica. I. Campos, Shirley Lima (Orientadora). II. Título.

615.82 CDD (20.ed.) UFPE (CCS2018-283)

CLÁUDIA THAIS PEREIRA PINTO

**VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NO PULMÃO
DURANTE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS EM HOMENS SAUDÁVEIS: um método
de avaliação com pletismografia optoeletrônica e tomografia de impedância elétrica**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal
de Pernambuco como requisito parcial à obtenção do
título de Mestre em Fisioterapia.

Aprovada em: 06/08/2018.

BANCA EXAMINADORA

PROF.^a DR.^a DANIELLA CUNHA BRANDÃO (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

PROF.^a DR.^a CATARINA SOUZA FERREIRA RATTES LIMA (Examinadora Externa)
Faculdade Escritor Osman da Costa Lins / PE

PROF.^a DR.^a MARIA DA GLORIA RODRIGUES MACHADO (Examinadora Externa)
Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerai

*Dedico a minha avó, a quem devo tudo, Maria Celeste de Jesus Pinto, que representa toda a
nossa família e a meu avô Carlos Nepomuceno Pinto (in memoriam).*

*Vó, a sua força é divina e acolhe minhas lágrimas e sorrisos desde o primeiro momento que
elas existiram. Gratidão e amor definem meu sentimento.*

Nada disso seria possível se não fosse sua luta para que eu pudesse estudar.

Obrigada pelas orações e sua luz divina que reflete em minha vida.

AGRADECIMENTO

Considero este, o projeto acadêmico mais desafiador que me envolvi até o momento. As dificuldades não foram poucas, mas apareceram pessoas generosas que me ajudaram a vencê-las.

Agradeço a Deus por ter o apoio destas pessoas e pela graça concedida de ter concluído esta etapa.

A minha família, em especial minha mãe Rosania da Silva Pereira e meu pai Cláudio Nepomuceno Pinto; minhas tias Célia Pinto e Cleusa Pinto que compreenderam minha ausência e me apoiaram durante todos esses anos, vibrando por cada conquista.

Ao meu noivo, Mikhail Cerqueira pela cumplicidade. Sua presença em todos os momentos foi muito importante.

A minha orientadora, Shirley Lima Campos, uma das pessoas mais simples e inusitadas que já conheci. Famosa pelo seu imenso intelecto e de uma inteligência admirável. Obrigada pela oportunidade que me foi dada em desenvolver este projeto e por persistir comigo até o fim, não medindo seus esforços e exigências.

A minha coorientadora, Armèle Dornelas de Andrade, a quem tenho grande admiração, pelo apoio e incentivo para concretização deste projeto. Sua contribuição foi extremamente valorosa. Muito obrigada.

A minha dupla de convivência diária, Wagner Souza Leite, sempre disponível para ajudar em todos os momentos e circunstâncias. Juntos compartilhamos todas as angústias e dificuldades do mestrado, dividimos a rotina cansativa e muitas vezes estressante das reanálises de impedância que pareciam nunca chegar ao fim. Você foi uma pessoa muito importante ao longo desta jornada, obrigada pela amizade que construímos neste percurso.

A Catarina Rattes, que mesmo diante de tantos trabalhos, ainda conseguia tempo com muita boa vontade, de estar presente em todas as etapas do desenvolvimento deste projeto. Aprendi muito com você, desde a organizar minha planilha de dados no excel a manusear os aparelhos, analisar e interpretar os dados. Nosso convívio fez crescer uma forte admiração e gratidão.

A Caio Cesar Morais, com sua presença sempre generosa e agregadora, a quem admiro não só pela sua competência, mas por usá-la com simplicidade e humildade, o que o torna ainda mais inteligente. Sou muito grata pela paciência diante de minhas limitações, por toda ajuda nas coletas, análises, estatística, discussões e pelas palavras de incentivo e tranquilidade. A sua contribuição foi indispensável para realização do projeto.

Às professoras Daniella Cunha Brandão e Cyda Reinaux, obrigada pela atenção e interesse com o andamento da pesquisa.

A Roberto Buri, sua acessibilidade nas avaliações ecocardiográficas foi de muita importância.

A Renata Pereira, doutoranda, e Rodrigo Viana, meu colega de turma, pelo auxílio nas coletas, preocupação e socorro nos momentos difíceis. Sou muito grata a vocês.

A todos da família LACAP, coordenado por minha coorientadora, em especial, minha colega de turma Helena Rocha, e as alunas de iniciação científica Erika Andrade, Alanna Vasconcelos e Thais Santos Silva pela atenção e suporte nas coletas.

Ao grupo do LINDEF, coordenado por minha orientadora, em especial, Alice Miranda, Emanuelle Olympia Ribeiro pelas tentativas de me tirar da rotina do mestrado, mesmo que sem sucesso, e momentos de descontração no laboratório. Também a Gleidson Silva Morais pela disponibilidade de ser voluntário na coleta.

A Bruna Araújo e Lívia Rocha, amigas que ganhei no mestrado. Nossas poucas saídas para o ambiente fora da universidade, conversas sobre nossas vidas pessoais e profissionais foram essenciais.

A Patrícia Erika de Melo Marinho pelas importantes contribuições como membro de minha pré banca.

A professora Maria da Glória, referência para a fisioterapia. Tive o privilégio de tê-la em minha banca de defesa e sou muito grata pela atenção e carinho dada nas sugestões para melhora do trabalho.

A Niége Melo, secretária da pós-graduação, pelo carinho e atenção em todos os momentos. Obrigada por toda ajuda e palavras de apoio.

Aos estudantes e pesquisadores da área de engenharia, João Lucas, João Coutinho e Samuel Sobral pelas dúvidas tiradas e contribuições técnicas.

Aos voluntários da pesquisa, que foram fundamentais para execução do trabalho.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES, Brasil), pela concessão de bolsa de estudos e a Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE) pelo financiamento de custos da pesquisa.

“Quando nada parece dar certo, vou ver o cortador de pedras martelando sua rocha talvez cem vezes, sem que uma única rachadura apareça. Mas na centésima primeira martelada a pedra se abre em duas, e eu sei que não foi aquela que conseguiu isso, mas todas as que vieram antes.”

J. Riis

RESUMO

Manobras respiratórias com aumento de volume pulmonar e esforço expiratório provocam repercussões hemodinâmicas aplicáveis à avaliação da integridade do sistema circulatório. Acreditamos que a partir das mudanças, decorrentes da execução de uma manobra respiratória padronizada, no volume na parede torácica (PT) detectada pela pletismografia optoeletrônica (POE) e na impedância pulmonar pela tomografia de impedância elétrica (TIE) seja possível identificar a variação de volume sanguíneo (ΔVb) tanto na PT (ΔVb_{PT}) como no pulmão. Na literatura pesquisada não foi encontrada descrição de um método de avaliação da ΔVb a partir do uso simultâneo da POE e TIE. O objetivo é propor um método de avaliação da ΔVb_{PT} , caixa torácica (ΔVb_{CT}), abdome (ΔVb_{AB}) e de impedância pulmonar sanguínea (ΔZb_L) global por meio da POE e TIE e verificar se há correlações entre estas variáveis e entre variação de impedância pulmonar durante a sístole (ΔZ_{sys}) com frequência cardíaca (FC) e capacidade inspiratória (CI) em homens saudáveis. Trata-se de um estudo metodológico, cujo método de avaliação proposto consiste na execução da manobra padronizada: capacidade inspiratória (CI) seguida de pausa inspiratória (CI_{PI}) e expiração forçada com a glote fechada (FECG) com sustentação do esforço por tempo ≥ 15 segundos e um platô na curva de fluxo/tempo, correspondendo a fluxo zero. Dezesete homens saudáveis realizaram entre 2 a 4 manobras, conforme tolerância, com intervalo de 2 minutos entre elas. Foram mensuradas entre os momentos FECG e CI_{PI} as seguintes variáveis: (i) volume da PT e seus compartimentos: caixa torácica (CT), caixa torácica pulmonar e abdominal (CT_p e CT_a , respectivamente) e abdome (AB) pela POE para estimativa da ΔVb (ii) pressão esofágica com cateter esofágico (iii) fluxo de ar na boca com pneumotacógrafo, (iv) impedância pulmonar global para estimativa da ΔZb_L e (v) ΔZ_{sys} e FC pela TIE. Foram analisados dados de sete homens (22 a 32 anos) com sobrepeso ($25,8 \pm 2,6 \text{ kg/m}^2$); normotensos (PAS: $114 \pm 5,5 \text{ mmHg}$; PAD: $78 \pm 4,5 \text{ mmHg}$); função respiratória e força muscular respiratória preservadas. FECG promoveu redução do Vb na PT ($-806,3 \pm 146,5 \text{ mL}$, $p < 0,001$), CT ($180,6 \pm 158,1$, $p = 0,001$) e AB ($-625,6 \pm 187,4$, $p < 0,001$); redução da ΔZb_L ($-14,6 \pm 11,0 \text{ AU}$, $p < 0,001$) e ΔZ_{sys} ($-83,4 \pm 97,2 \times 10^{-2} \text{ AU}$, $p = 0,007$). ΔZb_L e ΔVb_{CT} se correlacionaram ($R = -0,68$, $p = 0,009$; $R^2 = 0,47$; $p = 0,009$), sendo o componente de ΔVb_{CT_p} que favoreceu esta correlação ($R = -0,80$; $R^2 = 0,66$, $p < 0,001$). ΔZ_{sys} teve correlação com FC ($R = -0,85$, $p < 0,001$; $R^2 = 0,72$; $p < 0,001$) e CI ($R = 0,80$, $p = 0,006$; $R^2 = 0,65$, $p < 0,0001$). A manobra padronizada promoveu quedas de volume

na CT e AB acompanhada de redução da impedância pulmonar total, sendo determinantes para estimativa da $\Delta V_{b_{PT}}$ e ΔZ_{b_L} . O método de avaliação pode ser considerado válido diante de associações fortes e negativas entre $\Delta V_{b_{CT}}$ e $\Delta V_{b_{CTp}}$ com ΔZ_{b_L} ; ΔVS e ΔZ_{sys} com FC e uma relação quadrática forte entre CI e ΔZ_{sys} em homens saudáveis.

Palavras-chave: Fenômenos fisiológicos respiratórios. Hemodinâmica. Impedância elétrica. Pletismografia optoeletrônica.

ABSTRACT

Respiratory maneuvers with increased pulmonary volume and expiratory effort induce hemodynamic repercussions applicable to the evaluation of the integrity of the circulatory system. We believe that the changes in chest wall volume detected by optoelectronic plethysmography (OEP) and in pulmonary impedance by electrical impedance tomography (EIT), resulting from the performance of a standardized respiratory maneuver, make it possible to identify the variation of blood volume (ΔVb) in the chest wall (CW) (ΔVb_{PT}) and in the lung. In the researched literature no description of a method of evaluating the variation of these blood volumes was found from the simultaneous use of OEP and EIT. The objective was to propose a method of evaluation of ΔVb_{CW} , rib cage (ΔVb_{RC}), abdome (ΔVb_{AB}) and blood pulmonary impedance (ΔZb_L) by OEP and EIT and to verify if there are correlations between these variables and between pulmonary impedance variation during systole (ΔZ_{sys}) with heart rate (HR) and inspiratory capacity (IC) in healthy men. It is a methodological study, whose proposed method of evaluation consists of the execution of the standardized maneuver: inspiratory capacity (IC) followed by inspiratory pause (IC_{IP}) and forced expiration with closed glottis (FECG) with sustained effort for time ≥ 15 seconds and one plateau in the flow / time curve, corresponding to zero flow. Seventeen healthy men performed between 2 to 4 maneuvers, according to tolerance, with interval of 2 minutes between them. The following variables were measured between the FECG and IC_{IP} moments: (i) CW volume and its compartments: rib cage (RC), pulmonary and abdominal rib cage (RCp and RCa, respectively) and abdome (AB) by OEP to estimate ΔVb (ii) esophageal pressure with esophageal catheter (iii) airflow in the mouth with pneumotachograph, (iv) global pulmonary impedance for estimation of ΔZb_L and (v) ΔZ_{sys} and FC by EIT. Were analyzed data from seven men (22 to 32 years old) who were overweight ($25.8 \pm 2.6 \text{ kg / m}^2$), normotensive (SBP: $114 \pm 5.5 \text{ mmHg}$, DBP: $78 \pm 4.5 \text{ mmHg}$), respiratory function and respiratory muscle strength. FECG promoted reduction of Vb in CW ($-806.3 \pm 146.5 \text{ mL}$, $p < 0.001$), RC (180.6 ± 158.1 , $p = 0.001$) and AB (-625.6 ± 187.4 , $p < 0.001$); reduction of ΔZb_L ($-14.6 \pm 11.0 \text{ AU}$, $p < 0.001$) and ΔZ_{sys} ($-83.4 \pm 97.2 \times 10^{-2} \text{ AU}$, $p = 0.007$). ΔZb_L and ΔVb_{RC} were correlated ($R = -0.68$, $p = 0.009$, $R^2 = 0.47$, $p = 0.009$), and the RCp component favored this correlation ($r = -0.80$, $R^2 = 0.66$, $p < 0.001$). ΔZ_{sys} had a correlation with HR ($R = -0.85$, $p < 0.001$, $R^2 = 0.72$, $p < 0.001$) and IC ($R = 0.80$, $p = 0.006$, $R^2 = 0.65$, $p < 0.0001$). The standardized maneuver promoted reduction of volume in the RC and AB accompanied by reduction of the total

pulmonary impedance, being determinants for estimation of $\Delta V_{b_{CW}}$ and ΔZ_{b_L} . The evaluation method can be considered valid against strong and negative associations of $\Delta V_{b_{RC}}$ and $\Delta V_{b_{RCp}}$ with ΔZ_{b_L} ; ΔVS and ΔZ_{sys} with HR and a strong quadratic relationship between IC and ΔZ_{sys} in healthy men.

Keywords: Respiratory physiological phenomena. Hemodynamics. Electric impedance. Optoelectronic plethysmography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Comportamento mecânico durante expiração tranquila.	26
Figura 2 -	Fases da manobra de valsalva.	29
Figura 3 -	Comportamento mecânico durante inspiração profunda.	30
Figura 4 -	Comportamento mecânico durante manobra de expiração forçada com a lote fechada a partir de uma inspiração profunda.	31
Figura 5 -	Comportamento mecânico da manobra de valsalva.	32
Figura 6 -	Curvas espirográficas ilustrando os volumes e capacidades pulmonares.	33
Figura 7 -	Modelo tricompartimental da parede torácica.	34
Figura 8 -	Fluxograma de acompanhamento dos voluntários.	43
Figura 9 -	Imagem da realização de exame ecocardiográfico no voluntário.	46
Figura 10 -	Posicionamento simultâneo dos marcadores da pletismografia optoeletrônica e da cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica.	48
Figura 11 -	Desenho esquemático ilustrando a distribuição dos marcadores da pletismografia optoeletrônica e a demarcação da cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica.	48
Figura 12 -	Faixas descartáveis da cinta da tomografia de impedância elétrica com 16 pares de eletrodos.	50
Figura 13 -	Composição do sistema de medição do Pneumotacógrafo.	51
Figura 14 -	Ilustração do sensor de fluxo da tomografia de impedância elétrica (1) acoplado ao pneumotacógrafo (2) seguido da máscara facial (3).	52
Figura 15 -	Demonstração do cateter esofágico no voluntário.	52

Figura 16 -	Fluxograma de capitação da pressão esofágica.	53
Figura 17-	Esquema do protocolo de avaliação.	55
Figura 18 -	Registro da sincronização das curvas de pressão esofágica, fluxo e impedância pulmonar global em razão do tempo obtido pelo sistema de medição.	57
Figura 19 -	Modelo geométrico tricompartmental da parede torácica de um voluntário.	58
Figura 20 -	Representação gráfica dos volumes tricompartmentais da parede torácica obtidos em um voluntário para cálculo do volume deslocado.	58
Figura 21 -	Representação gráfica de fluxo aéreo (A) e pressão esofágica (B) sincronizados no tempo.	59
Figura 22 -	Ilustração da imagem do pulmão durante pausa inspiratória dividida em região de interesse (ROI) ventral e dorsal com seus respectivos pletismogramas de impedância.	64

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Descrição das variáveis extraídas da pletismografia optoeletrônica. 49
- Tabela 2 - Descrição das variáveis extraídas da tomografia de impedância elétrica. 50
- Tabela 3 - Variáveis do estudo mensuradas pelo pneumotacógrafo Hans Rudolph. 51

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AB	Abdome
AU	do inglês <i>arbitrary unity</i> ; em português, unidade arbitrária
CI	Capacidade inspiratória
CI _{PI}	Capacidade inspiratória seguida de pausa inspiratória
CT	Caixa torácica
CTa	Caixa torácica abdominal
CTp	Caixa torácica pulmonar
DC	Débito cardíaco.
DP	Desvio padrão
ECG	Eletrocardiograma
FECG	Expiração forçada com glote fechada
FC	Frequência Cardíaca
MV	Manobra de valsalva
PA	Pressão arterial
Palv	Pressão alveolar
PAM	Pressão arterial média
PAS	Pressão arterial sistólica
PEmax	Pressão expiratória máxima
Pes	Pressão esofágica
PImax	Pressão inspiratória máxima
PNT	Pneumotacógrafo
POE	Pletismografia optoeletrônica
PT	Parede torácica
PIA	Pressão intra-abdominal
RE	Respiração espontânea
ROI	Região de Interesse
RV	Retorno venoso
SpO ₂	Saturação periférica de oxigênio
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
TIE	Tomografia de impedância elétrica

VD	Ventrículo direito
VE	Ventrículo esquerdo
VEF ₁	Volume expiratório forçado no primeiro segundo
VS	Volume sistólico
ΔZ_{sys}	Varição de impedância elétrica durante a sístole
ΔV_{PT}	Varição de volume na parede torácica
ΔV_{bPT}	Varição de volume sanguíneo na parede torácica
ΔV_{bCT}	Varição de volume sanguíneo na caixa torácica
ΔV_{bAB}	Varição de volume sanguíneo abdominal
ΔZ_{bL}	Varição de impedância sanguínea pulmonar

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	APRESENTAÇÃO	21
1.2	CONTEXTUALIZAÇÃO	22
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	INTERAÇÃO CARDIORRESPIRATÓRIA	25
2.1.1	Respiração tranquila	25
2.1.2	Capacidade pulmonar total e volume residual	26
2.1.3	Manobra de Valsalva (MV)	27
2.2	MECÂNICA RESPIRATÓRIA	29
2.2.1	Inspiração profunda seguida de expiração forçada com a glote fechada	29
2.2.2	Manobra de Valsalva	31
2.2.3	Relações entre pressões e volumes pulmonares	32
2.3	PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA (POE)	34
2.4	TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA (TIE)	36
3	JUSTIFICATIVA	38
4	HIPÓTESE	39
5	OBJETIVOS	40
5.1	OBJETIVO PRINCIPAL	40
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	40
6	MATERIAIS E MÉTODOS	41
6.1	DESENHO DO ESTUDO	41
6.2	LOCAL E PERÍODO DO ESTUDO	41
6.3	AMOSTRAGEM E DIMENSIONAMENTO AMOSTRAL	41
6.4	CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE	42
6.5	FLUXOGRAMA DE CAPTAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS	43
6.6	INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS	44
6.6.1	Triagem dos Voluntários	44
6.6.2	Avaliação antropométrica	44
6.6.3	Teste da função pulmonar	44
6.6.4	Manovacuometria	45

6.6.5	Ecocardiograma transtorácico	45
6.7	SISTEMA DE MEDIÇÃO	46
6.7.1	Pletismografia optoeletrônica (POE)	46
6.7.2	Tomografia de impedância elétrica (TIE)	49
6.7.3	Pneumotacógrafo	50
6.8	PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	53
6.9	METODOLOGIA DE ANÁLISE	56
6.9.1	Processamento e análise dos dados	57
6.9.2	Proposições para análise da variação de volume de sangue da parede torácica e pulmão	59
6.10	PREMISSAS PARA A APLICAÇÃO DO MODELO	64
6.11	ANÁLISE ESTATÍSTICA	66
6.12	ASPECTOS ÉTICOS	67
7	RESULTADOS	68
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	69
	REFERÊNCIAS	71
	APÊNDICE A – ARTIGO 1: VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NOS PULMÕES DURANTE MANOBRA DE EXPIRAÇÃO FORÇADA AVALIADA POR MEIO DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA EM HOMENS SAUDÁVEIS	74
	APÊNDICE B - FICHA DE AVALIAÇÃO	104
	APÊNDICE C – ARTIGO 2: EXPANSIBILIDADE TORÁCICA E PADRÃO VENTILATÓRIO COM E SEM O USO DE CINTA DE ELETRODOS DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA EM HOMENS SAUDÁVEIS	106
	ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	117

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão abordadas a apresentação desta dissertação e a contextualização para o embasamento e desenvolvimento da mesma.

1.1 APRESENTAÇÃO

Esta dissertação integra a linha de pesquisa “Instrumentação e intervenção fisioterapêutica” do programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) em parceria com o Laboratório de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional (LINDEF), do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e é descrito ao longo do texto, atendendo às normas vigentes do programa. Os resultados obtidos nessa dissertação são apresentados no formato de artigo original.

O trabalho originou um artigo de desenho metodológico no qual foi proposto um método de avaliação da variação de volume sanguíneo da parede torácica e de impedância pulmonar sanguínea, com expressão matemática do fenômeno cujo título é: Variação de volume sanguíneo da parede torácica e pulmonar durante manobra de expiração forçada por meio da tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica em homens saudáveis.

Em paralelo a esta dissertação foi realizada uma pesquisa para conhecimento do padrão ventilatório e dos volumes da parede torácica com e sem o uso de cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica (TIE) em homens saudáveis respirando espontaneamente, o que deu origem a um artigo intitulado: “Expansibilidade torácica e padrão ventilatório com e sem o uso de cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica em homens saudáveis”, apresentado no apêndice C.

O desenvolvimento desta dissertação fortaleceu a cooperação interinstitucional entre os laboratórios LINDEF e LACAP do Departamento de Fisioterapia/UFPE e o Laboratório de Pneumologia Experimental da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Em seu

decorrer fomentou o desenvolvimento de uma atividade extensionista favorecendo a capacitação de pesquisadores do Departamento de Fisioterapia da UFPE quanto às técnicas de manuseio da TIE, assim como, processamento e análise de seus dados.

1.2 CONTEXTUALIZAÇÃO

Manobras respiratórias que impõem aumento de pressão dentro da cavidade torácica e abdominal, como inspiração seguida de expiração forçada com a glote fechada são descritas como manobra de Valsalva (MV) (MUDRY, 2015; TALASZ; KOFLER), usada para fins diagnósticos da integridade da função urológica, do sistema nervoso autonômico e cardiovascular (PSTRAS *et al.*, 2016; STEWART *et al.*, 2004a).

Classicamente, a MV é conhecida por uma expiração forçada contra a glote aberta e o controle do seu nível de esforço comumente é obtido com um manômetro de mercúrio (STEWART *et al.*, 2004a). Alternativamente, quando o esforço expiratório é executado com a glote fechada (PSTRAS *et al.*, 2016), o nível de esforço pode ser controlado indiretamente por meio da pressão esofágica (LOOGA, 2005), usada para estimar a pressão intrapleural por meio de um cateter de balão esofágico (YOSHIDA *et al.*, 2018).

Embora as respostas cardiovasculares e neuro-hormonais relacionadas ao aumento de pressão intratorácica e intra-abdominal à MV venham sendo amplamente utilizadas em pesquisa e prática clínica na avaliação da função autonômica cardiovascular envolvendo a análise da variabilidade da frequência cardíaca e pressão arterial (FREEMAN, 2006), função circulatória envolvendo análise de alterações no volume sanguíneo torácico por pletismografia de impedância (STEWART *et al.*, 2004b); na cardiologia para investigação de insuficiência cardíaca e sopros cardíacos (YALE, 2005), deve-se ressaltar que nestes estudos a manobra foi realizada com a glote aberta, o que mesmo aumentando a pressão intratorácica, possui resposta atenuada (TALASZ; KOFLER; LECHLEITNER, 2011).

O fechamento da glote favorece que a manobra seja sustentada por mais tempo (PEREIRA-CORREIA *et al.*, 2018), mas independente do seu fechamento ou não, a manobra impõe aumento de pressão dentro da cavidade torácica, e conseqüentemente, provoca alterações circulatórias (HALDAR *et al.*, 2016; PSTRAS *et al.*, 2016) com repercussão sobre

variações no volume de sangue da parede torácica (SMITH *et al.*, 2012) e na circulação pulmonar (PSTRAS *et al.*, 2016).

Neste contexto, a pletismografia optoeletrônica (POE) permite estimar a variação de volume da parede torácica, a qual é influenciada por alterações no volume de sangue na caixa torácica (CT) e abdome (AB) em condições de imposição de pressão sobre estes compartimentos, como durante a tosse (SMITH *et al.*, 2012). A tomografia de impedância elétrica (TIE) permite avaliar a ventilação regional pela variação de impedância no pulmão durante os ciclos respiratórios e em condição de pausa respiratória, torna capaz a detecção de variações de sangue pulmonar durante a sístole (ΔZ_{sys}) (BORGES *et al.*, 2012; RAMOS *et al.*, 2017).

O modelo teórico que explica tais variações de impedância se dá pela baixa resistência do sangue à passagem de corrente elétrica, 1,6 Ωm e alta resistência dos pulmões durante os ciclos respiratórios, 23, 6 Ωm na inspiração e 7,2 Ωm na expiração. Isto torna a avaliação da ventilação extremamente favorável devido à alta impedância do ar no parênquima pulmonar (RAMOS *et al.*, 2017). Em condições de ausência de ventilação, a variação de impedância tem influência da pulsatilidade pulmonar gerada durante os ciclos cardíacos e sua medição tem sido o principal método para avaliar perfusão pulmonar pela TIE, pois se correlaciona bem com o volume sistólico (RAMOS *et al.*, 2017).

Em geral, nos modelos teóricos existentes, a mudança de sangue da parede torácica (PT) é promovida pela imposição de aumento da pressão intratorácica às manobras respiratórias com a glote aberta. Iandelli *et al* (2002) identificaram, por meio da POE, deslocamento de sangue da PT durante limitação do fluxo expiratório imposto experimentalmente a fim de simular doença pulmonar obstrutiva crônica em seis homens saudáveis. Neste modelo há variação de fluxo aéreo o que dificultaria a análise de impedância decorrente da variação de sangue pulmonar pela TIE e inviabiliza repetirmos este modelo para medição do volume sanguíneo em nossa condição.

Neste contexto, a partir das características de funcionalidade da POE e TIE hipotetizamos que as mesmas podem identificar variação (Δ) de volume sanguíneo (V_b) da PT ($\Delta V_{b_{PT}}$) e variação de impedância sanguínea pulmonar (ΔZ_{b_L}) global durante expiração forçada com a glote fechada (FECG) por se tratar de uma manobra executada na ausência de fluxo de ar e, portanto de alterações cíclicas de impedância e volume geradas na ventilação, com alterações sobre a circulação.

Considerando que a FECG potencialmente sustentaria e elevaria mais a pressão intratorácica, esta se torna uma manobra interessante para estudos fisiológicos e aplicabilidade diagnóstica. Assim há uma necessidade de desenvolver uma metodologia para análise de seus efeitos, especificamente na especificidade de repercussões perfusionais na caixa torácica e pulmões. Dentro de nosso conhecimento, até o momento, este é o primeiro trabalho com esta finalidade envolvendo o uso da POE e TIE. Nosso método de avaliação, baseado na manobra padronizada: pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória (CI_{PI}) e FECG se fundamenta na proposição que a diferença dos valores absolutos de volume e impedância entre a FECG e CI_{PI} pode corresponder a variação de sangue da PT e pulmões computada pela POE e TIE, respectivamente.

Desta maneira, este trabalho tem um caráter inovador, quando se propõe por meio da monitorização da TIE, POE e pressão esofágica, responder as seguintes questões: (1) O método de avaliação proposto permite identificar um comportamento padrão dos pletismogramas de volume da parede torácica e de impedância pulmonar, bem como identificar a variação de volumes sanguíneos da caixa torácica e do abdome ($\Delta V_{b_{CT}}$, $\Delta V_{b_{AB}}$, respectivamente) e de impedância sanguínea no pulmão (ΔZ_{b_L}) durante a manobra padronizada em homens saudáveis? (2) Há relações da $\Delta V_{b_{CT}}$ com ΔV_{b_L} e ΔZ_{sys} possui relação com frequência cardíaca (FC) e capacidade inspiratória?

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão abordados os conhecimentos da fisiologia cardiorrespiratória que justificam a aplicabilidade do nosso método de avaliação da variação dos volumes de sangue da parede torácica e de impedância sanguínea pulmonar.

2.1 INTERAÇÃO CARDIORRESPIRATÓRIA

Didaticamente a interação cardiorrespiratória será apresentada em relação a diferentes padrões e volumes respiratórios: respiração tranquila, capacidade pulmonar total, volume residual e manobra de Valsalva.

2.1.1 Respiração tranquila

Durante a respiração tranquila, a mudança de pressão intratorácica leva a variações na circulação pulmonar ao mesmo tempo em que a contração diafragmática gera aumento no compartimento abdominal e promove ação sobre a vasculatura abdominal, a exemplo da veia cava inferior (ALIVERTI *et al.*, 2009; SHEKERDEMIAN; BOHN, 1999a).

Na inspiração ocorre expansão do tórax pela elevação das costelas, diminuição da pressão intratorácica e intrapleural (Ppl); diminuição da pressão alveolar abaixo da pressão atmosférica pela distensão dos alvéolos; compressão do conteúdo abdominal e leito esplâncnico pela descida do diafragma, o que aumenta a pressão abdominal (FRISBIE, JAMES H, 2016). A pressão pleural negativa é imposta à caixa torácica e transmitida ao pericárdio, coração, grandes artérias e veias (vistas como estruturas intratorácicas) favorecendo o retorno venoso (RV) e aumento do volume sistólico do ventrículo direito (VD) devido ao gradiente de pressão aumentado entre as veias extratorácicas (veias cavas) e pressão no átrio direito (AD) (SHEKERDEMIAN; BOHN, 1999a).

Também ocorrem outras repercussões hemodinâmicas durante a inspiração tranquila como aumento da frequência cardíaca (FC), por diminuição do estímulo vagal; diminuição da

pressão arterial sistêmica (PAS); aumento da pós-carga do ventrículo esquerdo (VE) e da pré-carga do ventrículo direito (VD) em decorrência do aumento do RV (FRISBIE, JAMES H, 2016). No final da inspiração a pressão alveolar está aumentada e se iguala a pressão atmosférica, de modo que ao ser realizado uma pausa respiratória essas pressões são mantidas, não havendo diferença de pressão e conseqüentemente fluxo aéreo (SLUTSKY; RANIERI, 2013).

Durante a expiração, o diafragma se move na direção cranial e a parede abdominal posteriormente (SAPSFORD, 2004) (figura 1) promovendo aumento da pressão intratorácica devido à retração elástica dos pulmões e da parede torácica e conseqüente diminuição do RV e aumento da PA (FRISBIE, JAMES H, 2016).

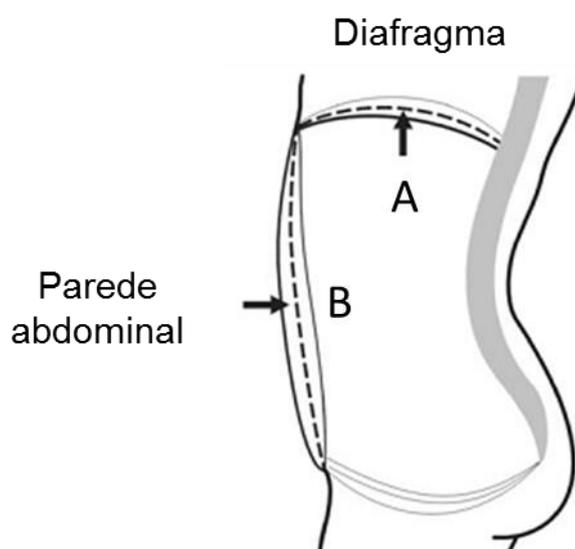


Figura 1 Comportamento mecânico durante expiração tranquila. A seta direcionada para cima demonstra a elevação do diafragma (A) e a seta direcionada para direita demonstra o deslocamento da parede abdominal em direção posterior (B). Adaptada de Ruth Sapsford, (2004).

2.1.2 Capacidade pulmonar total e volume residual

Na capacidade pulmonar total é gerado cerca de 5.800 mL (GARCIA EAC, 2002) o que pode gerar distensão alveolar e conseqüente estiramento dos capilares alveolares com redução de seu calibre, promovendo aumento da pós-carga do ventrículo direito (VD). Já em volume abaixo da capacidade residual funcional (CRF) pode ocorrer colapso das vias aéreas distais com aumento da resistência vascular pulmonar, pois os vasos extra-alveolares se

tornam estreitos, e menos sangue é transportado aos pulmões para ser oxigenado (SHEKERDEMIAN; BOHN, 1999a).

2.1.3 Manobra de Valsalva (MV)

A expiração forçada contra boca e narinas fechadas é conhecida desde a antiguidade, com principal indicação de expelir corpos estranhos do conduto auditivo externo. Em 1704, Antonio Maria Valsalva descreve esta manobra em seu tratado sobre ouvido humano (Valsalva, 1704 *apud* MUDRY, 2015) passando, ao longo do tempo (século XIX), a ser mencionada na literatura otológica, como experimento de Valsalva (Trörltsch, 1862 *apud* MUDRY, 2015).

De acordo com o estudo de Mudry (2015) sobre a origem da manobra de Valsalva (MV), a mesma começou a ser referenciada erroneamente no século XX como uma manobra executada contra a glote fechada, o que contraria a indicação principal da manobra original. Luciani, fisiologista da época, descreveu o experimento ou manobra de Valsalva como um esforço expiratório prolongado contra a glote fechada após uma inspiração profunda (Luciani, 1901 *apud* MUDRY, 2015), o que se perpetua na literatura atual.

Esta mudança na terminologia da manobra resultou em duas definições para a MV, uma original: esforço expiratório contra narinas e boca fechadas provocando aumento da pressão na tuba auditiva e no ouvido médio forçando a saída da membrana timpânica e a outra como esforço expiratório contra uma glote fechada resultando em aumento de pressão intratorácica com repercussão no retorno venoso (*Dorland's Illustrated Medical Dictionary, 1985 apud* MUDRY, 2015). As duas definições para a MV impõem aumento da pressão abdominal e intratorácica (TALASZ; KOFLER; LECHLEITNER, 2011) com consequentes alterações circulatórias (PSTRAS *et al.*, 2016).

O aumento da pressão intratorácica favorece a diminuição do retorno venoso (RV) de sangue para o coração com diminuição do fluxo sanguíneo torácico. A magnitude das alterações da pressão pleural e do RV durante a execução da manobra varia individualmente, pois é esforço dependente. (FRITSCH-YELLE; CONVERTINO; SCHLEGEL, 1999; STEWART *et al.*, 2004a).

Para se investigar os efeitos cardiovasculares da MV torna-se necessário controlar o nível de esforço. Estudos descrevem metodologias com manutenção da pressão expiratória de 40 mmHg (SINGER *et al.*, 2001; ZHAO *et al.*, 2017); 30 mmHg (FRITSCH-YELLE; CONVERTINO; SCHLEGEL, 1999) e entre 35 a 40mmHg para garantir a comparabilidade inter indivíduos na análise das fases da manobra (STEWART *et al.*, 2004a, 2005)

Os estudos que investigam as repercussões da MV utilizam como instrumentos monitor de FC para registro de eletrocardiograma, fotopletismógrafo digital não invasivo para monitorar a pressão sanguínea batimento a batimento (MATEIKA; DEMEERSMAN; KIM, 2002), pletismografia de impedância para medir o volume sanguíneo torácico e o manômetro de mercúrio como ferramenta de medição da pressão expiratória gerada durante o esforço (STEWART *et al.*, 2004a).

A resposta autonômica simpática e parassimpática da MV pode ser descrita em quatro fases. Em indivíduos saudáveis, na primeira fase há o início do esforço com um breve aumento da pressão arterial (PA) devido à resposta autonômica promovida pela pressão mecânica ocasionada pela manobra sobre o coração e a aorta. Deve-se considerar que este aumento é menor quando a MV é iniciada a partir da capacidade pulmonar total (CPT) em comparação ao seu início a partir do final da expiração (MATEIKA; DEMEERSMAN; KIM, 2002). Isto pode acontecer porque durante a inspiração máxima ocorre maior aeração do pulmão e fisiologicamente diminuição da pressão arterial sistêmica (PAS), aumento do retorno venoso (RV) para o ventrículo direito com elevação no volume sanguíneo pulmonar (MATEIKA; DEMEERSMAN; KIM, 2002).

A segunda fase é dividida em inicial e tardia. Na fase inicial ocorre diminuição da PA acompanhada de aumento da frequência cardíaca (FC) e na fase final ocorre recuperação da PA mantendo-se aumento da FC. Em favor da redução do retorno venoso, que ocorre em seu início, é provável que o aumento da PA tardiamente aconteça em resposta a vasoconstrição periférica, a fim de aumentar a pressão arterial média (PAM) para compensar a redução de PA na fase inicial (MATEIKA; DEMEERSMAN; KIM, 2002).

A terceira fase se refere ao fim do esforço expiratório ou liberação da tensão e desvio de sangue para o leito vascular pulmonar devido ao retorno da pressão negativa intratorácica, com diminuição da PA e bradicardia. (FRITSCH-YELLE; CONVERTINO; SCHLEGEL, 1999; STEWART *et al.*, 2005). Em seguida, a quarta fase, corresponde ao momento pós-realização da manobra, marcada pelo grande aumento do retorno venoso para o ventrículo direito transmitido ao ventrículo esquerdo, com aumento da PA associada a uma bradicardia

reflexa (FRITSCH-YELLE; CONVERTINO; SCHLEGEL, 1999; STEWART *et al.*, 2005) (figura 2).

Quanto ao posicionamento de realização da manobra, SINGER *et al.* (2001) investigaram o efeito do posicionamento corporal em decúbito dorsal (DD), sedestação e ortostatismo em indivíduos saudáveis com o tempo médio de 10 minutos de repouso entre cada posição, para que o sistema cardiovascular atinja uma condição estável, em cada posição. Os autores demonstraram que a pressão arterial sistólica e o débito cardíaco (DC) medidos em decúbito dorsal reduziram menos quando comparado à posição em ortostatismo, pois nesta posição há uma resposta autonômica adicional com maior magnitude de redução no retorno venoso e maior estímulo da resposta adrenérgica.

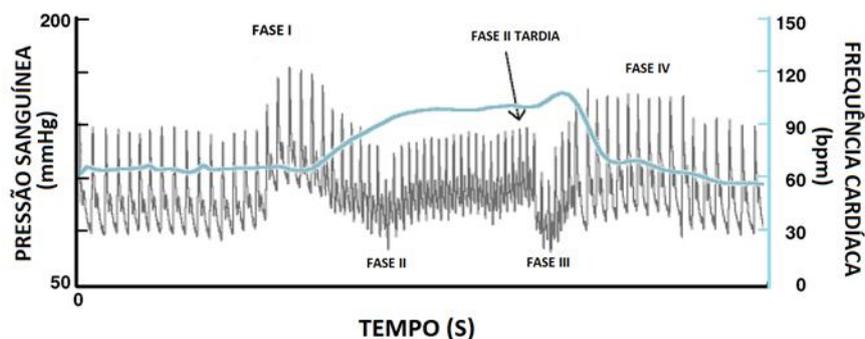


Figura 2 Fases da manobra de Valsalva. A fase I da manobra executada com uma pressão exalatória de 40 mmHg é caracterizada por breve aumento mecânico da pressão arterial (PA) devido à saída de sangue do tórax. A fase II inicial pela diminuição da PA e aumento da frequência cardíaca. Fase II final pela restabelecimento da PA. Fase III pelo fim do esforço expiratório resultando na restauração da pressão intratorácica negativa mais queda da PA, com rápido enchimento da vasculatura torácica e a fase IV é caracterizada por bradicardia reflexa e hipertensão mais normalização do retorno venoso e débito cardíaco. Linha preta representa a pressão arterial e linha azul representa a frequência cardíaca. Adaptada de Stewart *et al.*, 2004.

2.2 MECÂNICA RESPIRATÓRIA

2.2.1 Inspiração profunda seguida de expiração forçada com a glote fechada

Durante a inspiração profunda o diafragma é ativado se movimentando para baixo, levando a um movimento anterior da parede abdominal e relaxamento dos músculos do assoalho pélvico (BAESSLER; METZ; JUNGINGER, 2017) (figura 3).

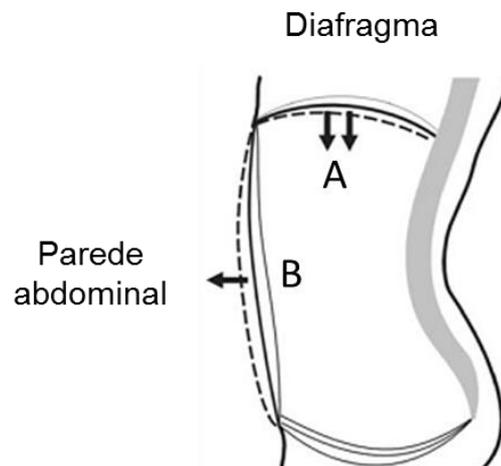


Figura 3 Comportamento mecânico durante inspiração profunda. As setas direcionadas para baixo demonstram a descida do diafragma (A) e a seta direcionada para esquerda demonstra o deslocamento anterior da parede abdominal (B). Adaptada de Ruth Sapsford, 2004.

Ao ser realizado uma expiração forçada com a glote fechada após uma inspiração profunda, os músculos abdominais são ativados provocando aumento da pressão intra-abdominal (PIA). O fechamento da glote impede que o diafragma seja empurrado para cima mantendo sua posição caudal e a pressão intratorácica contrapondo a pressão abdominal (TALASZ; KOFLER; LECHLEITNER, 2011) (figura 4).

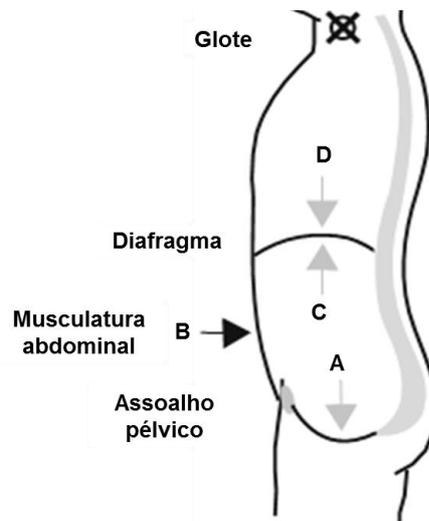


Figura 4 Comportamento mecânico durante manobra de expiração forçada com a glote fechada a partir de uma inspiração profunda. Nesta condição o diafragma está mantido em posição caudal. Na manobra a musculatura do assoalho pélvico relaxa com distribuição da pressão para baixo (A) e a musculatura abdominal se contrai (B) com movimento posterior da parede abdominal, geração de pressão para empurrar o diafragma na direção da caixa torácica (C), contraposição da pressão intratorácica sobre a abdominal (D). Adaptada de Talasz *et al*, 2011.

2.2.2 Manobra de Valsalva

Quando a expiração forçada é realizada com a glote aberta (MV), o mecanismo de distribuição de forças na parede abdominal e caixa torácica é diferente. A musculatura do assoalho pélvico e abdominal é ativada e comprime a cavidade abdominal provocando aumento da pressão intra-abdominal, o que empurra os órgãos abdominais juntamente com o diafragma para cima, em direção à cavidade torácica, diminuindo seu volume. Desta forma, a pressão intratorácica aumentada é dissipada para a cavidade oronasofaríngea (TALASZ; KOFLER; LECHLEITNER, 2011) (figura 5).

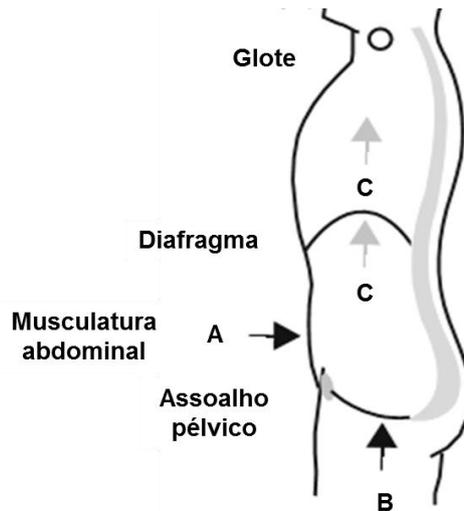


Figura 5 Comportamento mecânico da manobra de Valsalva. Durante a manobra ocorre contração da musculatura abdominal (A) e do assoalho pélvico (B) com movimento para dentro da parede abdominal, elevação do diafragma em direção a cavidade torácica e distribuição de pressão da cavidade torácica e abdominal em direção cranial (C). Adaptada de Talasz *et al*, 2011.

2.2.3 Relações entre pressões e volumes pulmonares

A pressão transmural (P_t) se refere à diferença de pressão entre dois compartimentos e fisiologicamente é calculada para o pulmão, parede torácica e sistema respiratório (ROCCO *et al*, 2009). A P_t dos pulmões é conhecida como pressão transpulmonar ($P_{t_{pulm}}$) e é calculada pela subtração entre a pressão alveolar (P_{al}) e a pressão pleural (P_{pl}):

$$P_{t_{pulm}} = P_{al} - P_{pl} \quad (1)$$

A pressão transtorácica ($P_{t_{pt}}$) é obtida pela subtração da P_{pl} pela pressão atmosférica (P_{atm}):

$$P_{t_{pt}} = P_{pl} - P_{atm} \quad (2)$$

A pressão transrespiratória ($P_{t_{sr}}$) corresponde à soma das pressões transmuralis do pulmão e parede torácica:

$$P_{t_{sr}} = P_{t_{pulm}} + P_{t_{pt}} \quad (3)$$

Pelo princípio físico, quando a P_t é igual a zero, não existe fluxo de ar nem para dentro ou para fora dos pulmões. Mas, este princípio não pode ser aplicado integralmente ao sistema respiratório, pois a $P_{t_{pulm}}$ nunca atinge zero em virtude dos pulmões não permanecerem imóveis dentro da caixa torácica e nem se esvaziarem completamente (LUTFI, 2017).

O gradiente de pressão gerado pela P_t vai depender da pressão gerada pela contração dos músculos respiratórios durante a inspiração e expiração para determinar o deslocamento de fluxo aéreo com diferentes volumes pulmonares (figura 6).

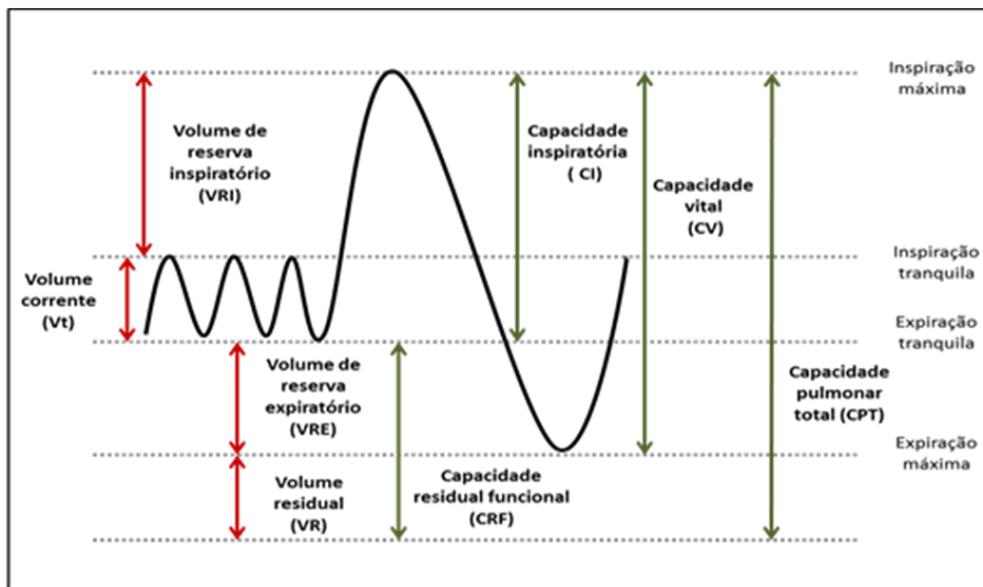


Figura 6 Curvas espirográficas ilustrando os volumes e capacidades pulmonares. Adaptada de Lutfi, 2017

A variação do volume medido na via aérea corresponde à soma da variação de volume na caixa torácica (CT) com a do volume no abdome (AB). Durante oclusão da via aérea a variação do volume destes compartimentos da parede torácica (PT) deve ser zero e durante respiração espontânea esta variação é determinada pelas características mecânicas do sistema respiratório e atividade da musculatura respiratória (ALIVERTI *et al.*, 2000). A ativação muscular inspiratória expande a caixa torácica fazendo com que a pleura parietal tracione a visceral, tornando a pressão intrapleural mais negativa. Ao final da inspiração, a P_{al} se iguala a P_{atm} não havendo gradiente de pressão e conseqüentemente fluxo aéreo para geração de deslocamento do volume pulmonar (LUTFI, 2017).

2.3 PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA (POE)

Sistemas optoeletrônicos são aplicados para a análise do movimento em diferentes situações clínicas. A pletismografia optoeletrônica (POE) é um exemplo deste tipo de sistema que mensura a variação de volume da parede torácica por meio da análise de seu movimento de forma não invasiva (CALA, 1996). A parede torácica corresponde a todas as estruturas anatômicas que envolvem os pulmões e que se movem durante a inspiração e expiração: caixa torácica, o diafragma, o mediastino, a parede abdominal e conteúdo abdominal (SEDDON, 2015).

A movimentação da parede torácica é captada através de marcadores hemisféricos reflexivos aplicados sobre a pele, na região toracoabdominal e identificados câmeras com *leds* infraeros. Estes marcadores formam triângulos tetraedros a partir dos quais é gerado um modelo geométrico da parede torácica que computa o volume total usando o teorema de Gauss (CALA, 1996).

A análise da cinemática da parede torácica por meio da POE pode ser dividida em caixa torácica (CT) e abdome (AB) separadas entre si pela margem inferior da última costela. A CT é composta pela caixa torácica pulmonar (CTp), delimitada entre a linha clavicular e o apêndice xifóide e pela caixa torácica abdominal (CTa) (figura 7) (ALIVERTI *et al.*, 2001; RATTES *et al.*, 2018).

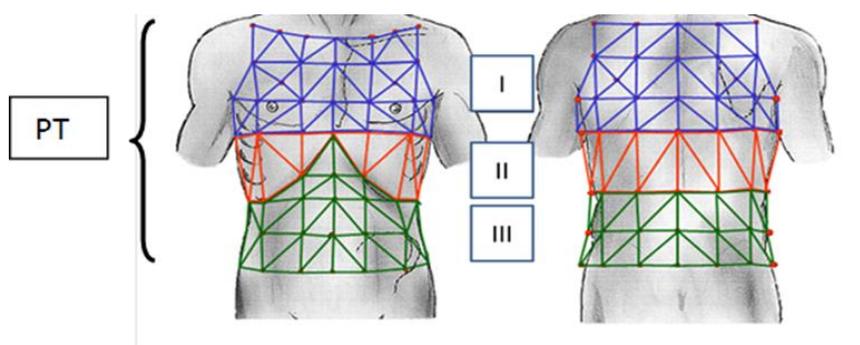


Figura 7 Modelo tricompartmental da parede torácica. A parede torácica (PT) é dividida em caixa torácica pulmonar (CTp) (I), caixa torácica abdominal (CTa) (II) e abdome (AB). A soma dos volumes destes compartimentos equivale ao volume da parede torácica, sendo que $I+II+III = PT$. Adaptada de Romagnoli *et al.*, 2008.

Estudos comparando os volumes da parede torácica (PT) pela POE e pulmonar pela espirometria (CALA, 1996; LAYTON *et al.*, 2011) encontraram uma discrepância mínima e

insignificante, mostrando que estes volumes estão correlacionados. Layton *et al* (2013) encontraram que a diferença entre o volume pela POE e PNT durante o exercício foi muito pequena e semelhante em repouso. Este achado é interessante, pois a movimentação do corpo (mesmo com controle da movimentação dos membros superiores) não parece ter sido um fator limitante na medição dos volumes (LAYTON *et al.*, 2013)

Durante aumento de pressão intratorácica, a variação no volume da PT não necessariamente corresponde à variação no volume de gás pulmonar porque pode haver deslocamento de sangue do tórax e abdome para a periferia ou o inverso (ALIVERTI *et al.*, 2000). O volume da parede torácica também pode ter influência de volume de gás comprimido, este pode ser calculado associando as medidas de volume da POE com a integração do sinal de fluxo de um pneumotacógrafo acoplado na boca.

Iandeli *et al* (2002) mostraram que a limitação do fluxo expiratório, induzida experimentalmente, durante o exercício no ciclo ergômetro, em seis homens saudáveis, promove compressão de gás e deslocamento de sangue do tórax para a periferia. Do mesmo modo, Smith *et al* (2012) mensuraram a quantidade de sangue deslocada da PT e de compressão de gás gerada durante picos de tosse em sujeitos saudáveis. Estes estudos utilizaram a lei de Boyle para transformações isotérmicas com o intuito de calcular a compressão de gás gerada.

Sarmiento *et al* (2017) mesuraram o volume de compressão, durante a técnica de *stacking*, subtraindo o volume de ar inspirado pelo volume da parede torácica. Estes autores desconsideraram mudanças na quantidade de sangue com a justificativa de que durante a técnica utilizada ocorrem dois mecanismos fisiológicos que se anulam. No primeiro, há a diminuição da PIT durante a inspiração profunda até a capacidade pulmonar total com consequente entrada de sangue para a CT e no segundo, há o aumento da PIT durante a aplicação da técnica de *air stacking* a partir da inspiração máxima com consequente deslocamento de sangue do tórax para as extremidades.

Por fim, Aliverti *et al* (2009) em seu modelo teórico, mostraram que a pressão abdominal aumentada durante a manobra expulsiva (contração simultânea do diafragma e músculos abdominais) com a glote aberta e evitando aumento na pressão pleural provoca deslocamento de sangue do leito esplênico para as extremidades. Esta mudança de sangue foi identificada em sete indivíduos saudáveis (cinco homens e duas mulheres) com idade entre 25 e 40 anos, associando medidas do volume no tronco pelo POE com medida de volume corporal por pletismografia de corpo inteiro.

2.4 TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA (TIE)

A TIE é um equipamento relativamente novo, livre de radiação, não invasivo e seguro que monitora as mudanças regionais de volume de ar, dentro de uma região pulmonar de interesse, por meio da variação de impedância do tecido pulmonar, apresentada pela letra Z e expressa em ohms (Ωm) (COSTA; AMATO, 2013).

A aplicabilidade mais comum consiste no uso da TIE para monitorização da ventilação pulmonar, diagnóstico de complicações pulmonares (COSTA; LIMA; AMATO, 2009; VICTORINO *et al.*, 2004b) e auxiliar na titulação da PEEP (COSTA *et al.*, 2012) em pacientes críticos à beira do leito, em uso de ventilação mecânica e vem ganhando espaço na avaliação da perfusão pulmonar (RAMOS *et al.*, 2017).

A magnitude da variação de impedância durante os ciclos cardíacos decorrentes da perfusão pulmonar reflete mudanças na dimensão dos vasos sanguíneos e é muito menor que as mudanças relacionadas à ventilação, seja em respiração espontânea ou com suporte ventilatório invasivo (FRERICHS *et al.*, 2017). Este comportamento se deve a impedância ser menor durante os ciclos cardíacos, visto que, a resistividade elétrica do sangue é de $1,6 \Omega\text{m}$, e maior durante inspiração, com resistividade do ar de $23 \Omega\text{m}$ (RAMOS *et al.*, 2017).

Dessa forma, as alterações do sinal da impedância elétrica de um corte transversal do tórax não só refletem variações de impedância do compartimento pulmonar, mas também do cardíaco, com sobreposição do sinal pulmonar. Tal sobreposição ocorre porque o ar possui maior condutância comparada ao sangue, dificultando a avaliação destes dois compartimentos concomitantemente (GRANT *et al.*, 2011).

Métodos de identificação do sinal de impedância relacionados com a perfusão têm sido propostos durante a apnéia e acoplamento eletrocardiográfico com as ondas cíclicas da impedância ou pulsatilidade pulmonar (DEIBELE; LUEPSCHEN; LEONHARDT, 2008). A pulsatilidade pulmonar, conhecida como variação de impedância durante a sístole (ΔZ_{sys}) é baseada no princípio de que o volume sistólico ejetado pelo VD durante a sístole promove aumento do volume de sangue no pulmão e conseqüente redução da impedância (RAMOS *et al.*, 2017).

A TIE também permite identificar a perfusão pulmonar regional com aplicação de solução salina hipertônica (NaCl 20%) na corrente sanguínea, como um contraste. Esse método apresentou boa relação com a medida feita por meio da tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) e tomografia computadorizada, tanto para pulmões

saudáveis ou com lesão e não depende do tamanho do leito da microvasculatura pulmonar, como no caso do método de impedância do sangue por pulsatilidade nos pulmões (BORGES *et al.*, 2012).

3 JUSTIFICATIVA

Métodos de avaliação baseados em modelos fisiológicos são úteis para estimar parâmetros com resposta normal, além de favorecer o estudo da variabilidade dos fenômenos e alterações fisiológicas. Recentemente, a inovação tecnológica, cada vez mais, vem permitindo que os métodos de avaliação forneçam uma aproximação do evento real, o que diminui o risco de erros diagnósticos.

A manobra de Valsalva, executada tradicionalmente com a glote aberta, em função do aumento da pressão intratorácica e resposta cardiovascular consequente, tem seu papel reconhecido no diagnóstico e tratamento de disfunções cardíacas ou do sistema nervoso autônomo (PSTRAS *et al.*, 2016). Para obter respostas fisiológicas fidedignas à manobra, deve-se mensurar a pressão gerada durante o esforço a fim de garantir aumento de pressão intratorácica. O registro direto da pressão intratorácica pela medida da pressão esofágica é a melhor maneira de controlar a pressão gerada durante o esforço expiratório (LOOGA, 2005). Contudo, comumente este esforço é mensurado com um manômetro de pressão e glote aberta, permitindo um pequeno vazamento de ar pelo manômetro de pressão, o que pode influenciar a resposta cardiovascular à manobra (LOOGA, 2005).

A manobra de expiração forçada com a glote fechada pode ser uma alternativa para estes fins diagnósticos já que promove maior pressão intratorácica comparada a MV em que a PIT é transmitida, através da glote aberta, para a cavidade oronasofaríngea e tubos de Eustáquio.

Por tal necessita-se desenvolver um método de avaliação com protocolo padronizado considerando as ferramentas de avaliação e equipamentos que permitam avaliar estas mudanças tanto na parede torácica como no pulmão. Este estudo pode favorecer a construção de modelos mais complexos e servir de base para simulações e aplicações clínicas, principalmente para avaliação de funcionalidade cardíaca.

4 HIPÓTESE

As hipóteses estão relacionadas ao desenvolvimento do método de avaliação: inspiração profunda seguida de pausa inspiratória (CI_{PI}) e expiração forçada com a glote fechada (FECG):

- O método de avaliação proposto permite avaliar a variação de volume sanguíneo na parede torácica e nos pulmões com identificação de padrões de curvas nos pletismogramas da POE e TIE, respectivamente.
- A manobra padronizada proposta pelo método de avaliação promove redução de volume sanguíneo na parede torácica, aumento na impedância sanguínea pulmonar e redução da variação de impedância durante a sístole em homens saudáveis.

5 OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO PRINCIPAL

Propor um método de avaliação baseado em um modelo teórico com expressão matemática de avaliação da variação de volume sanguíneo da parede torácica ($\Delta V_{b_{PT}}$) e de impedância pulmonar sanguínea (ΔZ_{b_L}) por meio da POE e TIE e verificar se há correlações entre estas variáveis e entre variação de impedância durante a sístole (ΔZ_{sys}) com frequência cardíaca (FC) e capacidade inspiratória em homens saudáveis.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Conhecer padrões de curvas de impedância pulmonar e volume na parede torácica durante manobra padronizada proposta, em homens saudáveis por meio da TIE e POE;
- Quantificar $\Delta V_{b_{PT}}$ e seus compartimentos de caixa torácica e abdome, ΔZ_{b_L} e ΔZ_{sys} entre a expiração forçada com glote fechada e a pausa inspiratória;
- Quantificar a variação de volume sistólico, débito cardíaco e frequência cardíaca, pelo ecocardiograma, entre respiração tranquila e expiração forçada com a glote fechada executada a partir de uma inspiração curta;
- Correlacionar a $\Delta V_{b_{PT}}$ e de seus compartimentos com a ΔZ_{b_L} ;
- Correlacionar a ΔZ_{sys} com a variação de FC e volume aprisionado na capacidade inspiratória.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

6.1 DESENHO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo metodológico no qual foi conduzido um modelamento matemático do tipo fenomenológico. Em função de características observacionais, seguiu-se as recomendações do *STROBE Statement* (MALTA, *et al*, 2010).

6.2 LOCAL E PERÍODO DO ESTUDO

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) em parceria com o Laboratório de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional (LINDEF) do Departamento de Fisioterapia da UFPE. A coleta de dados realizou-se no período de abril de 2017 a fevereiro de 2018. O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) institucional sob parecer número 2.520.337.

6.3 AMOSTRAGEM E DIMENSIONAMENTO AMOSTRAL

A amostra foi composta por homens saudáveis, obtida por conveniência. O dimensionamento amostral foi baseado no estudo de Aliverti *et al*, 2010, que quantificou o deslocamento de sangue do tronco para as extremidades com a POE e pletismografia de corpo inteiro durante manobra expulsiva em sete indivíduos (uma mulher e seis homens), entre 28 e 77 anos, sem doença respiratória e cardíaca. Baseou-se, também, no estudo de Iandelli *et al* (2002), que identificaram deslocamento de sangue do tórax para a periferia em seis homens ($36,2 \pm 3,6$ anos) saudáveis com e sem indução de limitação do fluxo expiratório durante o exercício pela POE e PNT, com monitorização de pressão esofágica.

6.4 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Foram elegíveis para o estudo homens jovens adultos (de 20 a 40 anos), índice de massa corporal (IMC) maior ou igual a 18,5 e menor que 29,9 kg/m² (ABESO, 2016); hemiperímetro torácico entre 44 a 55 cm se enquadrando ao tamanho de cinta pequeno (P) ou médio (M) da (EIT) e sem relato de doenças pulmonares e cardíaca.

Participaram da pesquisa homens jovens adultos, hemiperímetro torácico adequado para o tamanho de cinta pequeno e médio da TIE; sem sinais de comprometimento da função respiratória na avaliação clínica e exame físico e com prova de função pulmonar (ALBERTO DE CASTRO PEREIRA; SATO; CARLA RODRIGUES, 2007) e força muscular respiratória (PESSOA *et al.*, 2014) normais.

Foram critérios de exclusão a presença de:

- lesão tecidual sobre a superfície torácica;
- relato de contraindicações à mensuração das pressões respiratórias máximas;
- retirada do consentimento durante a execução das avaliações;
- diagnóstico ecocardiográfico anormal;
- alterações de pressão arterial sistêmica, dada por pressão arterial sistólica maior ou igual a 140 mmHg e menor ou igual a 100 mmHg e pressão arterial diastólica menor ou igual a 60 mmHg e maior ou igual a 90 mmHg (MALACHIAS *et al.*, 2016);
- auto relato de disautonomias (LUCIA *et al.*, 1992);
- presença de fatores limitantes aos procedimentos de avaliação, tais como, sensação de mal-estar e dificuldades na inserção do cateter esofágico para os voluntários avaliados com o mesmo.

6.5 FLUXOGRAMA DE CAPTAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

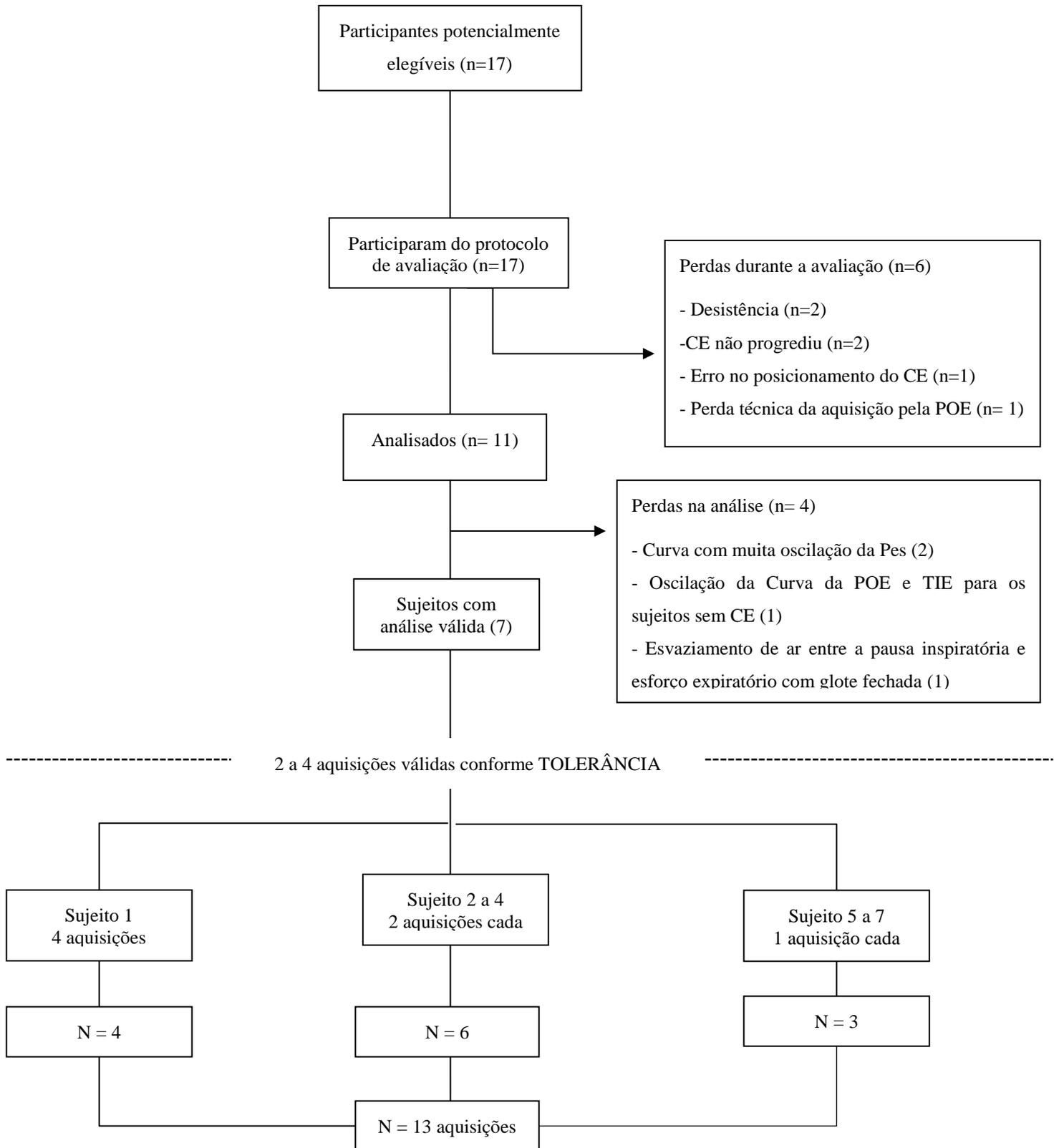


Figura 8 Fluxograma de acompanhamento dos voluntários. CE: cateter esofágico, POE: pletismografia optoeletrônica; TIE: tomografia de impedância elétrica.

6.6 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

6.6.1 Triagem dos Voluntários

Os voluntários foram triados após divulgação do estudo, sendo em sua maioria, constituída por estudantes universitários na área de saúde.

O protocolo de coleta só foi iniciado após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), verificação dos critérios de elegibilidade e anuência de participação registrada com assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

A verificação dos critérios de elegibilidade foi guiada por um formulário de coleta contendo dados pessoais, história clínica, sinais vitais (frequência cardíaca, pressão arterial e frequência respiratória), avaliação antropométrica, da função pulmonar e da força muscular respiratória (Apêndice B). Além disso, os voluntários foram encaminhados ao Hospital das Clínicas/Ebserh/UFPE para realização de exame ecocardiográfico a fim de descartar disfunção cardíaca. Esses dados também foram utilizados para caracterização da amostra.

Três pesquisadores foram envolvidos nesta avaliação preliminar à coleta dos dados, sendo 02 fisioterapeutas e 01 médico cardiologista ecografista.

6.6.2 Avaliação antropométrica

Na avaliação antropométrica foi utilizada uma balança digital com antropômetro (Welmy modelo W300, Brasil), capacidade para 300 quilogramas (Kg), precisão de 50 gramas (g) e estadiômetro com limite de 2 metros (m) e mensurada a circunferência torácica com fita métrica de dois metros delimitada transversalmente na região da linha mamilar.

6.6.3 Teste da função pulmonar

O teste de função pulmonar foi realizado de acordo com os critérios de reprodutibilidade e aceitabilidade da *American Thoracic Society-ATS* (CULVER *et al.*, 2017), utilizando-se o espirômetro (Micro Medical Microloop MK, Rochester, Inglaterra) para medida dos volumes e capacidades pulmonares, comparados os valores preditos para a população. (ALBERTO DE CASTRO PEREIRA; SATO; CARLA RODRIGUES, 2007)

Para execução da avaliação, o voluntário se posicionou sentado, coluna ereta, usando bocal descartável, clipe nasal e com os pés apoiados no chão para a mensuração das seguintes variáveis: capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1), relação VEF_1/CVF e pico de fluxo expiratório (PFE). Foram realizadas no máximo oito repetições e pelo menos três manobras de capacidade vital forçada (CVF), considerando a maior média das três medidas reprodutíveis (CULVER *et al.*, 2017).

6.6.4 Manovacuometria

As pressões respiratórias máximas foram obtidas pelo manovacômetro digital portátil (MVD 300, Globalmed, RS-Brasil) na avaliação da força muscular respiratória, a partir do volume residual para a pressão inspiratória máxima (PI_{max}) e da capacidade pulmonar total para a pressão expiratória máxima (PE_{max}), de acordo com os critérios da ATS/ERS, 2002. Foram realizadas no mínimo cinco manobras, considerando uma variação menor que 10% entre elas e registrada a maior. Os valores obtidos foram comparados com os de referência para a população brasileira (PESSOA *et al.*, 2014).

6.6.5 Ecocardiograma transtorácico

O ecocardiograma foi realizado seguindo as recomendações da *American Society of Echocardiography (ASE)* (PORTER *et al.*, 2018) por meio de equipamento de ultrassom (GE, Vivid-i, EUA), com o voluntário em decúbito lateral direito sobre uma maca (Figura 9). Os parâmetros ecocardiográficos mensurados foram: diâmetro sistólico e diastólico do ventrículo direito e esquerdo (VD e VE, respectivamente); volume sistólico e diastólico do VE; fração de ejeção (FE); massa do VE; frequência cardíaca (FC); débito cardíaco (DC) e volume sistólico (VS).

Além do ecocardiograma ter sido realizado para descartar disfunção cardíaca, também teve a finalidade de dimensionar as respostas individuais às mudanças no DC, VS e FC em decorrência da manobra de expiração forçada com a glote fechada. Desta maneira, essas medidas foram mesuradas em respiração tranquila e durante esforço expiratório com glote fechada precedido de uma inspiração curta, pois uma inspiração profunda impedia a visualização do coração.



Figura 9 Imagem da realização de exame ecocardiográfico no voluntário. Fonte própria.

6.7 SISTEMA DE MEDIÇÃO

O sistema de medição consiste da POE, TIE e PNT, equipamentos utilizados no protocolo de avaliação das manobras padronizadas (ver tópico 6.9) e que foram operacionalizados por 3 pesquisadores. O pesquisador 1 ficou responsável por coletar os dados com a pletismografia optoeletrônica (POE), o pesquisador 2 por coletar os dados com o pneumotacógrafo (PNT) e o terceiro pesquisador monitorou a tomografia de impedância elétrica (TIE), de modo que a aquisição dos três equipamentos foi iniciada simultaneamente.

As aquisições foram realizadas com o voluntário em sedestação sobre uma maca coberta por uma espuma fina, com membros superiores posicionados ao lado do corpo e membros inferiores com flexão de joelhos em 90°.

6.7.1 Pletismografia optoeletrônica (POE)

O volume tricompartimental da parede torácica (PT) ou tronco foi computado com o Pletismógrafo Optoeletrônico (*BTS Bioengineering, Milan, Italy*). O mesmo permite avaliação de três compartimentos do tronco, sendo: caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa) e abdome (Ab) (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003a). Neste estudo, foi usado um sistema com uma frequência de amostragem para captação de imagens de 60 Hz, constituído por oito câmeras com *leds* infraeros que emitem luz infravermelha refletida por marcadores hemiesféricos cobertos com papel reflexivo.

Foram aderidos 89 marcadores ao redor do tronco (37 anteriormente, 42 posteriormente e 10 lateralmente), do voluntário utilizando uma fita adesiva dupla-face em pontos anatômicos específicos da caixa torácica (CT) e do abdome, limitados entre si ao longo da margem costal inferior e a formar sete linhas horizontais entre as clavículas e a espinha ilíaca anterossuperior (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003a) de maneira que ficasse um espaço na região mamilar para colocação da cinta da tomografia de impedância elétrica (TIE), utilizada no protocolo de coleta (Figura 10 e 11).

Em todos os voluntários, o movimento não associado à respiração foi analisado *off-line* e para evitar interferência de movimento da parte superior do corpo, todos os voluntários foram instruídos a não alterar sua postura durante as medições, mantendo o tronco a 90° de flexão do quadril e antebraços apoiados sobre um suporte.

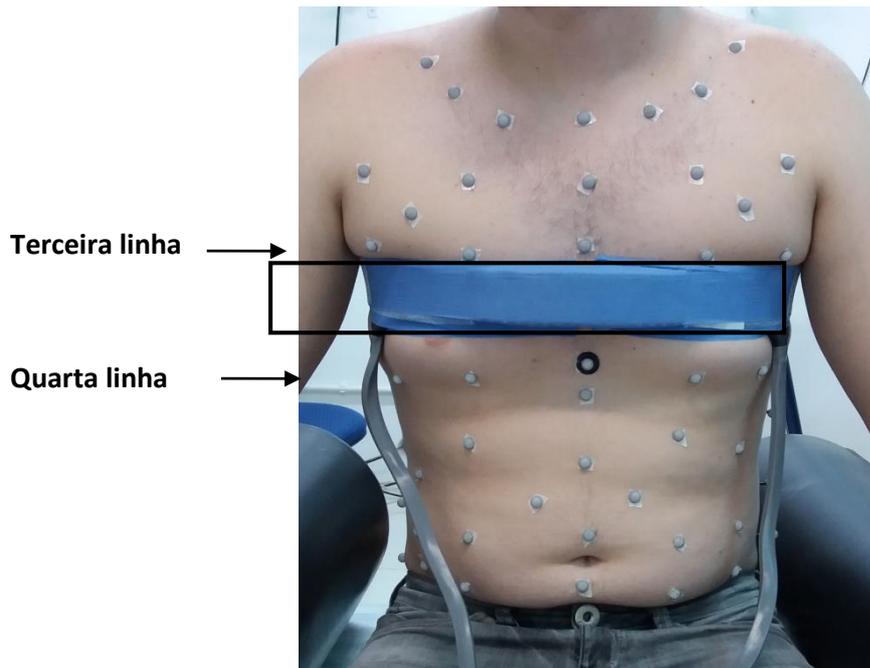


Figura 10. Posicionamento simultâneo dos marcadores da pletismografia optoeletrônica e da cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica. Imagem mostrando a distribuição de 52 marcadores sobre a região anterior da parede torácica de um voluntário e o posicionamento da cinta, entre os marcadores, na região da linha mamilar. Fonte própria.

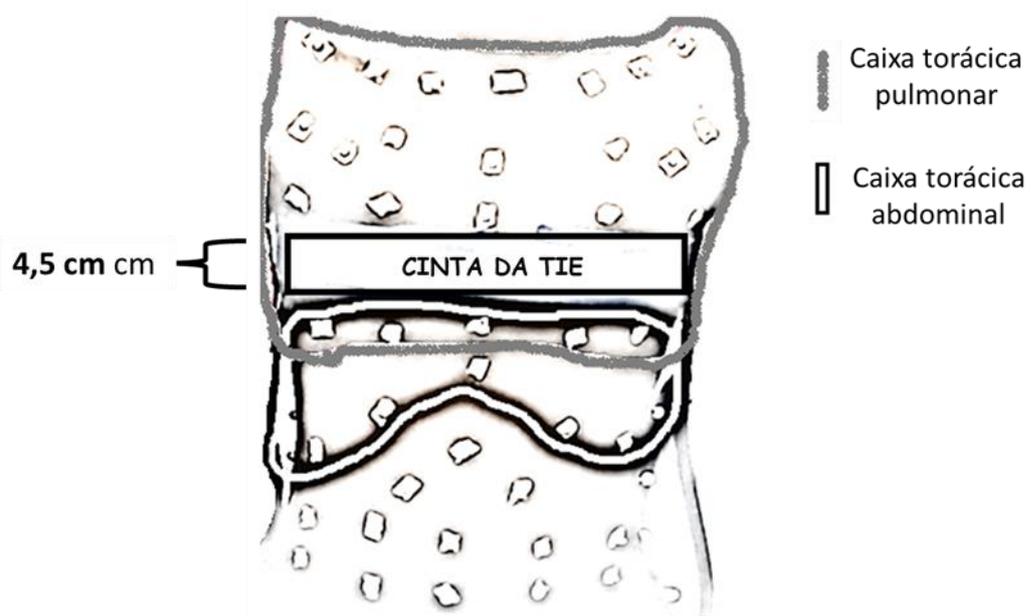


Figura 11 Desenho esquemático ilustrando a distribuição dos marcadores da pletismografia optoeletrônica e a demarcação da cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica (TIE). Os marcadores hemiesféricos foram distribuídos na região anterior da parede torácica e em torno da cinta com 4,5 centímetros de comprimento posicionada na região mamilar pertencente à região da caixa torácica pulmonar (demarcada em cinza).

A calibração da POE foi realizada em duas etapas, na primeira, três hastes com os marcadores foram posicionadas sobre a maca para que as câmeras pudessem reconhecer os três eixos e registrar a imagem das hastes por um tempo mínimo de 10 segundos. Na segunda etapa foi realizada uma varredura de toda a região onde o voluntário iria sentar. Esta varredura foi feita por meio da movimentação das hastes no eixo sagital (por 40 segundos), frontal (20 segundos) e transversal (20 segundos) (ALIVERTI *et al.*, 2000).

As variáveis da POE descritas na Tabela 1 foram analisadas em dois momentos: (1) entre pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória e (2) entre o FECG.

Tabela 1 Descrição das variáveis extraídas da pletismografia optoeletrônica

Variáveis	Unidade	Compartimentos	Momentos
V_{CTp}	• mL	• CT pulmonar	• CI_{PI}
V_{CTa}		• CT abdominal	• FECG
V_{CT}		• CT	
V_{AB}		• Abdome	
V_{PT}		• Parede torácica	

V_{CTp} : volume na caixa torácica pulmonar, V_{CTa} : volume na caixa torácica abdominal, V_{CT} : volume na caixa torácica, V_{AB} : volume abdominal, V_{PT} : volume na parede torácica, mL: mililitros, CT: caixa torácica, CI_{PI} : pausa inspiratória após capacidade inspiratória, FECG: expiração forçada com a glote fechada.

6.7.2 Tomografia de impedância elétrica (TIE)

A impedância pulmonar global e impedância durante a sístole foram computadas com a tomografia de impedância elétrica (*Enlight*, Timpel; São Paulo, Brasil), tecnologia que mede a impedância pulmonar para produzir um mapa com 50 imagens (ou *frames*) por segundo de um corte transversal do pulmão (BORGES *et al.*, 2012).

Após a perimetria torácica, uma cinta (tamanho P ou M) com 32 eletrodos (figura 12) foi aderida transversalmente a superfície torácica entre o 4° e 5° espaço intercostal, aproximadamente sobre a região mamilar e correntes elétricas inócuas (5-12 mA) foram injetadas alternadamente em sequência rotacional por pares de eletrodos. As tensões resultantes são medidas nos eletrodos restantes construindo imagens transversais, formada por um conjunto de *pixels* de mesmo tamanho. Os *pixels* da imagem podem ser selecionados para avaliar mudanças regionais de impedância relacionadas à ventilação e perfusão e gerar um

sinal gráfico (pletismograma) da variação de impedância ao longo do tempo que pode ser representada em diferentes *region of interest* (ROI).



Figura 12 Faixas descartáveis da cinta da tomografia de impedância elétrica com 16 pares de eletrodos.
Fonte própria

Na Tabela 2 seguem as variáveis da TIE que foram analisadas em dois momentos: (1) entre pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória e (2) entre o FECG.

Tabela 2 Descrição das variáveis extraídas da tomografia de impedância elétrica

Variáveis	Unidade	ROI	Manobras
ΔZ_{bL}	AU	Global	• CI_{PI}
ΔZ_{Sys}	AU	ROI dorsal	• FECG
FC	Bpm	ROI dorsal	

ΔZ_{bL} : variação de impedância sanguínea pulmonar; ΔZ_{Sys} : variação de impedância durante a sístole
FC: frequência cardíaca; AU: *arbitrary unit*; bpm: batimentos por minutos; ROI: *region of interest*;
 CI_{PI} : pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória; FECG: expiração forçada com a glote fechada.

6.7.3 Pneumotacógrafo

A mensuração do fluxo de ar foi obtida em condições padrão de temperatura, utilizando o transdutor de fluxo e pressão modelo Hans Rudolph Inc., Kansas, EUA, mantido aquecido por um aquecedor modelo 3850AF - Hans Rudolph, Inc., Kansas – EUA. O fluxo foi calibrado com uma seringa de 3 litros (Hans Rudolph, Inc., Kansas - EUA) (Figura 13).

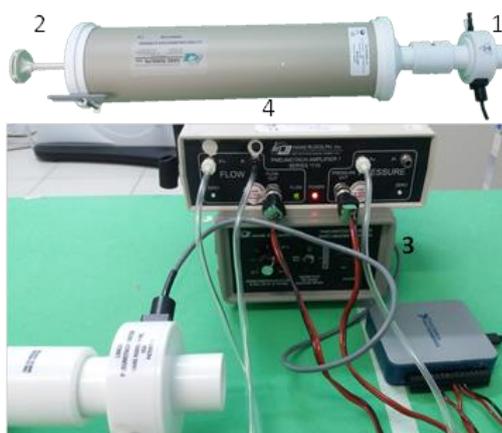


Figura 13 Composição do sistema de medição do Pneumotacógrafo (PNT). O sistema de medição do PNT é composto por (1) pneumotacógrafo; (2) seringa de 3 litros para calibração do volume; (3) controlador de aquecimento e (4) unidade de aquisição e tratamento de dados dos sinais de fluxo e pressão. Fonte própria.

Na Tabela 3 abaixo, seguem as variáveis analisadas pelo sistema de medição do PNT capturadas em dois momentos: (1) entre pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória e (2) entre o FECG.

Tabela 3 Variáveis do estudo mensuradas pelo pneumotacógrafo Hans Rudolph

Variáveis	Unidade	Manobra
Fluxo de ar	Litros por segundos (L/seg)	<ul style="list-style-type: none"> • CI_{PI} • FECG
Pressão esofágica	cmH ₂ O	

CI_{PI} : pausa inspiratória precedida de uma capacidade inspiratória; FECG: expiração forçada com a glote fechada.

A variação de Pes foi medida pelo cateter esofágico com transdução do sinal pela unidade de tratamento do sinal do PNT.

Para uma aquisição sincronizada de dados, a extremidade distal do PNT foi conectada ao transdutor de fluxo da TIE e sua extremidade proximal à máscara facial (modelo Hans Rudolf, Inc., Kansas – EUA) ajustada na face do voluntário, não ocorrendo fuga aérea (Figura 14).

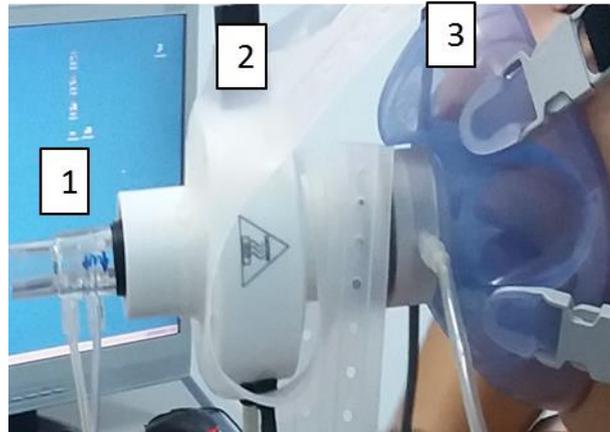


Figura 14 – Ilustração do sensor de fluxo da tomografia de impedância elétrica (1) acoplado ao pneumotacógrafo (2) seguido da máscara facial (3). Fonte própria.

Para mensurar a pressão esofágica foi utilizado um cateter esofágico equipado com um balão esofágico (*NutriVent; Sidam, Itália, IT*) (Figura 15) que foi acoplado a unidade de tratamento de sinal (módulo de pressão) do PNT (Hans Rudolph, Inc., Kansas – EUA) para estimativa da pressão pleural durante a CI_{PI} e FECCG.

O posicionamento correto do cateter esofágico foi assegurado com um teste de oclusão (BAYDUR *et al.*, 1982). Após inflar o cateter de acordo com as recomendações do fabricante, as pressões de via aérea e esofágica foram registradas durante uma oclusão da via aérea na inspiração prolongada. Se a relação entre a variação nas pressões do esôfago e da via aérea fosse entre 0,8 e 1,2 (BAYDUR *et al.*, 1982), o posicionamento do CE era considerado correto e a extremidade distal do cateter era firmemente fixada com uma fita adesiva microporosa na face do voluntário.

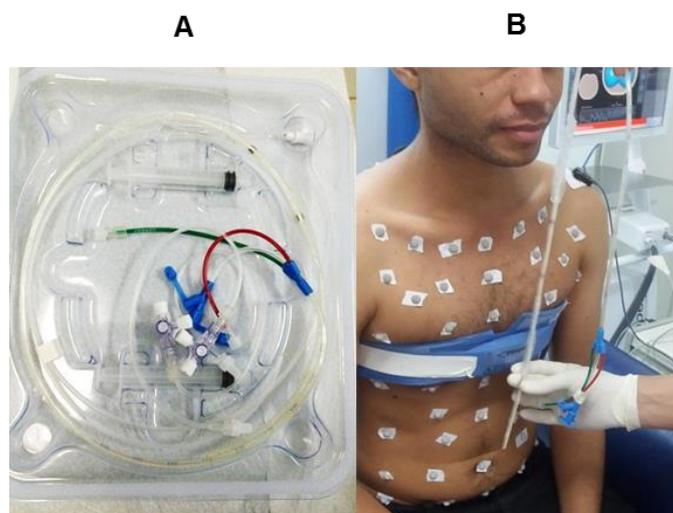
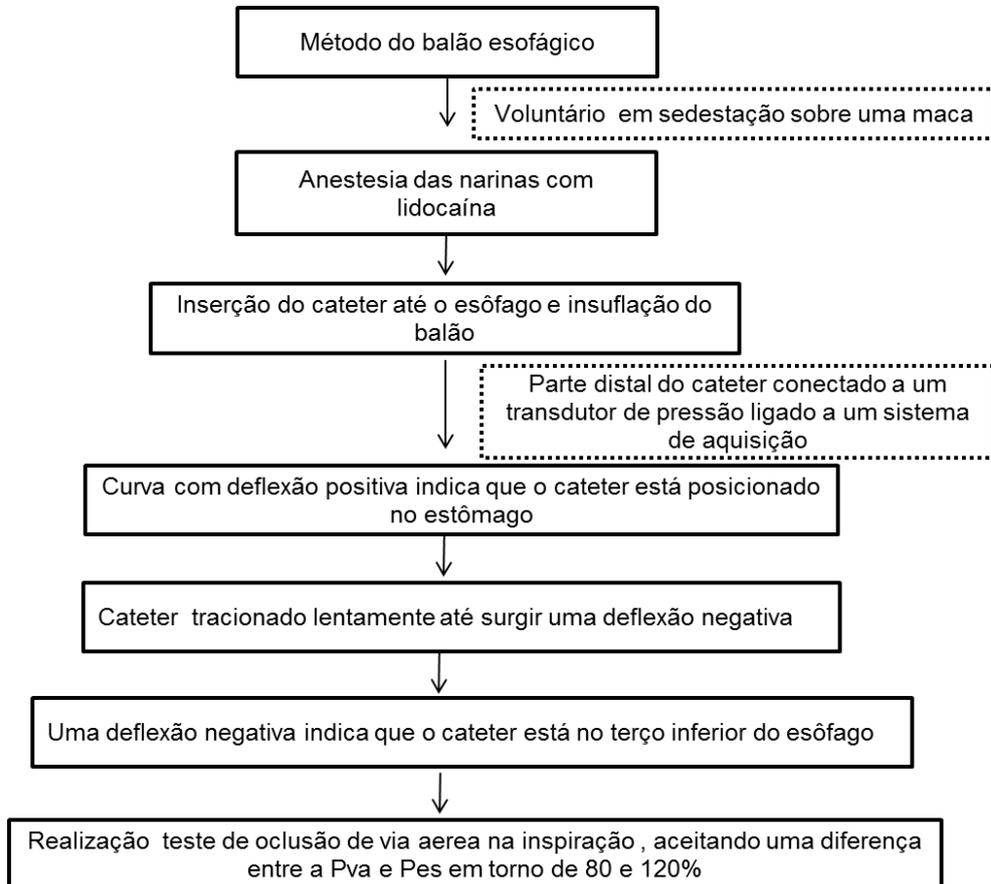


Figura 15 Demonstração do cateter esofágico no voluntário. Cateter esofágico (A) e momento prévio à inserção do cateter no voluntário (B).

Abaixo é apresentado o fluxograma de captação da pressão esofágica por meio do cateter esofágico com balão e do transdutor de pressão.

Figura 16 Fluxograma de captação da pressão esofágica



6.8 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

A sequência da manobra padronizada consistiu de uma inspiração profunda acompanhada de pausa inspiratória de 5 segundos (CI_{PI}), seguida de uma expiração forçada com a glote fechada (FECG) que foi mantida por tempo ≥ 15 segundos, em posição sentada, sendo válida com sustentação de um platô na curva de fluxo/tempo, correspondendo a fluxo zero durante a pausa inspiratória. Esta sequência foi repetida entre duas a quatro vezes, com um intervalo de dois minutos entre elas (Figura 17).

Os voluntários foram treinados a executarem a manobra sem movimentação dos ombros e tronco. As aquisições com perda do platô na curva fluxo/tempo durante a pausa

inspiratória e FEKG, significando vazamento de ar nestas fases e as aquisições com ausência de trecho estável na curva de pressão esofágica e diferença entre Pes gerada no esforço e na pausa inspiratória menor que 30 cmH₂O, quando monitoradas pelo cateter esofágico, foram excluídas para análise.

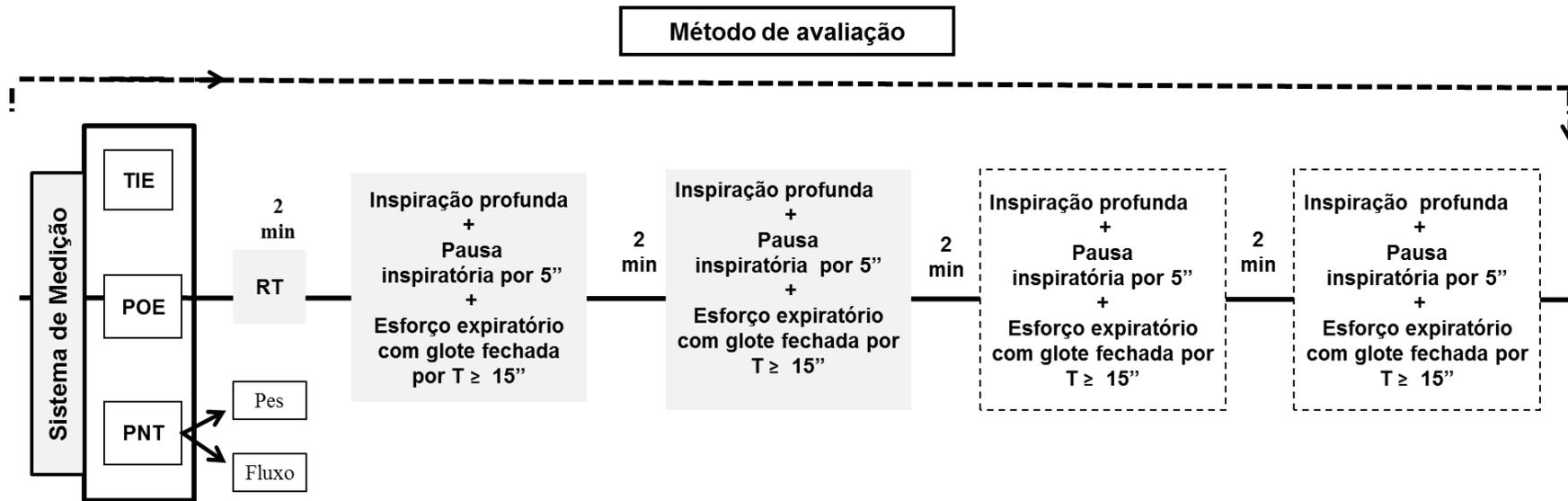


Figura 17 Esquema do protocolo de avaliação. No método de avaliação foi utilizado o sistema de medição composto pela tomografia de impedância elétrica (TIE), pletismografia optoeletrônica (POE) e pneumotacógrafo (PNT) usado para medida de fluxo. Por meio do cateter esofágico com saída acoplada ao sistema de aquisição do PNT foi mensurada a pressão esofágica (Pes). Inicialmente o voluntário respirou tranquilamente por dois minutos seguidos de uma inspiração profunda até a capacidade inspiratória mais uma pausa inspiratória por cinco segundos e uma manobra de expiração forçada com a glote fechada por 15 segundos. Esta sequência foi executada entre duas a quatro vezes, com um intervalo de dois minutos entre elas.

Durante o teste do protocolo, observamos que os pletismogramas de volume e impedância sincronizadas com a curva de pressão esofágica durante a manobra padronizada apresentaram um comportamento padrão, desta forma, avaliamos seis voluntários sem o cateter esofágico, tendo como base a resposta adquirida e esperada à manobra padronizada.

6.9 METODOLOGIA DE ANÁLISE

Em cada manobra padronizada foram analisadas as curvas de Pes, fluxo, POE e TIE nos momentos: intervalo estável da CI_{PI} com média de 4 segundos e no trecho entre o 8° e 15 ° segundos da FECCG.

A curva de fluxo pelo PNT estava sincronizada no tempo com a curva de Pes, pois foram obtidas com um único sistema de aquisição, assim como a curva de impedância e de fluxo (pneumotacógrafo da TIE) obtidas pela TIE.

Para as aquisições sem dados da pressão esofágica, a determinação do início do esforço expiratório ou final da pausa inspiratória nas curvas de volume pela POE e de impedância pela TIE foi baseada no comportamento padrão das aquisições com dados da pressão esofágica (redução da impedância global e do volume no compartimento abdominal no início da FECCG) (Figura 18).

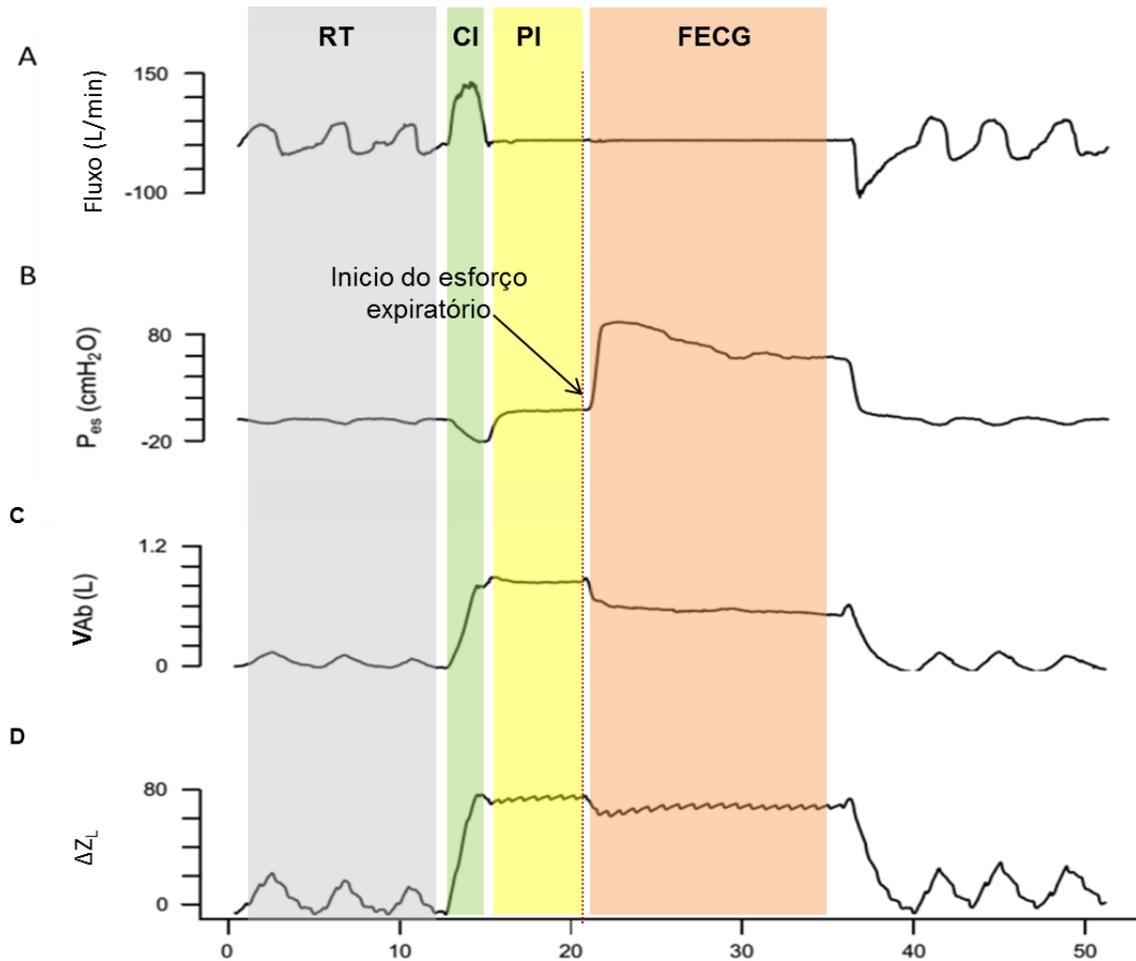


Figura 18. Registro da sincronização das curvas de pressão esofágica, fluxo e impedância pulmonar global em razão do tempo obtidas pelo sistema de medição. A curva de fluxo (A) foi obtida pelo pneumotacógrafo; (B) pressão esofágica (P_{es}) pelo cateter esofágico, (C) volume do compartimento abdominal (V_{Ab}) pela pletismografia optoeletrônica e (D) variação de impedância pulmonar global (ΔZ_L) pela tomografia de impedância elétrica durante respiração tranquila (RT) seguida de uma inspiração profunda até a capacidade inspiratória (CI) mais pausa inspiratória (PI) e expiração forçada com a glote fechada (FECG). A linha vermelha tracejada mostra aumento da P_{es} indicando início do esforço expiratório, redução do volume abdominal indicando saída de volume sanguíneo e redução de impedância global indicando entrada de sangue para a região torácica.

6.9.1 Processamento e análise dos dados

Para cada voluntário foi gerado um arquivo de dados para análise *off-line* e ajuste da sincronização temporal.

As aquisições com os dados de cada voluntário, obtidas pela POE, foram analisados pelo programa *SmartAnaliser*, utilizado para construir um modelo geométrico da parede torácica com três compartimentos (Figura 19). A partir dos deslocamentos desses marcadores

durante a manobra padronizada, os volumes compartimentais foram calculadas e gravadas em arquivo formato DAT.

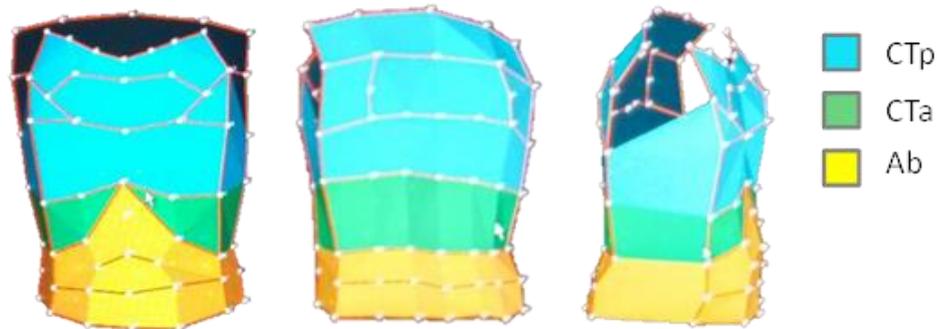


Figura 19 Modelo geométrico tricompartimental da parede torácica de um voluntário. A parede torácica é dividida em três compartimentos: caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa) e abdome (Ab). Fonte própria.

Posteriormente, o arquivo DAT também foi processado e analisado no programa Diamov® para análise da variação de volume tricompartimental da PT em trechos específicos dos pletismogramas, possibilitando a mensuração de volumes absolutos, a cada segundo, em intervalos selecionados manualmente (Figura 20).

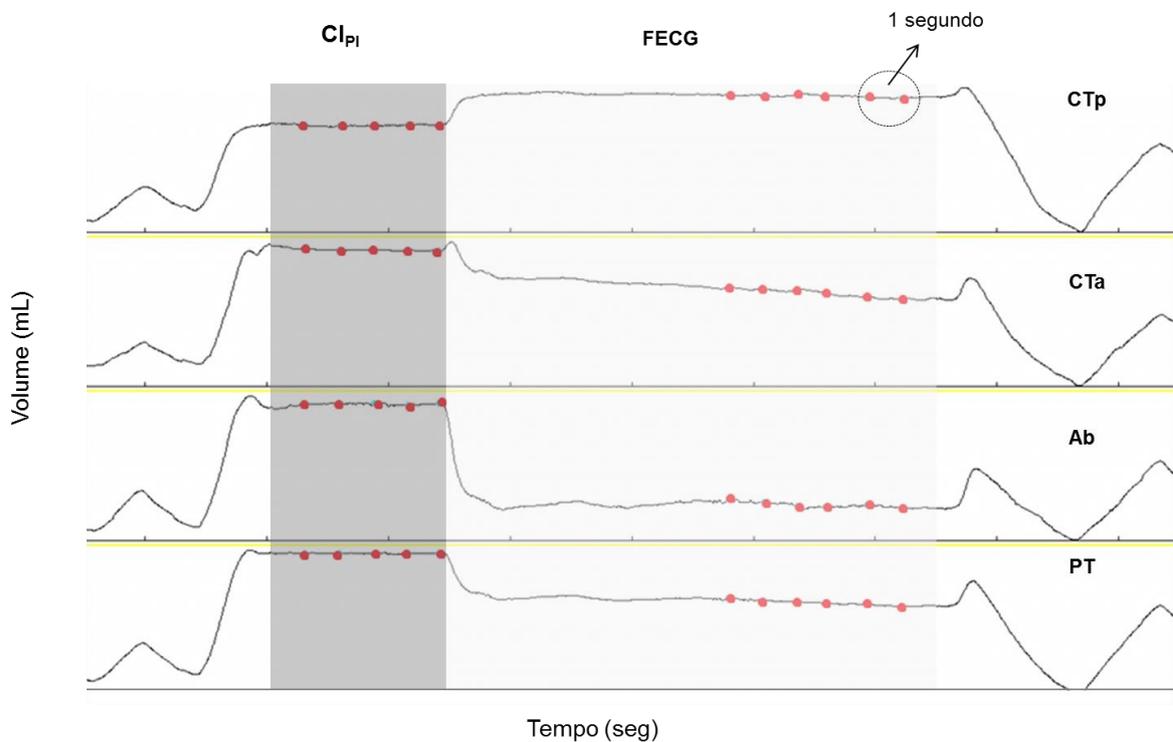


Figura 20 Representação gráfica dos volumes tricompartimentais da parede torácica obtidos em um voluntário para cálculo do volume deslocado. Os pontos vermelhos marcados nas curvas extraídas do programa de análise da pletismografia optoeletrônica representam os volumes da caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa), do abdome (Ab) e da parede torácica (PT) gerados na pausa inspiratória (CIPI) e durante expiração forçada com a glote fechada (FECG) para cálculo do volume deslocado entre estes momentos.

Para análise do fluxo de ar mensurado pelo PNT e das medidas absolutas e variação de pressão esofágica medida pelo cateter esofágico (figura 21), com transdução dos sinais pela unidade de aquisição e tratamento do sinal do PNT, utilizou-se um programa específico escrito em plataforma Labview® da *National Instruments* (Texas, *United States of America*-EUA) desenvolvido por engenheiros em parceria com o LACAP/UFPE.

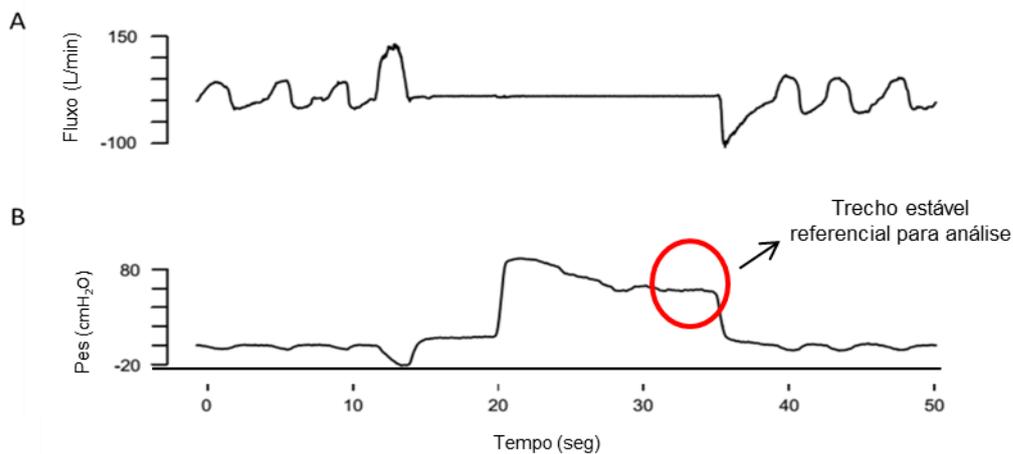


Figura 21 Representação gráfica de fluxo aéreo (A) e pressão esofágica (B) sincronizados no tempo.

Para análise dos dados extraídos da TIE, utilizou-se o programa “*EIT Analysis Tools*”, versão 8.11 EIT, desenvolvido pela Timpel (São Paulo, Brasil) em parceria com grupo de pesquisa do Laboratório de Investigação Médica - LIM/09, da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

6.9.2 Proposições para análise da variação de volume de sangue da parede torácica e pulmão

Varição de volume de sangue da parede torácica

A partir da aplicação da fundamentação teórica apresentada na revisão de literatura desta dissertação, consideramos os seguintes pressupostos para análise da curva de volume dada pela POE:

1º Pressuposto: A variação de volume na parede torácica (ΔV_{PT}) pode ser decorrente de mudanças de volumes de ar e/ou de sangue (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003b; IANDELLI *et al.*, 2002a) e portanto ser obtida pelo somatório do volume de ar na boca, volume comprimido e volume de sangue deslocado (IANDELLI *et al.*, 2002b) (Eq. 1).

$$\Delta V_{PT} = \Delta V_L + \Delta V_{comp} + \Delta V_b \quad (\text{Eq.1})$$

Onde:

ΔV_{PT} = variação de volume da parede torácica medida pela POE

ΔV_L = variação de volume no pulmão calculado pela integração do fluxo medido na boca

ΔV_{comp} = variação de volume de compressão

$\Delta V_{b_{PT}}$ = variação de volume de sangue na parede torácica

2º. Pressuposto: O volume de ar na parede torácica pode ser compartimentado e dado pela somatória de volumes da caixa torácica (composta pela caixa torácica pulmonar e abdominal) e abdome (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003b).

$$V_{PT} = V_{CT} + V_{AB} \quad \text{ou} \quad V_{PT} = V_{CTp} + V_{CTa} + V_{AB} \quad (\text{Eq.2})$$

Onde:

V_{PT} = volume da parede torácica

V_{CT} = volume da caixa torácica

V_{AB} = volume abdominal;

V_{CTp} = volume na caixa torácica pulmonar;

V_{CTa} = volume na caixa torácica abdominal

Inferência proposta: Após uma inspiração profunda até a capacidade inspiratória (com consequente aumento do volume pulmonar e PIT), seguida de uma pausa respiratória, refletida pela ausência de fluxo aéreo, ao se expirar forçadamente com a glote fechada, gera-se um aumento adicional da PIT, limitado pela parede torácica, que num sistema fechado sem vazamentos, pela ausência de variação de volume de ar, promove mudança de volume sanguíneo na parede torácica.

Assim, assumindo para nosso método de avaliação, que não houve variação de volume pulmonar durante a pausa inspiratória seguida de FECCG, desconsideramos a ΔV_{comp} , podendo-

se deduzir matematicamente, a partir da Eq.1, que, a subtração entre o volume da parede torácica obtido na expiração forçada com a glote fechada e na pausa respiratória corresponderá à mudança de volume sanguíneo da parede torácica.

$$\Delta V_{b_{PT}} = V_{PT_{FECG}} - V_{PT_{PR}} \quad (\text{Eq. 3})$$

Onde:

$\Delta V_{b_{PT}}$ = variação de volume sanguíneo da parede torácica;

$V_{PT_{FECG}}$ = volume da parede torácica mensurado no intervalo de análise do momento FECG;

$V_{PT_{PR}}$ = volume da parede torácica mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI}

Propomos que, considerando a compartimentalização da parede torácica (Eq.2), pode-se aplicar a Equação 3 para estimar a variação de volume sanguíneo na CT e no AB (Eq. 4 para CT, Eq, 5 para AB)

$$\Delta V_{b_{CT}} = V_{CT_{FECG}} - V_{CT_{PR}} \quad (\text{Eq. 4})$$

Onde:

$\Delta V_{b_{CT}}$ = variação de volume sanguíneo da caixa torácica;

$V_{CT_{FECG}}$ = volume da caixa torácica mensurado no intervalo de análise do momento FECG;

$V_{CT_{PR}}$ = volume da caixa torácica mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI}

$$\Delta V_{b_{AB}} = V_{AB_{FECG}} - V_{AB_{PR}} \quad (\text{Eq. 5})$$

Onde:

$\Delta V_{b_{AB}}$ = variação de volume sanguíneo do abdome;

$V_{AB_{FECG}}$ = volume abdominal mensurado no intervalo de análise do momento FECG;

$V_{AB_{PR}}$ = volume abdominal mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI};

Variação de volume de sangue no pulmão

A partir da análise da curva de impedância pulmonar gerada pela TIE, utilizou-se os seguintes pressupostos:

1º. Pressuposto: A impedância pulmonar modifica-se em função da variação de volumes de ar ou de sangue no pulmão. A entrada de ar no pulmão promove o aumento de impedância pulmonar e a saída sua redução, bem como, a entrada de sangue no pulmão promove a redução de impedância e vice-versa (RAMOS et al., 2017).

2º. Pressuposto: Na ausência de variação de ar, o sinal bruto da impedância é determinado pelas mudanças de sangue dentro dos pulmões e esta redução de sangue representa aumento de impedância pulmonar (RAMOS et al., 2017).

Inferência proposta: Após uma inspiração máxima (com consequente aumento da impedância pulmonar), seguida de pausa inspiratória, a ausência de fluxo aéreo manterá um platô no pletismograma da impedância. Ao se expirar forçadamente contra uma glote fechada, sem esvaziamento pulmonar, o esforço expiratório levará a uma compressão torácica decorrente da pressão exercida pela musculatura expiratória, a qual promoverá uma variação de volume sanguíneo no pulmão secundário à variação de volume sanguíneo da parede torácica.

Assim, pode-se deduzir matematicamente que, a subtração entre a impedância global do pulmão (soma de todos os pixels pulmonares e cardíacos) obtida na expiração forçada com a glote fechada e a impedância global na pausa inspiratória corresponde à mudança de sangue nos pulmões (Eq. 6).

$$\Delta Z_{bL} = Z_{FECG} - Z_{PR} \quad (\text{Eq. 6})$$

Onde:

ΔZ_{bL} = variação de impedância sanguínea pulmonar;

Z_{FECG} = impedância mensurada no intervalo de análise do momento FECG;

Z_{PR} = impedância mensurada no intervalo de análise do momento CI_{PI}

A ΔZ_{sys} decorrente da manobra padronizada também foi analisada por meio da TIE, com expectativa de que a redução do volume sistólico do ventrículo direito durante FECG promovesse redução da ΔZ_{sys} (RAMOS et al., 2017).

Para análise da ΔZ_{sys} considerou-se a descrição de SMIT *et al.*, 2004, que identificou a ΔZ_{sys} a partir de variações cíclicas na impedância na região dorsal do pulmão, a fim de

evitar a inclusão de pixels com comportamento parcial pulmonar e cardíaco, comumente encontrados na região anterior (SMIT *et al.*, 2004).

Na análise caso-a-caso, identificamos que nem sempre é possível separar adequadamente a área cardíaca da área pulmonar, por isso o pulmão foi dividido em duas regiões de interesse (ROI) com tamanhos iguais: pulmão anterior (ventral) e posterior (dorsal) (Figura 22), sendo selecionada apenas a ROI dorsal e computados em média 4 ciclos cardíacos para análise da ΔZ_{sys} . Na ROI posterior há predominância de pixels pulmonares evitando a análise de pixels que parcialmente correspondem ao pulmão e ao coração, a fim de minimizar o efeito da área cardíaca na pulmonar.

Assim, a partir desse método de análise, a ΔZ_{sys} foi calculada na (ROI) dorsal pela diferença da média das amplitudes pico-vale das oscilações de impedância, sincronizadas com a onda R do eletrocardiograma durante os ciclos cardíacos, entre os momentos FE_{CG} e IC_{PI} analisados (Eq.7).

$$\Delta Z_{sys} = \Delta Z_{sys}_{FE_{CG}} - \Delta Z_{sys}_{IC_{PI}} \quad (\text{Eq.7})$$

Onde:

ΔZ_{sys} = variação de impedância durante a sístole;

$\Delta Z_{sys}_{FE_{CG}}$ = média das amplitudes pico-vale das oscilações de impedância contidos na ROI dorsal no intervalo de análise do momento FE_{CG};

$\Delta Z_{sys}_{IC_{PI}}$ = média das amplitudes pico-vale das oscilações de impedância contidas na ROI dorsal no intervalo de análise do momento IC_{PI}.

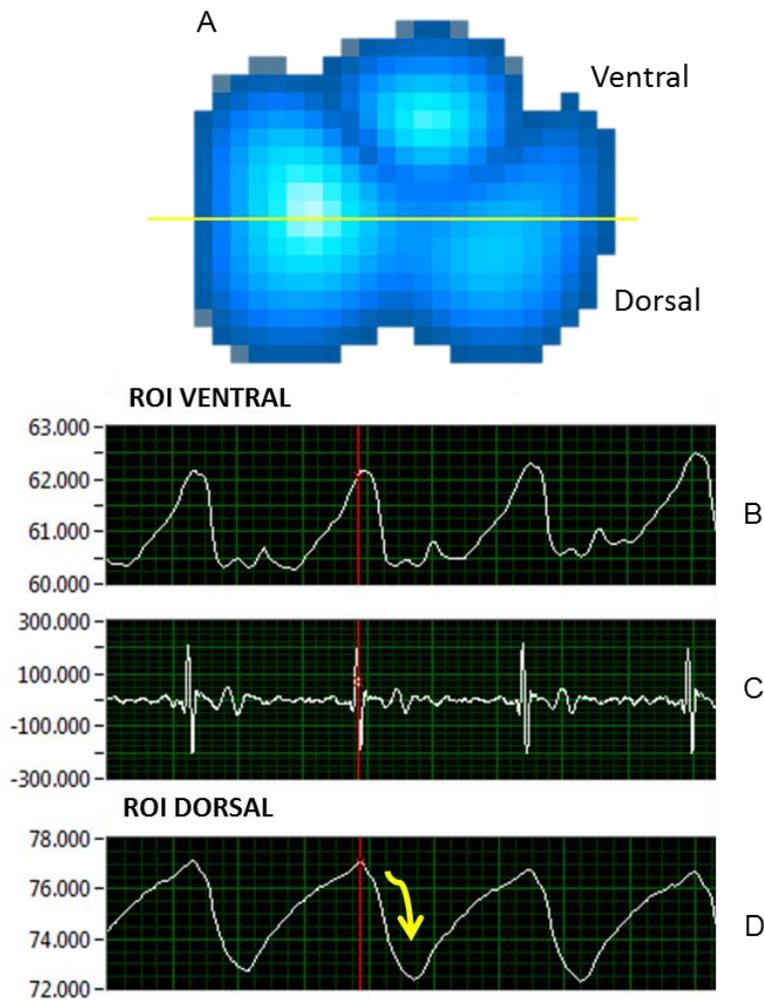


Figura 22 Ilustração da imagem do pulmão durante pausa inspiratória dividida em região de interesse (ROI) ventral e dorsal com seus respectivos pletismogramas de impedância. Para análise da variação de impedância durante a sístole, a imagem do pulmão foi dividida em duas ROI de mesmo tamanho por uma linha amarela horizontal (A) a fim de gerar os pletismogramas de impedância da ROI ventral (B) e dorsal (D). Na ROI dorsal (região analisada) há diminuição da impedância no pulmão, indicada pela seta amarela, após complexo QRS (C), o que evidencia pixels pulmonares. Apenas a região dorsal foi analisada para evitar a inclusão de pixels com comportamento parcial pulmonar e cardíaco. Os valores de impedância estão expressos em unidade arbitrária (AU).

6.10 PREMISSAS PARA A APLICAÇÃO DO MODELO

As proposições matemáticas de nosso estudo representam um modelo simplificado, no qual foi atribuído que a variação de volume na caixa torácica e de impedância no pulmão decorrente da manobra padronizada deve-se à variação de volume de sangue, considerando que:

- I) Durante a pausa respiratória após CI, a pressão alveolar se iguala à pressão atmosférica. Essa proposição também considera que em condições em que não há esvaziamento do pulmão, ocorre manutenção de pressão transpulmonar (pressão que mantém a insuflação alveolar), com aumento da pressão intratorácica e abdominal (SLUTSKY; RANIERI, 2013).
- II) A Pes em situações de controle estima a pressão pleural e durante a pausa respiratória, mantem-se sem variações, refletindo uma constância da pressão pleural (SLUTSKY; RANIERI, 2013);
- III) A ação de forças da musculatura respiratória da caixa torácica em oposição à força de retração elástica do pulmão e atuando para compressão torácica e abdominal não foi determinada e portanto, não foi incluída na elaboração das proposições matemáticas;
- IV) A pressão transtorácica (P_{pt} - pressão necessária para expandir ou contrair os pulmões e a parede torácica) é dada pela diferença entre pressão pleural e pressão atmosférica ($P_{pt} = P_{pl} - P_{atm}$) (LUTFI, 2017). Então, diante de uma pressão atmosférica nula, a diferença da pressão esofágica entre FECG e CI_{PI} pode ser uma estimativa do nível de esforço e pressão exercida pelos músculos respiratórios. Pois, a pressão transtorácica nessa situação, pode-se tornar equivalente à pressão pleural, estimada pela pressão esofágica.
- V) A propriedade de compressibilidade do gás diante da ausência de fuga aérea, com consequente redistribuição do gás no pulmão e associada à ação da musculatura respiratória contribuem para a queda inicial da pressão esofágica previamente à instalação do platô na curva Pes x tempo (vide Fig 20b);
- VI) Para fins de simplificação do modelo matemático, a propriedade de compressibilidade do gás, que refletiria no volume de compressão do gás gerado pela manobra foi desconsiderada. Essa decisão deve-se ao fato que, nossas análises foram obtidas em adultos jovens e saudáveis e na ausência de variação no volume de gás pulmonar, pois os voluntários não exalaram o ar inspirado, conforme controle das curvas de fluxo e pressão. Assim, a influência do volume comprimido de ar, tem uma característica sistemática para cada indivíduo, não comprometendo a validação do método proposto para análise do deslocamento de volume sanguíneo da parede torácica, apesar de reconhecer que sua mensuração fortaleceria a exatidão da medida real do volume sanguíneo da parede torácica.

Para o melhoramento do modelo, consideramos que o volume de compressão, o qual foi aumentado durante a manobra padronizada, poderá ser calculado com a devida aplicação da Lei de Boyle, a qual considera que a pressão de um gás ideal à temperatura constante varia inversamente com o volume. De modo que, um volume desconhecido de um compartimento fechado pode ser identificado se houver mudança absoluta no volume e pressão alveolar (SMITH et al., 2012).

Esse tipo de análise já foi efetuada anteriormente por SARMENTO et al., (2017), por meio de uma manobra que envolvia a execução de uma inspiração até a capacidade pulmonar total seguida da técnica de *air stacking*. Nesta manobra, em função de haver a variação de volume pulmonar por empilhamento de ar, pode-se identificar a quantidade de compressão de gás alveolar em cerca de 2,1% do volume pulmonar em capacidade pulmonar total (SARMENTO et al., 2017).

6.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi aplicado o teste de normalidade *Shapiro Wilk* e em seguida o teste *t de student* para a comparação dos valores médios entre as variáveis medidas na pausa inspiratória e FECG, com nível de significância de $p < 0,05$, apresentados em média e desvio padrão (DP).

A análise da correlação de Pearson foi realizada entre variação de volumes sanguíneos da caixa torácica (ΔV_{bCT}), seus compartimentos (CTp, CTa) e AB com variação de impedância sanguínea pulmonar (ΔZ_{bL}); FC pela TIE e ΔZ_{sys} ; FC e VS pelo ecocardiograma e regressão linear entre CI e ΔZ_{sys} .

Os dados de pressão esofágica foram imputados para as aquisições sem o uso do cateter esofágico a partir da equação do modelo de regressão linear entre as variáveis de pressão esofágica e variação de volume da parede torácica obtidas nas sete aquisições que fizeram uso do cateter. A análise também determinou a magnitude da variação de volume da parede torácica como previsora da pressão esofágica.

As análises foram realizadas com o programa R (R Core Team – 2016. R Foundation for *Statistical Computing*, Vienna, Austria. URL: <https://www.R-project.org/>) e o programa “*Statistical Package for the Social Sciences*” (SPSS) para Windows® versão 20.0 Foi aceita uma significância estatística quando $p < 0,05$.

6.12 ASPECTOS ÉTICOS

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE, número do parecer: 2.520.337 e registrado no site clinicaltrials.org sob o n. NCT03270826. A participação dos sujeitos na pesquisa deu-se após leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Os pesquisadores cumpriram as diretrizes regulamentadoras da Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde, visando assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos sujeitos da pesquisa e ao Estado.

7 RESULTADOS

Atendendo às normas vigentes do Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Fisioterapia da UFPE para construção da dissertação, este estudo resultou na elaboração de um artigo original com material suplementar, apresentado no apêndice A. Paralelamente ao desenvolvimento desta dissertação, foi realizado outro estudo tendo como produto um segundo artigo original, apresentado no apêndice C.

Apêndice A - Artigo intitulado: “Variação de volume sanguíneo na parede torácica e nos pulmões durante manobra de expiração forçada avaliada por meio da tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica em homens saudáveis”.

Apêndice C - Artigo intitulado: Expansibilidade torácica e padrão ventilatório com e sem o uso de cinta de eletrodos da tomografia de impedância elétrica em homens saudáveis.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nesse estudo é apresentado um método de avaliação da variação de volume sanguíneo na parede torácica e no pulmão a partir da monitorização sincronizada das curvas de pressão, fluxo, volume e impedância elétrica geradas pela pletismografia optoeletrônica e tomografia de impedância elétrica durante uma manobra respiratória padronizada em homens saudáveis.

A manobra padronizada proposta, a qual consiste na execução de inspiração profunda acompanhada de pausa inspiratória seguida de expiração forçada com glote fechada, permitiu identificar o comportamento padrão nos pletismograma de volume na PT pela POE e de impedância pulmonar pela TIE na identificação da variação de volume sanguíneo na caixa torácica, abdome e nos pulmões. Deve-se ressaltar que os instrumentos utilizados para medição, a POE e a TIE, são livres de radiação, não invasivos e até então, dentro de nosso conhecimento, não foram utilizados simultaneamente para este fim.

Para a validação do método aplicou-se um modelo teórico com bases fisiológicas e expressão matemática simples para estimativa da variação de volume sanguíneo da parede torácica e pulmões. Foi identificada redução do volume da parede torácica acompanhada de queda da impedância pulmonar global, resultando na determinação de volumes de sangue deslocados compatíveis com a estimativa da ΔV_{bPT} e ΔZ_{bL} . Além disso, diante de associações fortes e negativas da ΔZ_{bL} com ΔV_{bCT} e ΔV_{bCTP} ; fortes e negativas da ΔVS e ΔZ_{sys} com frequência cardíaca e de uma relação quadrática univariada forte entre CI e ΔZ_{sys} em homens saudáveis, o método de avaliação proposto pode ser considerado válido.

Como melhoramento do modelo matemático, sugerimos em estudos futuros que seja calculado o volume de ar comprimido utilizando a mesma população, manobra padronizada e instrumentos de avaliação, de modo a fortalecer a exatidão da medida real do volume sanguíneo da parede torácica. Embora não tenha sido calculado em nosso modelo matemático simplificado, acreditamos que sua influência teve uma característica sistemática para cada indivíduo, não comprometendo a validação do método proposto para análise do deslocamento de volume sanguíneo da parede torácica.

Diante das respostas observadas em nosso estudo, sugerimos que sejam realizadas comparações das repercussões cardiopulmonares da manobra padronizada proposta *vs.* manobra de Valsalva sobre a parede torácica e regionalmente no pulmão. Além disso, que sejam analisadas se há influência das mudanças no volume de sangue no que se refere à

interação cardiopulmonar sobre a onda E (relacionada ao enchimento do coração) e à onda A (relacionada à contração atrial) obtidas pelo ecocardiograma.

Este estudo serviu para entender os mecanismos fisiológicos da circulação que envolve a interação da caixa torácica e pulmões em resposta à manobra padronizada, cujas repercussões são semelhantes à manobra de valsava. Analogicamente, como a manobra de valsava é usada na prática clínica para avaliação e diagnóstico de disfunções cardíacas e autonômicas em função do aumento de PIT, acreditamos que, para determinadas condições clínicas com níveis estratificados de resposta cardiorrespiratória, a manobra padronizada proposta neste estudo também poderá ser aplicada para os mesmos fins.

REFERÊNCIAS

- ABESO, A. B. PARA O ESTUDO DA OBESIDADE E DA SINDROME METABÓLICA. Diretrizes brasileiras de obesidade 2016. **VI Diretrizes Brasileiras de Obesidade**, p. 7–186, 2016.
- ALBERTO DE CASTRO PEREIRA, C.; SATO, T.; CARLA RODRIGUES, S. Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca* New reference values for forced spirometry in white adults in Brazil. **J Bras Pneumol**, v. 33, n. 4, p. 397–406, 2007.
- ALIVERTI, A. et al. Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 161, n. 5, p. 1546–1552, 2000.
- ALIVERTI, A. et al. Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 29, n. 1, p. 60–70, 2001.
- ALIVERTI, A. et al. The abdominal circulatory pump. **PLoS ONE**, v. 4, n. 5, 2009.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. Opto-electronic Plethysmography. v. c, p. 5–6, 2003a.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. **Opto-electronic plethysmography** *Monaldi Archives for Chest Disease - Pulmonary Series*, 2003b.
- ATS/ERS. Statement on Respiratory Muscle Testing. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 166, n. 4, p. 518–624, 2002.
- BAESSLER, K.; METZ, M.; JUNGINGER, B. Valsalva versus straining: There is a distinct difference in resulting bladder neck and puborectalis muscle position. **Neurourology and Urodynamics**, v. 36, n. 7, p. 1860–1866, 2017.
- BAYDUR, A. et al. A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. **The American review of respiratory disease**, v. 126, n. 5, p. 788–91, 1982.
- BORGES, J. B. et al. Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 1, p. 225–236, 2012.
- CALA, S. J. ET A. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. **Journal of applied physiology**, v. 81, n. 6, p. 2680–2689, 1996.
- COM, D. E. V. et al. Marães, V. R. F. S., Santos, M. D. B., Catai, A. M., Moraes, v. 8, n. 2, p. 97–103, 2004.
- COSTA, E. L.; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. Electrical impedance tomography. **Curr Opin Crit Care**, v. 15, n. 1, p. 18–24, 2009.
- COSTA, E. L. V. et al. Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. **Applied Physiology in Intensive Care Medicine 1: Physiological Notes - Technical Notes - Seminal Studies in Intensive Care, Third Edition**, p. 165–170, 2012.
- COSTA, E. L. V.; AMATO, M. B. P. Electrical impedance tomography in critically ill patients. **Clinical Pulmonary Medicine**, v. 20, n. 4, p. 178–186, 2013.
- CULVER, B. H. et al. Recommendations for a standardized pulmonary function report. An official American Thoracic Society technical statement. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 196, n. 11, p. 1463–1472, 2017.
- DEIBELE, J. M.; LUEPSCHEN, H.; LEONHARDT, S. Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 29, n. 6, 2008.
- FREEMAN, R. Assessment of cardiovascular autonomic function. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 4, p. 716–730, 2006.

- FRERICHS, I. et al. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: Consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDY group. **Thorax**, v. 72, n. 1, p. 83–93, 2017.
- FRISBIE, J. H. Normal Diaphragmatic and Rib Cage Breathing: Effects on Venous Return Patterns in Monitored Human Subjects. **Angiology: Open Access**, v. 04, n. 01, p. 1–4, 2016.
- FRITSCH-YELLE, J. M.; CONVERTINO, V. A; SCHLEGEL, T. T. Acute manipulations of plasma volume alter arterial pressure responses during Valsalva maneuvers. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 86, n. 6, p. 1852–7, 1999.
- GRANT, C. A. et al. Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. **Critical Care**, v. 15, n. 1, p. 1–9, 2011.
- HALDAR, R. et al. Valsalva maneuver: Its implications in clinical neurosurgery. **Neurology India**, v. 64, n. 6, p. 1276, 2016.
- IANDELLI, I. et al. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 5, p. 1943–1952, 2002a.
- IANDELLI, I. et al. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 92, n. 5, p. 1943–1952, 2002b.
- LAYTON, A. M. et al. Exercise ventilatory kinematics in endurance trained and untrained men and women. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 178, n. 2, p. 223–229, 2011.
- LAYTON, A. M. et al. Optoelectronic plethysmography compared to spirometry during maximal exercise. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 185, n. 2, p. 362–368, 2013.
- LOOGA, R. The Valsalva manoeuvre—cardiovascular effects and performance technique: a critical review. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 147, p. 39–49, 2005.
- LUCIA, C. et al. Testes Autonômicos Cardiovasculares . Uma Revisão Crítica . Parte I. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 59, n. 1, p. 40–42, 1992.
- LUTFI, M. F. The physiological basis and clinical significance of lung volume measurements. **Multidisciplinary Respiratory Medicine**, v. 12, n. 1, p. 3, 2017.
- MALACHIAS, M. et al. 7ª Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 107, n. 3, p. 1–83, 2016.
- MALTA, M., CARDOSO, L. O., BASTOS, F. I., MAGNANINI, M. M. F. C., DA SILVA, M. F. P. STROBE initiative: guidelines on reporting observational studies. **Rev Saúde Pública**, v. 44, n. 3, p. 559–65, 2010.
- MATEIKA, J. H.; DEMEERSMAN, R. E.; KIM, J. Effects of lung volume and chemoreceptor activity on blood pressure and R-R interval during the Valsalva maneuver. **Clinical autonomic research : official journal of the Clinical Autonomic Research Society**, v. 12, n. 1, p. 24–34, 2002.
- MUDRY, A. Valsalva manoeuvre: A confusing dichotomatic misnomer. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v. 79, n. 11, p. 1851–1855, 2015.
- PEREIRA-CORREIA, J. A. et al. Comparison of vesical pressure values achieved by Valsalva maneuvers: A standardization proposal. **Neurourology and Urodynamics**, 2018.
- PESSOA, I. M. B. S. et al. Predictive equations for respiratory muscle strength according to international and Brazilian guidelines. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 5, p. 410–418, 2014.
- PORTER, T. R. et al. Clinical Applications of Ultrasonic Enhancing Agents in Echocardiography: 2018 American Society of Echocardiography Guidelines Update. **Journal of the American Society of Echocardiography**, v. 31, n. 3, p. 289–296, 2018.
- PSTRAS, L. et al. The Valsalva manoeuvre: Physiology and clinical examples. **Acta Physiologica**, v. 217, n. 2, p. 103–119, 2016.

- RAMOS, F. J. DA S. et al. Estimation of Stroke Volume and Stroke Volume Changes by Electrical Impedance Tomography. **Anesthesia & Analgesia**, p. 1, 2017.
- RATTES, C. et al. Respiratory muscles stretching acutely increases expansion in hemiparetic chest wall. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 254, p. 16–22, 2018.
- SAPSFORD, R. **Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization Manual Therapy**, 2004.
- SARMENTO, A. et al. Assessment of gas compression and lung volume during air stacking maneuver. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 1, p. 189–199, 2017.
- SEDDON, P. Options for Assessing and Measuring Chest Wall Motion. **Paediatric Respiratory Reviews**, v. 16, n. 1, p. 3–10, 2015.
- SHEKERDEMIAN, L.; BOHN, D. Cardiovascular effects of mechanical ventilation. v. 2, p. 475–480, 1999.
- SINGER, W. et al. Influence of posture on the Valsalva manoeuvre. **Clinical Science**, v. 100, p. 433–440, 2001.
- SLUTSKY, A. S.; RANIERI, V. M. Ventilator-Induced Lung Injury. **New England Journal of Medicine**, v. 369, n. 22, p. 2126–2136, 2013.
- SMIT, H. J. et al. Determinants of pulmonary perfusion measured by electrical impedance tomography. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 1-2, p. 45–49, 2004.
- SMITH, J. A. et al. Chest wall dynamics during voluntary and induced cough in healthy volunteers. **Journal of Physiology**, v. 590, n. 3, p. 563–574, 2012.
- STEWART, J. M. et al. Effects of thoracic blood volume on Valsalva maneuver. **American journal of physiology. Heart and circulatory physiology**, v. 287, n. 2, p. H798–804, 2004a.
- STEWART, J. M. et al. Effects of thoracic blood volume on Valsalva maneuver. v. 10595, p. 798–804, 2004b.
- STEWART, J. M. et al. Splanchnic hyperemia and hypervolemia during Valsalva maneuver in postural tachycardia syndrome. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 289, n. 5, p. H1951–H1959, 2005.
- TALASZ, H.; KOFLER, M.; LECHLEITNER, M. **Misconception of the Valsalva maneuver International Urogynecology Journal**, 2011.
- VICTORINO, J. A. et al. Imbalances in Regional Lung Ventilation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 169, n. 7, p. 791–800, 2004.
- YALE, S. H. Antonio Maria Valsalva (1666 - 1723). **Clinical medicine & research**, v. 3, n. 1, p. 35–38, 2005.
- YOSHIDA, T. et al. Esophageal Manometry and Regional Transpulmonary Pressure in Lung Injury. **American journal of respiratory and critical care medicine**, p. 1–63, 2018.
- ZHAO, E. et al. Influence of the Valsalva maneuver on cardiac hemodynamics and right to left shunt in patients with patent foramen ovale. **Scientific Reports**, v. 7, n. February, p. 1–6, 2017.

APÊNDICE A – ARTIGO 1: VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NOS PULMÕES DURANTE MANOBRA DE EXPIRAÇÃO FORÇADA AVALIADA POR MEIO DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA EM HOMENS SAUDÁVEIS

Título do artigo: “Variação de volume sanguíneo na parede torácica e nos pulmões durante manobra de expiração forçada avaliada por meio da tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica em homens saudáveis”.

VARIAÇÃO DE VOLUME SANGUÍNEO NA PAREDE TORÁCICA E NOS PULMÕES DURANTE MANOBRA DE EXPIRAÇÃO FORÇADA AVALIADA POR MEIO DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA EM HOMENS SAUDÁVEIS.

¹Cláudia Thais Pinto; ²Armele Dornelas de Andrade; ³Caio Cesar Moraes; ¹Wagner Leite; ²Renata Souza; ⁴Roberto De Oliveira Buri; ¹Shirley Lima Campos

¹Laboratório de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

²Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

³Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Brasil, São Paulo

⁴Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco

Correspondência: Shirley Lima Campos, Av. Jornalista Anibal Fernandes, s/n, Cidade Universitária - CEP: 50740-560, Recife, Brasil. E-mail: shirleylcampos@uol.com.br. Tel: +55 (81) 99941-3087

Resumo

Objetivo: Propor um método de avaliação da variação de volume sanguíneo (Vb) da parede torácica (PT) e da impedância sanguínea pulmonar (ΔZ_{bL}); verificar as relações da variação de impedância pulmonar durante a sístole (ΔZ_{sys}) com frequência cardíaca (FC) e capacidade inspiratória (CI). **Métodos:** 7 homens saudáveis (22-32 anos) foram monitorados com tomografia de impedância elétrica (TIE), pletismografia optoeletrônica (POE) e cateter esofágico. Foram realizadas entre 2 a 4 manobras de pausa inspiratória precedida de CI (CI_{PI}) e expiração forçada com a glote fechada (FECG) por 15 segundos. O volume na PT composta pela caixa torácica (CT) e abdome (AB) e a impedância pulmonar global foram mensurados nos momentos CI_{PI} e FECG, para estimativa da ΔV_{bPT} e ΔZ_{bL} , respectivamente. **Resultados:** 13 aquisições padronizadas, com média de Pes $44,3 \pm 7,1$ cmH₂O, foram analisadas. FECG promoveu redução de Vb na PT ($-806,3 \pm 146,5$ mL, $p < 0,001$), CT ($-180,6 \pm 158,1$, $p = 0,001$), AB ($-625,6 \pm 187,4$, $p < 0,001$) e ΔZ_{bL} ($-14,6 \pm 11$ AU, $p < 0,001$). Foram observadas correlações lineares entre ΔV_{bCT} e ΔZ_{bL} ($R = -0,68$; $R^2 = 0,47$; $p = 0,009$), ΔZ_{sys} e FC ($R = -0,85$, $R^2 = 0,72$; $p < 0,001$) e quadrática entre CI e ΔZ_{sys} ($R = -0,96$, $R^2 = 0,93$, $p < 0,0001$). **Conclusão:** O método proposto permitiu estimar ΔV_{bPT} e ΔZ_{bL} com uso simultâneo de TIE e POE. Houve redução da ΔV_{bCT} , ΔV_{bAB} e ΔZ_{bL} durante FECG, com interação linear entre ΔV_{bCT} e ΔZ_{bL} e influência da CI sobre a ΔZ_{sys} em saudáveis.

Palavras chave: Tomografia de impedância elétrica, Pletismografia optoeletrônica, Hemodinâmica, Fenômenos fisiológicos respiratórios.

Abstract

Purpose: To propose a model of evaluation of the blood volume variation (V_b) of the chest wall ($\Delta V_{b_{CW}}$) and pulmonary blood impedance (ΔZ_{b_L}); to verify the relationship of pulmonary impedance variation during systole (ΔZ_{sys}) with heart rate (HR) and inspiratory capacity (IC) **Methods:** Seven healthy men (22-32 years) were monitored with electrical impedance tomography (EIT), optoelectronic plethysmography (OEP) and esophageal catheter. Between 2 and 4 respiratory pause maneuvers preceded by IC (IC_{RP}) and forced expiration with the closed glottis (FECG) were performed for 15 seconds. The volume in the CW composed of the rib cage (RG) and abdomen (AB) and the global lung impedance were measured at the IC_{RP} and FECG moments, to estimate the $\Delta V_{b_{CW}}$ and ΔZ_{b_L} , respectively.

Results: Thirteen standardized acquisitions were analyzed, with a mean of $Pes\ 44.3 \pm 7.1\ cmH_2O$. FECG promoted reduction of V_b in WC ($-806.3 \pm 146.5\ mL$, $p < 0.001$), RC (-180.6 ± 158.1 , $p = 0.001$), AB (-625.6 ± 187.4 , $p < 0.001$) and ΔZ_{b_L} ($-14.6 \pm 11\ AU$, $p < 0.001$). Linear correlations were observed between $\Delta V_{b_{RC}}$ and ΔZ_{b_L} ($R = -0.68$, $R^2 = 0.47$, $p = 0.009$), ΔZ_{sys} and HR ($R = -0.85$, $R^2 = 0.72$, $p < 0.001$) and quadratic between IC and ΔZ_{sys} ($R = -0.96$, $R^2 = 0.93$, $p < 0.0001$). **Conclusion:** The proposed model allowed to estimate $\Delta V_{b_{WC}}$ and ΔZ_{b_L} with simultaneous use of EIT and OEP. There was reduction of $\Delta V_{b_{RC}}$, $\Delta V_{b_{AB}}$ and ΔZ_{b_L} during FECG, with linear correlation between $\Delta V_{b_{RC}}$ and ΔZ_{b_L} and influence of IC on ΔZ_{sys} in healthy.

Keywords: Electrical impedance tomography, Optoelectronic plethysmography Hemodynamics, Respiratory physiological phenomena

Introdução

A Manobra de Valsava, classicamente conhecida por um esforço expiratório contra narinas e boca fechada, é utilizada para investigar respostas circulatórias, integridade do sistema nervoso autônomo, (HALDAR *et al.*, 2016; PSTRAS *et al.*, 2016) e função urológica (PEREIRA-CORREIA *et al.*, 2018). Ao decorrer de anos, sua terminologia tem sido interpretada de forma errônea, o que levou à variabilidade da técnica. Teoricamente, estudos atuais têm abordado sua execução com a glote aberta, como observado nas técnicas de sopro e com a glote fechada, como ocorre na defecação ou no parto (MUDRY, 2015; PEREIRA-CORREIA *et al.*, 2018).

Na prática clínica e em pesquisas, comumente, o nível do esforço expiratório é mensurado por meio de um manômetro de pressão e com a glote aberta, permitindo um pequeno vazamento de ar, o que pode influenciar a resposta cardiovascular à manobra (LOOGA, 2005). Para aplicações clínicas, as repercussões hemodinâmicas à manobra são usadas na avaliação da função autonômica cardiovascular envolvendo a análise da variabilidade da frequência cardíaca (HR) e pressão arterial (FREEMAN, 2006); função circulatória envolvendo análise de alterações no volume sanguíneo torácico por pletismografia de impedância (STEWART *et al.*, 2004b) e na cardiologia para investigação de insuficiência cardíaca e sopros cardíacos (YALE, 2005).

O fechamento da glote favorece que a manobra seja sustentada por mais tempo (PEREIRA-CORREIA *et al.*, 2018), mas independentemente do seu fechamento ou não, ambas as manobras de expiração forçada impõem aumento de pressão intratorácica (PIT) e abdominal (TALASZ; KOFLER; LECHLEITNER, 2011; TALASZ *et al.*, 2011) o que repercute em variações no volume de sangue torácico (SMITH *et al.*, 2012) e na circulação pulmonar (Pstras *et al.* 2016). Mudanças no volume de sangue na parede torácica ($\Delta V_{b_{PT}}$) e pulmonar podem ser avaliadas pela pletismografia optoeletrônica (POE) (IANDELLI *et al.*, 2002a) e tomografia de impedância elétrica (TIE) (RAMOS *et al.*, 2017), respectivamente.

A POE permite estimar, durante a respiração, mudança de volume de ar da parede torácica (ΔV_{PT}) dividida em caixa torácica (CT) e abdome (AB), a qual é influenciada por variação no volume de sangue (ΔV_b) em condições de imposição de pressão sobre estes compartimentos, como durante a tosse (SMITH *et al.*, 2012) e limitação do fluxo expiratório (IANDELLI *et al.*, 2002b).

A tomografia de impedância elétrica (TIE) permite detectar, em condição de pausa respiratória e durante os ciclos cardíacos, variações de sangue pulmonar pela variação de impedância elétrica durante a sístole (ΔZ_{sys}) (BORGES *et al.*, 2012; RAMOS *et al.*, 2017).

Considerando que o esforço expiratório com a glote fechada potencialmente sustentaria e elevaria mais a pressão intratorácica (PIT), esta se torna uma manobra de interesse para estudos fisiológicos e aplicabilidade diagnóstica. Assim há necessidade de desenvolver uma metodologia para análise de seus efeitos, especificamente na especificidade de repercussões perfusionais na caixa torácica e pulmões.

Este estudo propõe desenvolver um método de avaliação da $\Delta V_{b_{PT}}$, ΔV_b na CT e AB ($\Delta V_{b_{CT}}$ e $\Delta V_{b_{AB}}$, respectivamente) e de impedância sanguínea no pulmão (ΔZ_{b_L}) baseado nas repercussões cardiorrespiratórias esperadas ao se executar uma manobra padronizada de capacidade inspiratória (CI) seguida de pausa inspiratória e expiração forçada com a glote

fechada (FECG). Até o momento, dentro de nosso conhecimento, este é o primeiro trabalho com esta finalidade envolvendo o uso da POE e TIE.

Assim, este trabalho buscou responder as seguintes questões: Qual o comportamento das curvas de ΔVb_{PT} e de ΔZb_L durante FECG? Há relações entre ΔVb_{CT} e ΔZb_L , e entre ΔZ_{sys} com a frequência cardíaca e a CI?

Métodos

Desenho do estudo e sujeitos

Estudo metodológico, no qual 17 homens saudáveis participaram do protocolo de avaliação, destes seis foram excluídos durante a avaliação por desistência e problemas técnicos. Dos 11 voluntários que completaram as avaliações, quatro foram excluídos por não atingirem as recomendações da manobra padronizada estabelecida em nosso estudo, obtendo sete sujeitos com análise válida para o estudo.

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) em parceria com o Laboratório de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional (LINDEF) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), no período de abril de 2017 a fevereiro de 2018 e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa institucional sob número 2.520.337.

Foram elegíveis voluntários com função cardíaca e pulmonar preservadas segundo as recomendações da *American Society of Echocardiography* (PORTER *et al.*, 2018) e ATS (CULVER *et al.*, 2017), pelo ecocardiograma e espirometria, respectivamente. Os indivíduos com fatores limitantes aos procedimentos de avaliação, tais como, sensação de mal-estar, dificuldades na inserção do cateter esofágico e que retiraram o consentimento durante a execução das avaliações foram excluídos.

Protocolo de avaliação

Preliminarmente a execução do protocolo, a resposta cardíaca a um esforço expiratório com a glote fechada, avaliada pelo ecocardiograma, foi verificada pela diferença do débito cardíaco (DC), volume sistólico (VS) e frequência cardíaca (FC) entre respiração tranquila e expiração forçada com a glote fechada precedida por uma curta inspiração. A variação do VS

em resposta ao esforço serviu para compreender a direção da resposta da ΔZ_{sys} a manobra padronizada, visto que a ΔZ_{sys} está relacionada com o VS (RAMOS et al., 2017).

O protocolo envolveu a execução de manobras padronizadas monitoradas por um sistema de medição composto pela POE, TIE, cateter de pressão esofágica (Pes) e pneumotacógrafo (PNT) acoplado a uma máscara facial (Fig.1).

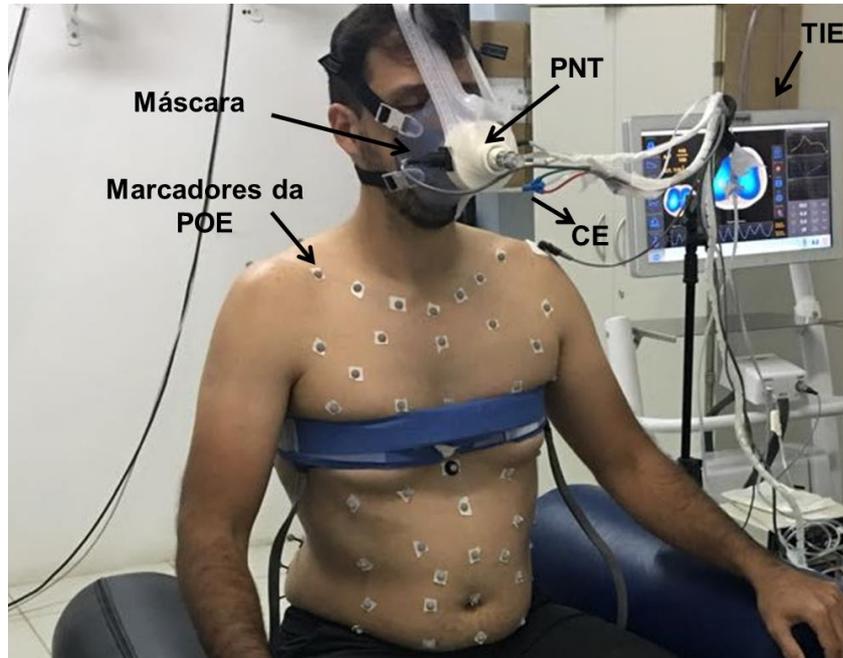


Fig. 1 Ilustração do voluntário sendo avaliado com o sistema de medição. O sistema é composto pela pletismografia optoeletrônica (POE), tomografia de impedância elétrica (TIE) e pneumotacógrafo (PNT). Para avaliação, os marcadores da POE foram posicionados sobre a parede torácica e as cintas de eletrodos da TIE sobre a linha mamilar entre os marcadores. Após inserção do cateter esofágico (CE) foi ajustada a máscara facial acoplada ao pneumotacógrafo e este ao sensor de fluxo da TIE.

A POE (*BTS Bioengineering, Milan, Italy*) foi usada para medir a variação de volume na parede torácica (ΔV_{PT}) e de seus compartimentos: caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa) e abdome (AB), calculada a partir de um algoritmo computacional baseado no teorema de Gauss. A caixa torácica (CT) é a soma de CTp e CTa. A POE é baseada em um analisador do movimento de marcadores retrorreflexivos usando câmeras com leds. Foram distribuídos 89 marcadores entre as clavículas e a espinha ílica ântero - superior (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003c; RATTES *et al.*, 2018) rastreados por oito câmeras, dispostas na frente do voluntário e atrás, operando a uma frequência de 60 Hz previamente calibradas.

A TIE *Enlight* (Timpel, São Paulo, Brasil) é uma ferramenta livre de radiação que estima a impedância regional intratorácica e gera imagens dinâmicas (50 imagens por segundos - 50 Hz) de ventilação (VICTORINO *et al.*, 2004b) e de perfusão pulmonar, onde cada pixel na imagem corresponde a uma impedância ou resistividade elétrica estimada.

(FRERICHS *et al.*, 2017). Duas faixas, com 16 eletrodos cada, foram aderidas transversalmente ao tórax, abaixo do nível da axila (próximo da região mamilar) e conectadas a uma plataforma eletrônica para injeção de correntes elétricas inócuas (5-12 mA; 125 KHz) (RAMOS *et al.*, 2017).

Durante o teste do protocolo, observamos que os pletismogramas de volume e impedância sincronizados com a curva de pressão esofágica durante a manobra padronizada apresentaram um comportamento padrão (redução da impedância pulmonar e do volume na parede torácica no início da FECCG), desta forma, avaliamos seis voluntários sem o cateter esofágico, tendo como base a resposta adquirida e esperada à manobra padronizada.

Manobra padronizada

Foi realizada uma inspiração profunda acompanhada de pausa inspiratória de 5 segundos (CI_{PI}), seguida de uma expiração forçada com a glote fechada (FECCG) por 15 segundos em posição sentada, sendo válida com sustentação de um platô na curva de fluxo/tempo, correspondendo a fluxo zero durante a pausa inspiratória. Esta sequência foi repetida 2 a 4 vezes, com um intervalo de 2 minutos entre elas. Para gerar aquisições válidas de análise, durante a avaliação com o sistema de medição, foi recomendado não deglutir e movimentar os ombros e o tronco.

As aquisições com perda do platô na curva fluxo/tempo durante a pausa inspiratória e FECCG, significando vazamento de ar nestas fases; com ausência de trecho estável na curva de pressão esofágica (Pes) e diferença entre Pes gerada no esforço e na pausa inspiratória menor que 30 cmH₂O, quando monitoradas pelo cateter esofágico, foram excluídas para análise. Foi considerada aceitável uma Pes mínima de 30 cmH₂O (FRITSCH-YELLE; CONVERTINO; SCHLEGEL, 1999).

A pressão esofágica foi obtida com cateter esofágico (NutriVent; Sidam, Itália, IT). O balão foi inflado com volume que ultrapassasse a faixa de volume não estressado (média 2 mL), de acordo com Brochard *et al* (2016). O posicionamento correto do cateter foi assegurado com um teste de oclusão (BAYDUR *et al.*, 1982), garantindo uma relação entre a variação nas pressões do esôfago e da via aérea entre 0,8 e 1,2.

Considerações sobre o modelo

O método de avaliação de nosso estudo utilizando a manobra padronizada e proposições matemáticas representa um modelo simplificado, no qual foi atribuído que a variação de volume na parede torácica (CT e AB) e de impedância no pulmão decorrente da manobra padronizada deve-se à variação de volume de sangue, considerando que:

- (i) Durante a pausa inspiratória após CI, a pressão alveolar se aproxima à pressão atmosférica. Sem esvaziamento do pulmão ocorre manutenção de pressão transpulmonar (pressão que mantém a insuflação alveolar), com aumento da pressão intratorácica e abdominal (SLUTSKY; RANIERI, 2013);
- (ii) A Pes em situações de controle estima a pressão pleural e durante a pausa respiratória, mantem-se sem variações, refletindo uma constância da pressão pleural (SLUTSKY; RANIERI, 2013);
- (iii) A ação de forças da musculatura respiratória da caixa torácica em oposição a força de retração elástica do pulmão e atuando para compressão torácica e abdominal não foi determinada e portanto, não foi incluída na elaboração das proposições matemáticas;
- (iv) A pressão transtorácica (P_{pt}), pressão necessária para expandir ou retrair os pulmões e a parede torácica, é dada pela diferença entre pressão pleural e pressão atmosférica ($P_{pt} = P_{pl} - P_{atm}$) (LUTFI, 2017) então, diante de uma pressão atmosférica constante, a diferença da pressão esofágica entre FECG e CI_{PI} pode ser uma estimativa do nível de esforço e pressão exercida pelos músculos respiratórios. Pois, a pressão transtorácica nessa situação, pode-se tornar equivalente à pressão pleural, estimada pela pressão esofágica;
- (v) A redistribuição do gás no pulmão e a ação da musculatura respiratória contribuem para a queda inicial da pressão esofágica previamente ao platô na curva Pes x tempo;
- (vi) Foi desconsiderado o calculo do volume de compressão para aplicação deste método de avaliação, uma vez que, as análises foram obtidas em adultos jovens e saudáveis na ausência de variação no volume de gás pulmonar, pois os voluntários não exalaram o ar inspirado, conforme controle das curvas de fluxo e pressão. Assim, a influência do volume comprimido de ar, tem uma característica sistemática para cada individuo, não comprometendo a validação do método proposto para análise do deslocamento de volume sanguíneo da parede torácica, embora possa melhorar a exatidão da medida real a ser estimada.

Protocolo de analise

Em cada manobra padronizada foram analisadas as curvas de Pes, POE e TIE nos momentos: intervalo estável da CI_{PI} com média de 4 segundos e no trecho entre o 8° e 15 ° segundos da FECG.

Estimativa da variação de volume de sangue da parede torácica pela POE

Partindo do pressuposto de que a ΔV_{PT} pode ser decorrente de mudanças de volumes de ar e/ou de sangue durante imposição de aumento da PIT (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003b; IANDELLI *et al.*, 2002a), de modo que pode ser obtida pelo somatório do volume de ar na boca, volume comprimido e volume de sangue deslocado (IANDELLI *et al.*, 2002b):

$$\Delta V_{PT} = \Delta V_L + \Delta V_{comp} + \Delta V_b, \quad (\text{Eq.1})$$

nós propomos que após uma inspiração profunda até a capacidade inspiratória (com consequente aumento do volume pulmonar e pressão intratorácica), seguida de uma pausa respiratória, ao se expirar forçadamente contra uma glote fechada e, portanto sem vazamentos, é gerado um aumento adicional da pressão intratorácica num sistema fechado limitado pela parede torácica, a qual promoverá mudança de volume sanguíneo na parede torácica, sem alterações no volume de gás pulmonar, pela ausência de fluxo aéreo.

Assim, assumindo, para nosso método de avaliação, que não houve variação de volume gás durante a pausa inspiratória seguida de FECG, desconsideramos a ΔV_{comp} , podendo deduzir matematicamente, a partir da Eq.1, que, a subtração entre o volume da parede torácica obtido na expiração forçada com a glote fechada e na pausa inspiratória corresponderá à mudança de volume sanguíneo da parede torácica (Eq.2):

$$\Delta V_{b_{PT}} = V_{PT_{FECG}} - V_{PT_{PR}} \quad (\text{Eq. 2})$$

Onde,

$\Delta V_{b_{PT}}$ = variação de volume sanguíneo da parede torácica;

$V_{PT_{FECG}}$ = volume absoluto da parede torácica mensurado no intervalo de análise do momento FECG;

$V_{PT_{PI}}$ = volume absoluto da parede torácica mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI} .

Considerando a compartimentalização da parede torácica em CT e AB (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003b) pode-se aplicar a Equação 2 para estimar a variação de volume sanguíneo na CT e no AB (Eq. 3 para CT, Eq. 4 para AB)

$$\Delta V_{b_{CT}} = V_{CT_{FECC}} - V_{CT_{PR}} \quad (\text{Eq. 3})$$

Onde,

$\Delta V_{b_{CT}}$ = variação de volume sanguíneo na caixa torácica;

$V_{CT_{FECC}}$ = volume absoluto da caixa torácica mensurado no intervalo de análise do momento FECC;

$V_{CT_{PR}}$ = volume absoluto da caixa torácica mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI}.

$$\Delta V_{b_{AB}} = V_{AB_{FECC}} - V_{AB_{PR}} \quad (\text{Eq. 4})$$

Onde,

$\Delta V_{b_{AB}}$ = variação de volume sanguíneo do abdome;

$V_{AB_{FECC}}$ = volume no abdome mensurado no intervalo de análise do momento FECC;

$V_{AB_{PR}}$ = volume no abdome mensurado no intervalo de análise do momento CI_{PI}.

Estimativa da variação de impedância sanguínea pulmonar pela TIE

Partindo do pressuposto de que na ausência de variação de ar, o sinal bruto da impedância é determinado pelas mudanças de sangue dentro dos pulmões e que a redução de sangue representa aumento de impedância pulmonar (RAMOS et al., 2017), nós inferimos que durante CI_{PI}, a ausência de fluxo aéreo manterá um platô no pletismograma da impedância e a FECC levará a uma compressão torácica decorrente da pressão exercida pela musculatura expiratória, a qual promoverá variação de volume sanguíneo no pulmão.

Assim, pode-se deduzir matematicamente que, a subtração entre a impedância global do pulmão (soma de todos os pixels pulmonares e cardíacos) obtida na FECC e a impedância global na CI_{PI} corresponde à mudança de sangue nos pulmões (Eq. 5).

$$\Delta Z_{b_L} = Z_{FECC} - Z_{PR} \quad (\text{Eq. 5})$$

Onde,

ΔZ_{bL} = variação de impedância sanguínea pulmonar;

Z_{FECG} = impedância mensurada no intervalo de análise do momento FECG;

Z_{PR} = impedância mensurada no intervalo de análise do momento CI_{PI} ;

A ΔZ_{sys} decorrente da manobra padronizada também foi analisada por meio da TIE, com expectativa de que a redução do volume sistólico (VS) do ventrículo direito durante FECG promovesse redução da ΔZ_{sys} . Este método se baseia no princípio de que o SV ejetado pelo ventrículo direito provoca aumento no volume de sangue na vasculatura pulmonar durante a sístole e conseqüente diminuição na ΔZ_{sys} (BORGES et al., 2012; RAMOS et al., 2017).

A ΔZ_{sys} foi calculada na região de interesse (ROI) posterior do pulmão pela diferença da média das amplitudes pico-vale das oscilações de impedância, sincronizadas com a onda R do eletrocardiograma durante os ciclos cardíacos, entre os momentos FECG e CI_{PI} (Eq. 6).

$$\Delta Z_{sys} = \Delta Z_{sys_{FECG}} - \Delta Z_{sys_{PR}} \quad (\text{Eq.6})$$

Onde,

$\Delta Z_{sys_{FECG}}$ = variação de impedância durante a sístole mensurada no intervalo de análise do momento FECG;

$\Delta Z_{sys_{PR}}$ = variação de impedância durante a sístole mensurada no intervalo de análise do momento CI_{PI} .

Nesta análise, foi considerada apenas a ROI posterior para evitar a inclusão de pixels com comportamento parcial pulmonar e cardíaco, comumente encontrados na região ventral (SMIT *et al.*, 2004).

Análise estatística

Foi aplicado o teste de normalidade Shapiro Wilk e em seguida o teste *t de student* para a comparação dos valores médios entre as variáveis medidas na pausa inspiratória e FECG, apresentados em média e desvio padrão (DP).

A análise da correlação de Pearson foi realizada entre variação de volumes sanguíneos (ΔV_b) da PT, CT, CTp, CTa e AB com variação de impedância sanguínea pulmonar (ΔZ_{bL});

FC pela TIE (FC_{TIE}) e ΔZ_{sys} ; FC avaliada pelo ecocardiograma (FC_{ECO}) com VS e regressão linear entre CI e ΔZ_{sys} .

Os dados de pressão esofágica foram imputados para as aquisições sem o uso do cateter esofágico a partir da equação do modelo de regressão linear entre as variáveis de Pes e ΔV_{PT} obtidas nas sete aquisições que fizeram uso do cateter. A análise também determinou a magnitude da variação de volume da parede torácica como previsora da pressão esofágica (ver suplemento 1b).

As análises foram realizadas com o programa R (R Core Team – 2016. R Foundation for *Statistical Computing*, Vienna, Austria. URL: <https://www.R-project.org/>) e o programa “*Statistical Package for the Social Sciences*” (SPSS) para Windows® versão 20.0 Foi aceita uma significância estatística quando $p < 0,05$.

Resultados

Dezessete homens participaram do protocolo de avaliação, entretanto, dez foram excluídos do estudo pelos seguintes motivos: desistência (n=1), cateter esofágico (CE) não progrediu (n=2) e inconsistências e/ou dificuldades metodológicas de ordem aleatória, tais como, posicionamento inapropriado do CE e falha técnica do sistema de gravação dos arquivos, entre outros (n=7).

Portanto, participaram do estudo sete voluntários do sexo masculino, adultos jovens (27 ± 4 anos), com sobrepeso ($25,8 \pm 2,6 \text{ kg/m}^2$), normotensos (PAS: $114 \pm 5,5 \text{ mmHg}$; PAD: $78 \pm 4,5 \text{ mmHg}$), função respiratória e pressões respiratórias máximas preservadas (Tabela 1), dados adicionais são fornecidos no suplemento 1a. Das manobras realizadas por estes voluntários, 13 aquisições (sete com monitorização da Pes e seis sem) atenderam aos critérios estabelecidos de padronização da manobra e foram consideradas apropriadas para análise.

Tabela 1 Dados antropométricos, da função cardíaca, pressão arterial, força muscular respiratória e da função pulmonar para os sujeitos da pesquisa

Variáveis	Média \pm DP
Idade (anos)	$26,7 \pm 3,9$
Altura (cm)	$174,4 \pm 4,6$
Peso (kg)	$78,4 \pm 5,4$
Circunferência torácica (cm)	$97,6 \pm 3,5$
PAS (mmHg)	$114 \pm 5,5$
PAD (mmHg)	$78 \pm 4,5$
P _{Imax} (cmH ₂ O) / % _{pred}	$112,2 \pm 33 / 109,0$
P _E max (cmH ₂ O) / % _{pred}	$141,3 \pm 25,4 / 98,4$
FE	$62,3 \pm 3,6$
VEF ₁ (L)	$4,1 \pm 0,5$

VEF1(% _{pred})	91,1 ± 10,3
CVF(L)	5 ± 0,4
CVF(% _{pred})	95,6 ± 7,7

DP desvio padrão, PAS pressão arterial sistólica, PAD pressão arterial diastólica, FE fração de ejeção, PImax pressão inspiratória máxima, PEmax pressão expiratória máxima, FEV1 volume expiratório forçado no primeiro segundo, CVF capacidade vital forçada, %_{pred} porcentagem do predito

A resposta cardíaca a FECG mensurada pelo ecocardiograma mostrou redução de débito cardíaco (DC) com média de 1,17 L/min ($\pm 0,58$), diante de queda percentual do volume sistólico ($36 \pm 11\%$) e aumento percentual da frequência cardíaca ($16 \pm 11\%$) (Tabela 2). A superfície corporal dos indivíduos analisados teve uma característica constante, com mínimo de 1,86 e máximo de 2,0, de modo que não influenciou na variação das diferenças simples e diferenças percentuais de DC, VS e FC entre a respiração tranquila e FECG.

Tabela 2 Resposta do débito cardíaco, frequência cardíaca e volume sistólico durante expiração forçada com a glote fechada a partir de uma inspiração curta comparada com a respiração tranquila pelo ecocardiograma

Sujeitos	DC (L/min)				FC _{ECO} (bpm)				VS (mL)			
	RT	FECG	Δ	% Δ	RT	FECG	Δ	% Δ	RT	FECG	Δ	% Δ
1	4,9	2,6	-2,3	-47	71	90	19	27	69	29	-40	-58
2	3,7	3,2	-0,5	-14	58	75	17	29	64	43	-21	-33
3	4,8	3,3	-1,5	-31	60	65	5	8	51	32	-19	-37
4	5	4	-1	-20	64	80	16	25	78	50	-28	-36
5	4,3	3,3	-1	-23	64	66	2	3	68	51	-17	-25
6	4,5	3,6	-0,9	-20	69	78	9	13	65	46	-19	-29
7	3,8	2,8	-1	-26	77	82	5	6	49	34	-15	-31
Média \pm DP	4,43 $\pm 0,52$	3,26 $\pm 0,47$	-1,17 $\pm 0,58$	-26 ± 11	66,14 $\pm 6,62$	76,57 $\pm 8,87$	10,43 $\pm 6,83$	16 ± 11	63,43 $\pm 10,24$	40,71 $\pm 8,98$	-22,71 \pm 8,65	-36 ± 11

DC débito cardíaco, FC_{ECO} frequência cardíaca obtida pelo ecocardiograma, VS volume sistólico, RT respiração tranquila, FECG expiração forçada com glote fechada, Δ diferença entre FECG e RT para DC, FC e VS, DP desvio padrão

Os pletismogramas de $V_{b_{PT}}$ e Z_{b_L} durante CI_{PI} seguida da FECCG apresentaram um padrão característico de: redução do volume nos compartimentos da CTa e AB (fig.2d,e) para todas as aquisições e aumento predominante no compartimento da CTp (fig. 2c); redução de Z_{b_L} global (fig.2f), combinadas com fluxo zero (fig. 2a) e aumento da Pes (fig.2b). Este padrão foi utilizado como base para análise das aquisições sem CE.

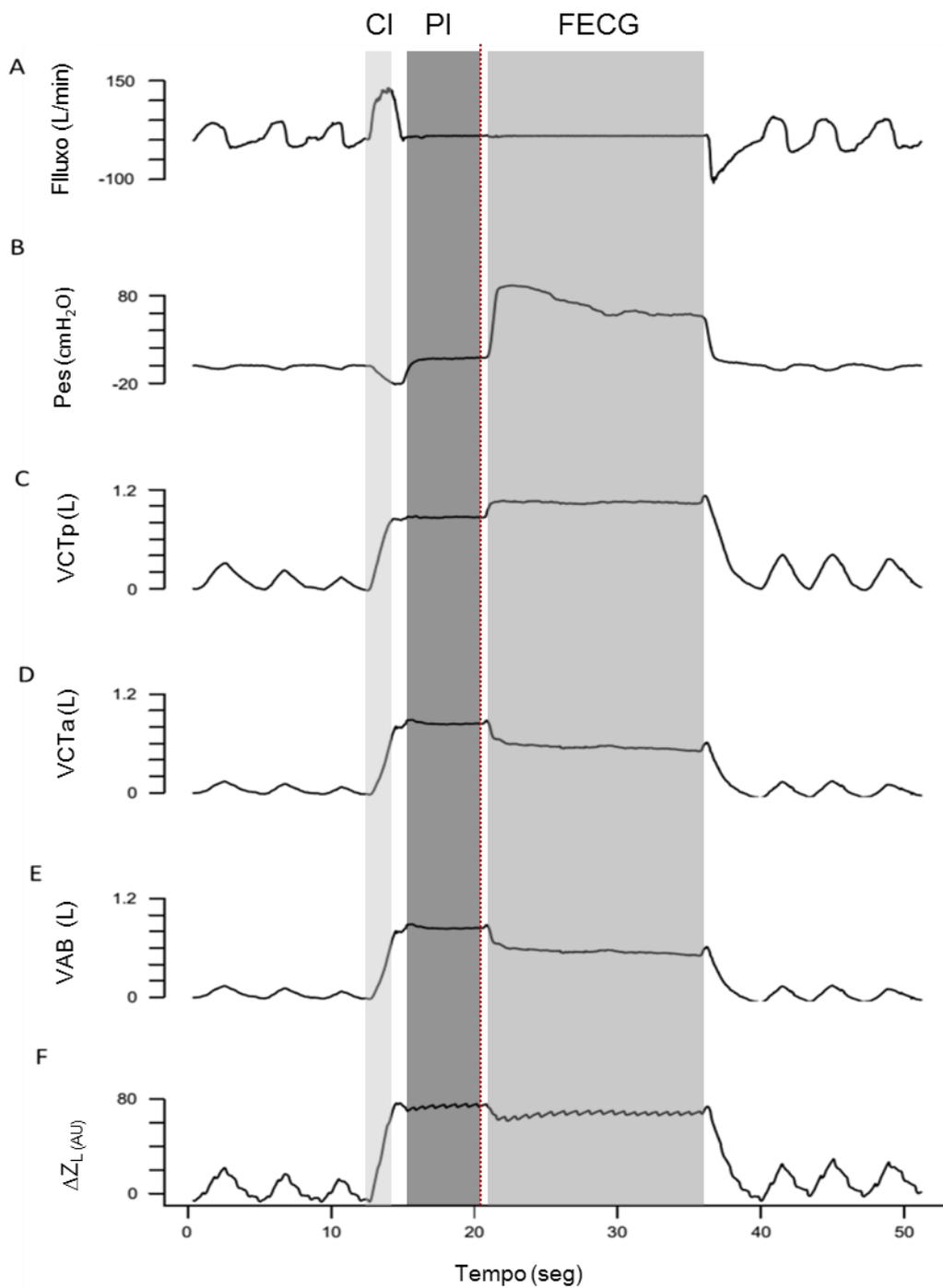


Fig. 2 Registro do padrão da sincronização das curvas de (a) fluxo, (b) pressão esofágica (Pes), (c) volume da caixa torácica pulmonar (V_{CTp}), (d) volume da caixa torácica abdominal (V_{CTa}), (e) volume abdominal (V_{AB}) e (f) variação de impedância pulmonar (ΔZ_L) global em razão do tempo obtidas de um voluntário. A curva de fluxo foi obtida pelo pneumotacógrafo; Pes pelo cateter esofágico; volumes pela pletismografia optoeletrônica e a curva de ΔZ_L global pela tomografia de impedância elétrica durante respiração tranquila seguida de uma inspiração profunda até a capacidade inspiratória (CI) mais pausa inspiratória (PI) e expiração forçada com a glote fechada (FECG). A linha vermelha pontilhada mostra aumento da Pes indicando início do esforço expiratório; aumento do V_{CTp} sugerindo entrada de sangue neste compartimento; redução do volume abdominal indicando saída de sangue e redução de impedância global indicando entrada de sangue para a região torácica.

Volume da parede torácica

FECG reduziu $V_{b_{CT}}$ ($180,6 \pm 158,1$ mL, $p = 0,001$) e $V_{b_{AB}}$ ($-625,6 \pm 187,4$ mL, $p < 0,001$) em todas as aquisições, sendo determinante para redução de $V_{b_{PT}}$ ($-806,3 \pm 146,5$ mL, $p < 0,001$) (Tabela 3).

Impedância sanguínea pulmonar

Durante FECG ocorreu redução da Z_{b_L} ($-14,6 \pm 11,0$ AU, $p < 0,001$) e da ΔZ_{sys} ($-83,4 \pm 97,2 \times 10^{-2}$ AU, $p = 0,007$) (Tabela 3).

Tabela 3 Variações, expressadas em média e desvio padrão, de pressão esofágica, impedância por tomografia de impedância elétrica e volume por pletismografia optoeletrônica durante FECG para 13 aquisições

Sujeitos	Aquisição	Δ Pes (cmH ₂ O)	Δ Z _{bL} (AU)	Δ Z _{Sys} (AU)	Δ Vb _{CTp} (mL)	Δ Vb _{CTa} (mL)	Δ Vb _{CT} (mL)	Δ Vb _{AB} (mL)	Δ Vb _{PT} (mL)
Medição da Pes real									
1	1	55,4	-21,1	-66,4 x 10 ⁻²	226,9	-249,4	-22,5	-1002,4	-1024,9
1	2	37,8	-19,8	-40,4 x 10 ⁻²	180,9	-207,8	-27,0	-642,8	-669,8
1	3	48,9	-22,1	-3,4 x 10 ⁻²	175,7	-311,5	-135,8	-711,9	-847,7
1	4	41,2	-19	-25 x 10 ⁻²	208,5	-362,5	-154,0	-636,1	-790,1
2	5	37,4	-25,1	-190 x 10 ⁻²	133,8	-4,9	128,9	-804,1	-675,1
2	6	43,2	-21,8	-265 x 10 ⁻²	-4,2	-102,4	-106,6	-729,9	-836,5
3	7	33,0	-13,8	-79,7 x 10 ⁻²	54,6	-226,9	-172,3	-368,4	-540,7
Medição da Pes imputada por modelo de regressão									
4	8	41,8	4,6	-136 x 10 ⁻²	-161,0	-210,5	-371,5	-384,2	-755,7
4	9	42	3,4	-121,3x10 ⁻²	-152,5	-208,3	-360,8	-397,5	-758,3
5	10	49,1	-6,5	-47 x 10 ⁻²	2,9	-315,8	-313,0	-591,8	-904,7
5	11	57,9	-3,4	-27,9 x 10 ⁻²	-33,5	-355,7	-389,2	-698,0	-1087,2
6	12	41	-31,2	108,9 x 10 ⁻²	108,9	-408,8	-299,9	-437,2	-737,1
7	13	46,6	-14,7	-191,1x10 ⁻²	-15,2	-109,6	-124,8	-728,6	-853,4
	Média ±	44,3 ±	-14,6 ±	-83,4 ±	55,8 ±	-236,5 ±	-180,7 ±	-625,6 ±	-806,3 ±
	DP	7,1	11,0	97,2 x 10 ⁻²	129,5	116,2	158,1	187,4	146,5

Δ Pes variação de pressão esofágica em cmH₂O, Δ Z_{bL} variação de impedância sanguínea pulmonar, AU unidade arbitrária (AU), Δ Z_{Sys} variação de impedância durante a sístole, Δ Vb_{CTp} variação de volume sanguíneo na caixa torácica pulmonar, Δ Vb_{CTa} variação de volume sanguíneo na caixa torácica abdominal, Δ Vb_{AB} variação de volume sanguíneo no abdome, Δ Vb_{PT} variação de volume sanguíneo na parede torácica. Equação do modelo de regressão para imputação da pressão esofágica: Pes = -0,048 x Δ Vb_{PT} + 5,264

Correlações entre as variáveis da TIE e POE

A ΔVb_{CT} foi correlacionada com a ΔZb_L ($R = -0,68$, $p = 0,009$; $R^2 = 0,47$, $p = 0,009$) (Fig. 3a), sendo o componente da CT_p que favoreceu esta correlação ($R = -0,80$; $R^2 = 0,66$, $p < 0,001$) (Fig. 3b), quando comparado ao compartimento da CT_a ($R = -0,029$; $R^2 = 0,00086$; $p = 0,92$) (Fig. 3c). Não foi observado correlação da ΔVb_{AB} com ΔZb_L ($R = -0,158$, $p = 0,60$; $R^2 = 0,025$, $p = 0,60$) (Fig. 3d).

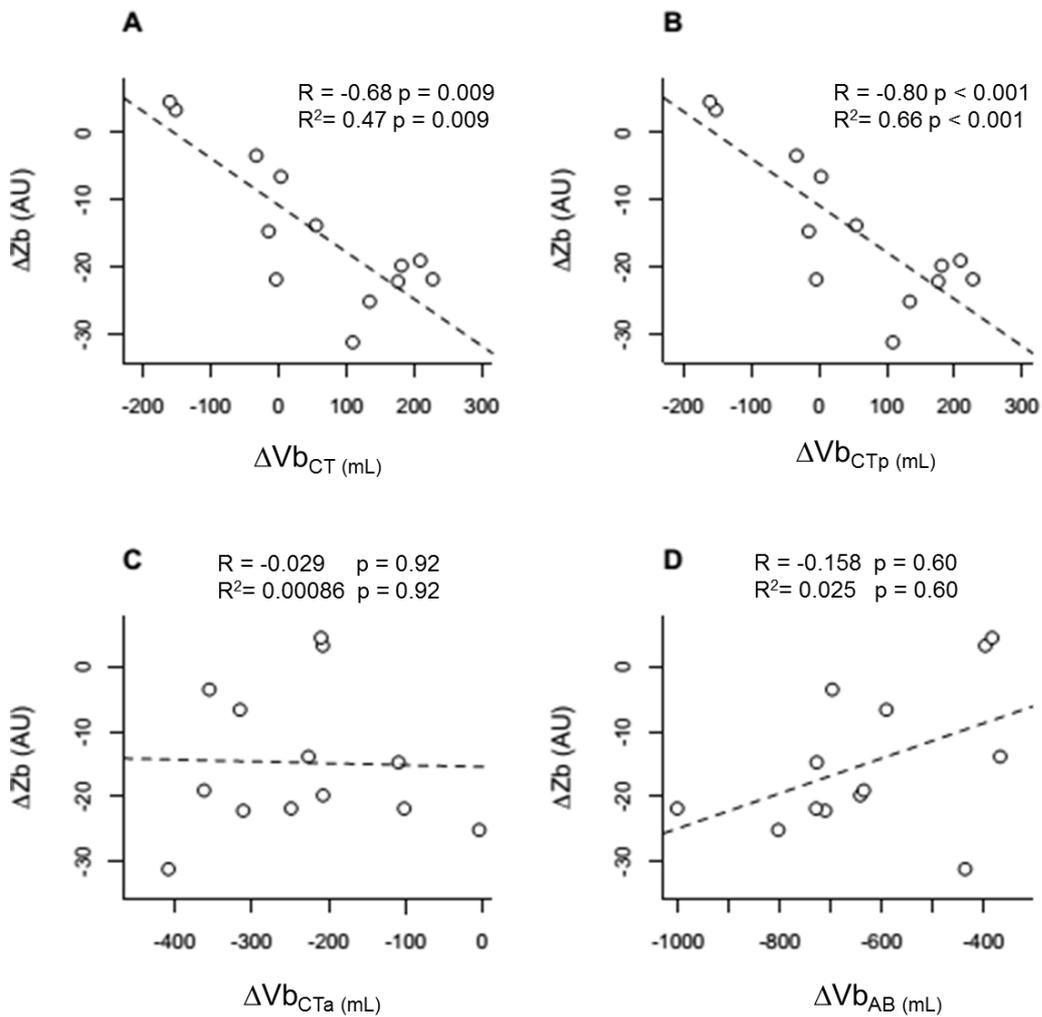


Fig. 3 Relação entre variação de impedância sanguínea pulmonar (ΔZb_L) mensurada pela tomografia de impedância elétrica e variação de volume sanguíneo (ΔVb) na caixa torácica (ΔVb_{CT}), caixa torácica pulmonar (ΔVb_{CTp}), caixa torácica abdominal (ΔVb_{CTa}) e abdome (ΔVb_{AB}) mensuradas pela pletismografia optoeletrônica durante expiração forçada com a glote fechada. $\Delta Vb_{CT} = \Delta Vb_{CTp} + \Delta Vb_{CTa}$

Encontramos correlação entre ΔFC medida pelo ecocardiograma (ΔFC_{ECO}) e o volume sistólico (VS) ($R = -0,80$; $p = 0,01$, $R^2 = 0,64$, $p = 0,03$) (Fig. 4a). Do mesmo modo, ΔZ_{sys} se

correlacionou com a ΔFC mensurada pela TIE (FC_{TIE}) ($R = -0,88$, $R^2 = 0,77$, $p < 0,001$) (Fig. 4b).

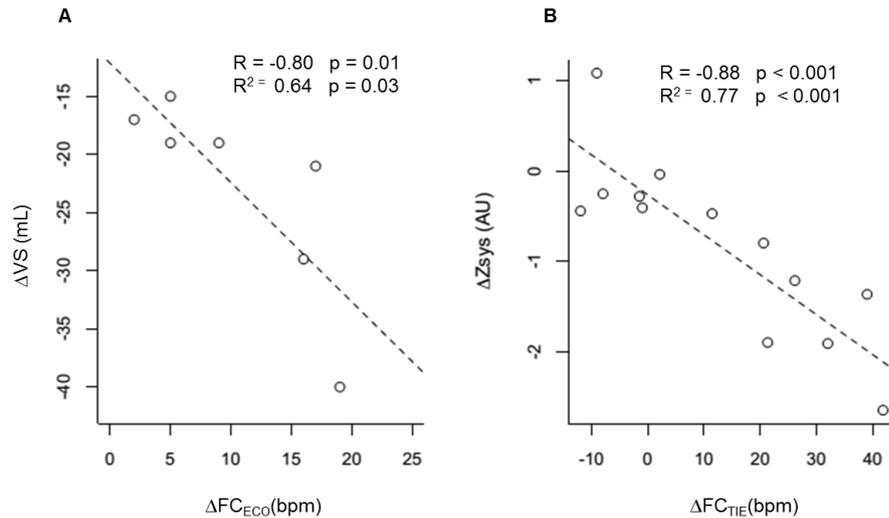
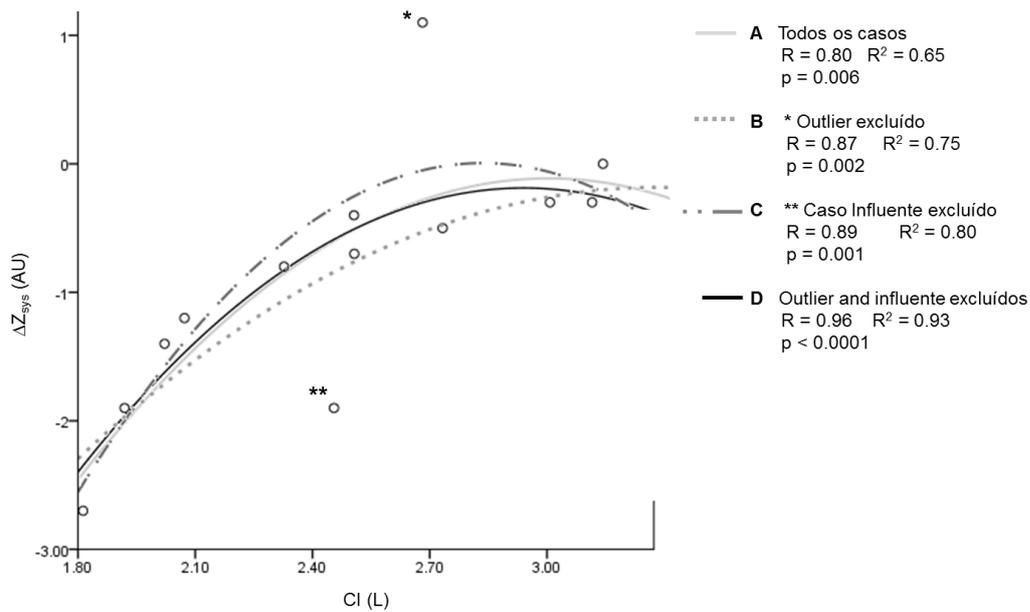


Fig. 4 Relação entre (a) variação de volume sistólico e frequência cardíaca obtida pelo ecocardiograma (ΔFC_{ECO}) e entre variação de impedância durante a sistole (ΔZ_{sys}) com variação de frequência cardíaca obtida pela tomografia de impedância elétrica (ΔFC_{TIE}) durante expiração forçada com a glote fechada

A figura 5 mostra o comportamento da ΔZ_{sys} em função do volume pulmonar gerado na CI com e sem a presença de valores atípicos para os modelos A, B, C e D e que maiores volumes pulmonares aprisionados durante a CI tendem a reduzir a ΔZ_{sys} . O modelo A mostra que o volume gerado na CI está associado com a ΔZ_{sys} para todos os casos ($R = 0,80$; $p = 0,003$; $R^2 = 0,65$) (Fig.5).

Identificamos que volume aprisionado na CI entre 2,9 e 3,2 litros nos modelos B, C e D é o ponto crítico para ausência de resposta ou constância da ΔZ_{sys} , ou seja, onde a ΔZ_{sys} se torna próximo a zero.



Modelo de regressão $Y = ax^2 + bx + c$	Preditor bx (p)	Preditor ax^2 (p)	Constante (p)	Vx	vy
A Todos os casos	10,6 (0,096)	-1,732 (0,155)	-15,32 (0,047*)	3,1	0,9
B Outlier excluído	6,64 (0,139)	-1,027 (0,243)	-10,923 (0,055)	3,2	-0,2
C Caso influente excluído	14,33 (0,010*)	-2,559 (0,018*)	-20,059 (0,004*)	2,8	0
D Outlier e Influyente excluídos	10,56 (0,002*)	-1,821 (0,004*)	-15,522 (<0,0001*)	2,9	-0,2

Fig. 5 Relação entre variação de impedância durante a sistole (ΔZ_{sys}) e volume gerado na capacidade inspiratória (CI) durante expiração forçada com a glote fechada. Nota 1: curva de modelo de regressão representando todos os casos (a), exclusão de um outliers (b), exclusão de um caso influente (c), exclusão de um caso influente e um outliers (d). p valor significativo < 0,05 $Y = Z_{syst}$ e $X = CI$.

Discussão

O método de avaliação baseado na execução da manobra padronizada de CI sustentada durante uma pausa inspiratória e seguida de FECG foi testado e mostrou-se útil para análise de $\Delta V_{b_{PT}}$ e ΔZ_{b_L} em indivíduos saudáveis. Até o momento, ao nosso conhecimento, este é o primeiro estudo com este propósito, envolvendo aquisições simultâneas de TIE e POE, cujos pletismogramas sugerem deslocamento de volume sanguíneo na ausência de fluxo de ar durante a manobra padronizada.

A partir dos dados experimentais, o modelo matemático simplificado mostrou: (a) redução de $V_{b_{PT}}$, $V_{b_{CT}}$ e $V_{b_{AB}}$, sugerindo deslocamento de sangue da PT; (b) redução de Z_{b_L} ,

sugerindo entrada de sangue no pulmão; (c) correlação linear entre V_{CT} e Z_{bL} , sugerindo deslocamento de sangue da CT para o pulmão; (d) relação forte entre ΔZ_{sys} e FC_{TIE} e correlação linear entre VS e FC_{ECO} , (e) volume gerado durante CI repercute em ausência ou mínima resposta da ΔZ_{sys} .

As respostas cardíacas avaliadas pelo ecocardiograma foram úteis para compreensão dos mecanismos e dimensionamentos individuais de resposta ao esforço expiratório com a glote fechada: redução do DC e VS em função da pressão intratorácica elevada com resposta simpática da FC. Vinculada a esta avaliação de ordem sistêmica, outras respostas fisiológicas como deslocamento de volume de sangue torácico e do pulmão (STEWART *et al.*, 2004b) pôde fomentar o desenvolvimento de nosso modelo teórico para a detecção destes deslocamentos pela diminuição de V_{bPT} e aumento de Z_{bL} por meio da POE e TIE, respectivamente.

No método de avaliação proposto existem dois mecanismos fisiológicos, o primeiro é a diminuição da pressão intratorácica durante a inspiração identificada pela redução da pressão esofágica. Fisiologicamente, este mecanismo é descrito na literatura por reduzir a pressão sanguínea na artéria torácica e aumentar o volume sanguíneo nas veias torácicas, além de aumentar a pressão sanguínea nas artérias e vasos abdominais pela descida do diafragma, o que desvia o sangue para o tecido periférico (ALIVERTI *et al.*, 2009, 2010; SHEKERDEMIAN; BOHN, 1999b).

O segundo mecanismo é o aumento de pressão esofágica (intratorácica) durante a FEGF. Já foi visto aumento da pressão intratorácica com deslocamento de sangue da vasculatura esplênica e do tronco para as extremidades quando há contração dos músculos expiratórios abdominais contra a glote fechada, (LOMAURO; ALIVERTI, 2018).

Em nosso estudo, o aumento de pressão na caixa torácica reduziu o V_{bPT} pela POE durante FEKG, o que está de acordo com os estudos anteriormente citados. Ressaltamos que neste modelo foi desconsiderada a variação de volume comprimido, aceitando que sua influência para a validação do método tem um caráter sistemático, pois ao se expirar forçadamente contra a glote fechada não há esvaziamento pulmonar e, portanto, alterações no volume de gás pulmonar. Em um melhoramento do modelo, com objetivo de estimar com maior exatidão o V_{bPT} , o volume de compressão poderia ser incluído na expressão matemática. Em situação diferente, o volume de compressão foi obtido a partir de uma manobra que promoveu variação de volume pulmonar por empilhamento de ar, semelhante à técnica de *air stacking*. Utilizando este método foi identificado que o volume de compressão de gás alveolar equivale a 2,1% da capacidade pulmonar total (SARMENTO *et al.*, 2017).

Em relação à impedância sanguínea pulmonar (Z_{bL}), sua redução indica entrada de sangue no pulmão, explicada pelo princípio de baixa resistividade do sangue comparada a de outros tecidos (RAMOS et al., 2017). Já a ΔZ_{sys} é baseada no princípio de que o VS ejetado pelo ventrículo direito durante a sístole promove aumento do volume de sangue no pulmão e consequente redução da impedância (RAMOS et al., 2017). Sugerimos que a redução da ΔZ_{sys} (ou de pulsatilidade) está associada ao volume de gás gerado nos alvéolos após a CI. Não temos medidas diretas dos determinantes fisiológicos da pulsatilidade pulmonar (fluxo, complacência vascular local e resistência vascular distal) (KU, 1997), nem medida direta de resistência vascular pulmonar (RVP), mas embasados em estudos fisiológicos (SHEKERDEMIAN; BOHN, 1999b), supomos que a magnitude deste volume, aprisionado na CI, pode ter desencadeado redução da ΔZ_{sys} pela compressão dos capilares pulmonares promovendo aumento da RVP.

Smit *et al* (2003) corroboram com nosso estudo, os mesmos sugeriram redução na ΔZ_{sys} por vasoconstrição hipóxia com consequente diminuição do leito vascular pulmonar em indivíduos saudáveis e aumento na ΔZ_{sys} após hiperóxia com consequente vasodilatação em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica.

Foi observado que nosso método de avaliação pode ser útil para avaliar a resposta hemodinâmica ao aumento de pressão na parede torácica identificada pela variação de volume sanguíneo da PT pela POE e pulmonar pela TIE e que a magnitude das mesmas são muito variáveis entre os indivíduos por se tratar de respostas fisiológicas que dependem da reatividade cardiovascular individual. Entretanto, deve-se relatar que a transição entre a pausa inspiratória e o esforço expiratório, em nosso método, pode criar erro na formação da imagem pela TIE devido à informação *a priori* do posicionamento dos eletrodos.

Sugerimos que sejam comparadas as repercussões cardiopulmonares da manobra padronizada proposta vs. manobra de Valsalva sobre a parede torácica e regionalmente no pulmão. Além disso, para aprimoramento do método de avaliação, que seja quantificado o volume de compressão e realizado análises que envolvam também repercussões referentes à onda E (relacionada ao enchimento do coração) e onda A (relacionada à contração atrial), pelo ecocardiograma, sobre as mudanças no volume de sangue no que se refere à interação cardiopulmonar.

Conclusão

A execução de uma manobra respiratória padronizada foi capaz de identificar um comportamento padrão de curvas nos pletismogramas de volume da POE com redução do volume na parede torácica e do abdome acompanhada de queda de impedância pulmonar global através da TIE, resultando na determinação de volumes deslocados de sangue compatíveis com a estimativa da $\Delta V_{b_{PT}}$ e ΔZ_{b_L} . O método de avaliação proposto com sincronização da POE e TIE pode ser considerado válido diante de associações fortes e negativas entre $\Delta V_{b_{CT}}$ e $\Delta V_{b_{CTP}}$ com ΔZ_{b_L} , fortes e negativas entre ΔV_S e ΔZ_{sys} com frequência cardíaca e uma relação quadrática univariada forte entre CI e ΔZ_{sys} em homens saudáveis.

Referências

- ALIVERTI, A. et al. The abdominal circulatory pump. **PLoS ONE**, v. 4, n. 5, 2009.
- ALIVERTI, A. et al. Concomitant ventilatory and circulatory functions of the diaphragm and abdominal muscles. **J Appl Physiol (1985)**, v. 109, n. 5, p. 1432–1440, 2010.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. Opto-Electronic Plethysmography. v. c, p. 12–16, 2003a.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. **Opto-electronic plethysmography** *Monaldi Archives for Chest Disease - Pulmonary Series*, 2003b.
- BAYDUR, A. et al. A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. **The American review of respiratory disease**, v. 126, n. 5, p. 788–91, 1982.
- BORGES, J. B. et al. Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 1, p. 225–236, 2012.
- CULVER, B. H. et al. Recommendations for a standardized pulmonary function report. An official American Thoracic Society technical statement. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 196, n. 11, p. 1463–1472, 2017.
- FREEMAN, R. Assessment of cardiovascular autonomic function. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 4, p. 716–730, 2006.
- FRERICHS, I. et al. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: Consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. **Thorax**, v. 72, n. 1, p. 83–93, 2017.
- FRITSCH-YELLE, J. M.; CONVERTINO, V. A.; SCHLEGEL, T. T. Acute manipulations of plasma volume alter arterial pressure responses during Valsalva maneuvers. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 86, n. 6, p. 1852–7, 1999.
- HALDAR, R. et al. Valsalva maneuver: Its implications in clinical neurosurgery. **Neurology India**, v. 64, n. 6, p. 1276, 2016.
- IANDELLI, I. et al. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 5, p. 1943–1952, 2002a.
- IANDELLI, I. et al. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 92, n. 5, p. 1943–1952, 2002b.
- KU, D. N. BLOOD FLOW IN ARTERIES. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 29, n. 1,

p. 399–434, 1997.

LOMAURO, A.; ALIVERTI, A. Blood Shift During Cough : Negligible or Significant ? v. v, n. May, p. 1–7, 2018.

LOOGA, R. The Valsalva manoeuvre—cardiovascular effects and performance technique: a critical review. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 147, p. 39–49, 2005.

LUTFI, M. F. The physiological basis and clinical significance of lung volume measurements. **Multidisciplinary Respiratory Medicine**, v. 12, n. 1, p. 3, 2017.

MUDRY, A. Valsalva manoeuvre: A confusing dichotomous misnomer. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v. 79, n. 11, p. 1851–1855, 2015.

PEREIRA-CORREIA, J. A. et al. Comparison of vesical pressure values achieved by Valsalva maneuvers: A standardization proposal. **Neurourology and Urodynamics**, 2018.

PORTER, T. R. et al. Clinical Applications of Ultrasonic Enhancing Agents in Echocardiography: 2018 American Society of Echocardiography Guidelines Update. **Journal of the American Society of Echocardiography**, v. 31, n. 3, p. 289–296, 2018.

PSTRAS, L. et al. The Valsalva manoeuvre: Physiology and clinical examples. **Acta Physiologica**, v. 217, n. 2, p. 103–119, 2016.

RAMOS, F. J. DA S. et al. Estimation of Stroke Volume and Stroke Volume Changes by Electrical Impedance Tomography. **Anesthesia & Analgesia**, p. 1, 2017.

RATTES, C. et al. Respiratory muscles stretching acutely increases expansion in hemiparetic chest wall. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 254, p. 16–22, 2018.

SARMENTO, A. et al. Assessment of gas compression and lung volume during air stacking maneuver. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 1, p. 189–199, 2017.

SHEKERDEMIAN, L.; BOHN, D. Cardiovascular effects of mechanical ventilation. **Archives of Disease in Childhood**, v. 80, n. 5, p. 475–480, 1999.

SLUTSKY, A. S.; RANIERI, V. M. Ventilator-Induced Lung Injury. **New England Journal of Medicine**, v. 369, n. 22, p. 2126–2136, 2013.

SMIT, H. J. et al. Determinants of pulmonary perfusion measured by electrical impedance tomography. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 1-2, p. 45–49, 2004.

SMITH, J. A. et al. Chest wall dynamics during voluntary and induced cough in healthy volunteers. **Journal of Physiology**, v. 590, n. 3, p. 563–574, 2012.

STEWART, J. M. et al. Effects of thoracic blood volume on Valsalva maneuver. v. 10595, p. 798–804, 2004.

TALASZ, H. et al. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing—a dynamic MRI investigation in healthy females. **International Urogynecology Journal**, v. 22, n. 1, p. 61–68, 2011.

TALASZ, H.; KOFLER, M.; LECHLEITNER, M. **Misconception of the Valsalva maneuver** *International Urogynecology Journal*, 2011.

VICTORINO, J. A. et al. Imbalances in Regional Lung Ventilation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 169, n. 7, p. 791–800, 2004.

YALE, S. H. Antonio Maria Valsalva (1666 - 1723). **Clinical medicine & research**, v. 3, n. 1, p. 35–38, 2005.

MATERIAL SUPLEMENTAR DO ARTIGO 1: Variação de volume sanguíneo na parede torácica e nos pulmões durante manobra de expiração forçada por meio da tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica em homens saudáveis.

Autores: ¹Cláudia Thais Pinto; ²Armele Dornelas de Andrade; ³Caio Morais; ¹Wagner Leite; ²Renata Souza; ⁴Roberto De Oliveira Buriel; ¹Shirley Lima Campos

¹Laboratório de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

²Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

³Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Brasil, São Paulo

⁴Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco

Correspondência: Shirley Lima Campos, E-mail: shirleylcampos@uol.com.br.

Supl 1a -Tabela com dados de caracterização de cada sujeito da pesquisa

Tabela 1 Dados antropométricos, da pressão arterial, força muscular respiratória e função pulmonar dos sujeitos da pesquisa

Sujeitos	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	CT (cm)	PAS(mmHg)	PAD (mmHg)
1	31	171	80	98	120	70
2	29	168	77	96	110	70
3	23	176	81	102	110	80
4	32	171	81	100	110	80
5	25	175	87	101	120	70
6	25	179	72	94	120	80
7	22	181	72	92	120	80
Média ± DP	26,7 ± 3,9	174,4 ± 4,6	78,4 ± 5,4	97,6 ± 3,5	114 ± 5,5	78 ± 4,5
	PI_{max}/‰pred	PE_{max}/‰pred	VEF₁(L)	VEF₁(‰pred)	CVF(L)	CVF(‰pred)
1	110/ 99,5	153/109,1	3.99	90	4.6	87
2	180/127,4	174,7/88,2	4.15	100	4.75	97
3	111/164,0	154/104,9	4.36	94	5.33	102
4	86,3/96	128,3/92,0	3.65	87	4.38	88
5	150/78,1	128/88,2	3.24	87	4.75	98
6	94/86,1	97/66,8	4,18	91	5,44	99

7	124/11,8	154/104,4	4,78	104	5,49	107
Média ± DP	112,2 ±	141,3 ±	4,1 ±	91,1 ±	5 ±	95,6 ±
	33	25.4	0,5	10,3	0,4	7,7

PAS pressão arterial sistólica, PAD pressão arterial diastólica, DP desvio padrão, PImax pressão inspiratória máxima, PEmax pressão expiratória máxima, VEF1 volume expiratório forçado no primeiro segundo, CVF capacidade vital forçada, %_{pred} porcentagem do predito.

Supl 1b - Análise de regressão

Tabela 2 Resumo do modelo para previsão da pressão esofágica pelo volume da parede torácica

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão da estimativa
1	0,96	0,94	0,925	2,15

Previsores: (Constante), volume da parede torácica (V_{PT})

Variável dependente: variação de pressão esofágica

Tabela 3 Modelo de previsão da pressão esofágica a partir do volume da parede torácica para a previsão da pressão esofágica pelo volume da parede torácica

Modelo		Soma dos quadrados	gl	Quadrados médios	F	Sig.
1	Regressão	346,038	1	346,038	74,782	<0,001
	Resíduo	23,136	5	4,627		
	Total	369,174	6			

Tabela 4 Coeficientes para a previsão da pressão esofágica pelo volume da parede torácica

Modelo	Coeficientes não Padronizados		Coeficientes padronizados		t	Sig.	Intervalo de confiança de 95% para B	
	B	Erro padrão	Beta				Limite inferior	Limite superior
1	(Constante)	5,264	4,385		1,200	0,284	-6,009	16,536
	ΔV_{PT} (mL)	-0,048	0,006	-0,968	-8,648	<0,001	-0,063	-0,034

Variável dependente: pressão esofágica

APÊNDICE B - FICHA DE AVALIAÇÃO

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data da avaliação: ____/____/____

Nome: _____ DN: ____/____/____ Idade: _____

Celular: _____ Profissão: _____

Endereço: _____

Tabagismo: () Sim () Não Etilismo: () Sim () Não

Doença Cardíaca: () Sim () Não Qual?:

Realiza atividade física: () Sim () Não

Frequência: _____

1 Antropometria

2.

Peso(kg)	Altura(cm)	IMC(kg/m ²)	Cirtometria(cm)	Cinta/GAP(cm)

Avaliação Cardíaca:

PAS: PAD:

Laudo ECO:

3.

MANOVACUOMETRIA

	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a	5 ^a
PI _{max}					
PE _{max}					

Nutrient

ESPIROMETRIA

	Melhor manobra	
CI		%
VEF ₁		%
CVF		%
PFE		%
VEF 25-75%		
VEF ₁ /CVF		%

Introdução da sonda (cm): _____

Volume de ar no balão (mL): _____

	Pressão de oclusão		
	TIE	PNT	Diferença
1 ^a			
2 ^a			

Observação durante aquisições (deglutiu saliva? Moveu o ombro?):

5. Sinais e sintomas durante manobra de expiração forçada com glote fechada:

Rubor em face () Náusea () Dor na cabeça () Visão turva ()

Outras observações:

APÊNDICE C – ARTIGO 2: EXPANSIBILIDADE TORÁCICA E PADRÃO VENTILATÓRIO COM E SEM O USO DE CINTA DE ELETRODOS DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA EM HOMENS SAUDÁVEIS

EXPANSIBILIDADE TORÁCICA E PADRÃO VENTILATÓRIO COM E SEM O USO DE CINTA DE ELETRODOS DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA EM HOMENS SAUDÁVEIS

Resumo

Introdução: Tomografia de impedância elétrica (TIE) é uma técnica que permite geração de imagens torácica no plano transversal através de uma cinta com eletrodos sobre o tórax para avaliação da ventilação pulmonar em pacientes mecanicamente ventilados e em respiração espontânea (RE). Não há conhecimento se o uso da cinta modifica o volume da parede torácica (V_{pt}) e pulmonar (V_L) em RE durante respiração tranquila e em volumes pulmonares máximos. **Objetivo:** comparar o V_{pt} e V_L de homens saudáveis com e sem uso da cinta de eletrodos da TIE no tórax avaliados através da pletismografia optoeletrônica (POE) e pneumotacógrafo (PNT). **Métodos:** estudo transversal, com 19 homens saudáveis ($25,8 \pm 1,73$ anos; IMC $23,15 \pm 0,63$ kg/m²), função pulmonar e força muscular respiratória preservadas. O V_{pt} , sua distribuição tricompartmental (caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdome) e V_L em litros (L) foram mensurados em dois momentos: 1) sem e 2) com o uso da cinta sobre o tórax, durante volume corrente, capacidade vital (CV) e capacidade inspiratória (CI). O cálculo amostral determinou um total de 17 voluntários utilizando a variável V_{pt} durante CV registrada pela POE, realizado a partir dos dados dos dez primeiros voluntários. **Resultados:** O volume corrente durante a respiração tranquila não sofreu influência da cinta. A comparação entre os dois momentos demonstrou que a cinta torácica favoreceu redução de V_{pt} durante CV em $0,34 \pm 0,33$ L ($p < 0,001$) e CI em $0,23 \pm 0,28$ L ($p = 0,002$). V_L mensurado pelo PNT em 15 voluntários usando a cinta reduziu durante CV em $0,42 \pm 0,28$ L ($p < 0,001$) e CI em $0,18 \pm 0,28$ ($p = 0,026$). Não houve mudança significativa na distribuição de volume tricompartmental da parede torácica. **Conclusão:** Os resultados mostram que o uso da cinta de eletrodos torácica da TIE não modifica o volume da parede torácica e pulmonar em respiração tranquila, mas favorece redução de volumes pulmonares máximo, sem implicações fisiológicas.

Palavras chaves: pletismografia optoeletrônica, cinta torácica, tomografia de impedância elétrica, medidas de volume pulmonar.

Introdução

Em terapia intensiva têm-se utilizado a tomografia de impedância elétrica (TIE) para avaliação da distribuição da ventilação pulmonar, quantificação de hiperdistensão (VICTORINO *et al.*, 2004a) e do colapso pulmonar (LINDGREN *et al.*, 2007), entre outras aplicações clínicas. Para seu funcionamento, eletrodos são posicionados transversalmente à superfície da caixa torácica, entre 4º e 5º espaço intercostal através de cintas ou faixas (FRERICHS *et al.*, 2017).

O uso da TIE tem se expandido para pacientes sem suporte ventilatório, no entanto, não há conhecimento se durante a respiração espontânea a cinta altera volumes da parede torácica, pulmonares e padrão ventilatório que em pacientes submetidos à ventilação mecânica poderia ser ajustado através da monitorização dos parâmetros ventilatórios, diferentemente de pacientes em respiração espontânea. Para responder a este questionamento, utilizamos a pletismografia optoeletrônica (POE) e o pneumotacógrafo (PNT).

A POE mensura o volume toracoabdominal e avalia a cinemática da parede torácica (PT) através da análise do movimento tricompartimental da PT, dividida em caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa) e abdome (Ab) (ALIVERTI *et al.*, 2001). Já o PNT mensura o fluxo de via aérea para cálculo do volume respiratório. O volume medido pela POE está correlacionado com o volume respiratório pela espirometria e PNT em adultos saudáveis (MASSARONI *et al.*, 2017).

Como a TIE vem sendo utilizada em respiração espontânea e acreditamos que é um instrumento com perspectivas futuras de grande aplicabilidade, torna-se importante investigar para conhecer a sua influência sobre a mobilidade da parede torácica, padrão ventilatório e volume respiratório.

Este trabalho descreve a cinemática da parede torácica e volumes respiratórios com e sem o uso da cinta da TIE através da POE e pneumotacógrafo.

Métodos

O presente estudo do tipo transversal foi realizado no período de maio a agosto de 2017, no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar da Universidade Federal de

Pernambuco (Recife, Brasil) envolvendo 19 voluntários homens saudáveis, selecionados por conveniência.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (Recife, Brasil, CAE-65856017.6.0000.5208). Consideramos como critérios de inclusão: homens saudáveis, índice de massa corporal (IMC) maior ou igual a 18,5 e menor que 25 kg/m²(MS, 2011); hemiperímetro torácico entre 44 a 55 cm se enquadrando ao tamanho de cinta P ou M da (EIT) e sem relato de doenças pulmonares. Alteração da função pulmonar avaliada pela espirometria e manovacuometria de acordo com valores preditos para indivíduos saudáveis (PEREIRA *et al*, 2001; PESSOA *et al*, 2014), assim como presença de lesão tecidual no tórax foram aceitos critérios de exclusão. As características da amostra são mostradas na Tabela 1. O teste de função pulmonar foi realizado de acordo com as recomendações da *American Thoracic Society* utilizando o espirômetro *Micro Medical Microloop MK* (Rochester, Inglaterra) e força muscular respiratória pelo manovacômetro digital (MVD 300, Globalmed, RS-Brasil).

Protocolo e instrumentos de avaliação

A medição do volume da parede torácica e respiratório foi realizada simultaneamente com a POE e PNT durante 3 minutos de respiração tranquila, seguida de 3 manobras de capacidade vital (CV), com intervalo de 1 minuto entre elas. O protocolo de coleta é demonstrado na figura 1.

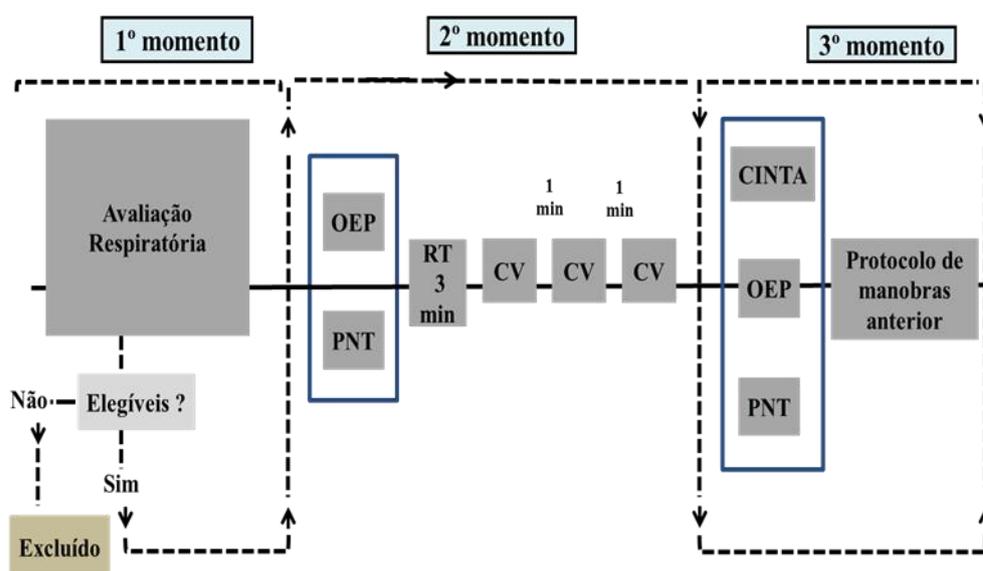


Figura 01: Procedimento para captação dos dados. PNT: pneumotacógrafo. POE: pletismografia

optoeletrônica. TIE: tomografia de impedância elétrica. RT: respiração tranquila. CV: capacidade vital.

Pletismografia optoeletrônica (POE)

Para mensurar o volume da PT foi utilizada a POE, modelo *BTS Bioengineering, Milan, Italy*, um sistema optoeletrônico, constituído por oito câmeras com frequência de amostragem para captação de imagens de 60 Hz. As câmeras emitem luz infravermelha que são refletidas por marcadores hemiesféricos revestidos com papel reflexivo posicionados sobre o tórax. O sistema capta a movimentação da PT através destes marcadores que formam triângulos tetraedros a partir dos quais é gerado um modelo geométrico da PT que computa o volume total usando o teorema de GAUSS (ALIVERTI; PEDOTTI, 2003; CALA, 1996).

O voluntário se posicionou em sedestação sobre uma maca, em seguida, foram colocados 89 marcadores reflexivos (6 e 10 mm de diâmetro) na superfície anterior, posterior e lateral da PT por meio de uma fita adesiva dupla face, distribuídos em sete linhas horizontais entre as clavículas e a espinha ílica ântero superior (ALIVERTI *et al.*, 1997) deixando um espaço na linha mamilar (figura 2). Desta forma, foi gerada uma imagem tridimensional da parede torácica dividida em compartimentos: caixa torácica pulmonar (CTp), caixa torácica abdominal (CTa), abdome (AB) (ALIVERTI *et al.*, 2001).



Figura 02. Demonstração do posicionamento dos marcadores sobre a região anterior da parede torácica e visualização da cinta de eletrodos entre a terceira e quarta linha. Fonte própria.

Depois que os marcadores foram colocados, a cinta tamanho P ou M com 4,5 cm de largura, composta por duas faixas foi então posicionada em torno do tórax do voluntário, ao nível da linha mamilar. A cinta foi desenvolvida pela TIMPEL em parceria com o laboratório

de investigação médica em pneumologia (LIM / 09), da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP) e instituto politécnico da Universidade de São Paulo (USP).

Pneumotacógrafo (PNT)

Os voluntários respiraram através de uma máscara transparente de silicone (8970, Hans Rudolph Inc., KS) com bordas ajustáveis à face para garantir uma boa vedação (figura 3). O fluxo de ar foi aquecido e adquirido por um transdutor de pressão (1110B, Hans Rudolph Inc., KS).

A calibração do fluxo foi realizada com uma seringa para calibração de volume de 3 litros (5540D, Hans Rudolph Inc., KS).

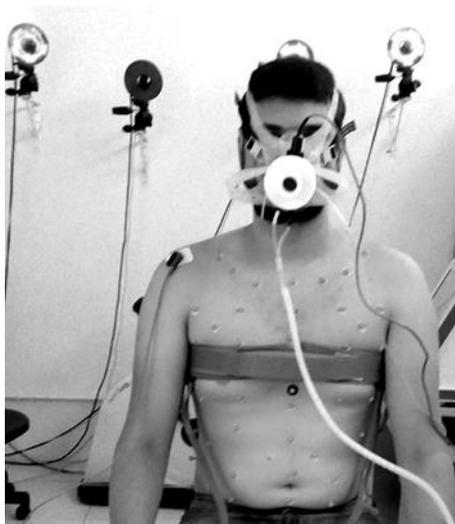


Figura 03. Demonstração do uso simultâneo da POE, cinta da TIE e PNT acoplado à máscara. Fonte própria.

Análise do volume da parede torácica pela POE e pulmonar pelo pneumotacógrafo

Foram selecionados para análise nos momentos com e sem cinta: um minuto de trecho estável durante respiração tranquila e a maior manobra de capacidade vital (CV) e capacidade inspiratória (CI) do pletismograma de volumes da parede torácica e seus compartimentos pela POE e de volume respiratório pelo PNT.

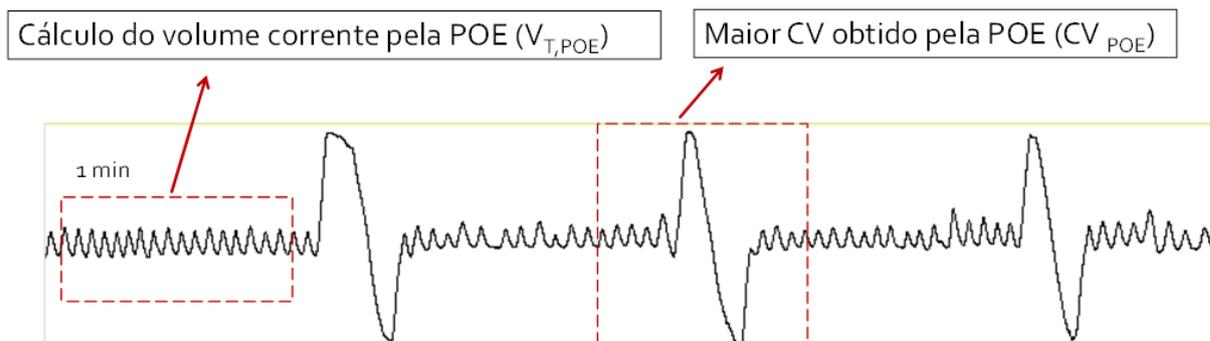


Figura 4 Pletismograma de volume da parede torácica durante respiração tranquila e CV extraída do programa de análise da POE. POE: pletismografia optoeletrônica, $V_{T,POE}$: volume corrente pela POE, CV_{POE} : capacidade vital pela POE.

Análise estatística

Para a análise estatística, foi utilizado o programa “*Statistical Package for the Social Sciences*” (SPSS) para *Windows*® versão 20.0. Inicialmente foi aplicado o teste de normalidade *Shapiro Wilk*, em seguida aplicou-se o teste t de *student* para a comparação dos valores médios entre as condições com e sem cinta, com nível de significância de $p < 0,05$. Foram determinadas as médias, desvio-padrão (DP), diferença entre as médias e intervalo de confiança.

Foi realizado o cálculo amostral considerando $\alpha = 0,05$ e $\beta = 0,8$ por meio do software *G*Power*. Para tal, utilizou-se a variável V_{tr} durante CV registrada pela POE, o qual foi mensurado com e sem o uso da cinta para os dez primeiros voluntários ($3,95 \pm 0,62$ L e $4,4 \pm 0,52$ L, respectivamente). Foi obtido $n = 17$, o qual foi acrescido de 20% para compensar perdas potenciais, assim foram coletados 19 voluntários.

Resultados e discussão

Participaram do estudo 19 voluntários saudáveis do sexo masculino entre 18 e 35 anos, com sobrepeso, função respiratória e força muscular respiratória preservadas (tabela 1). Dos 19 voluntários avaliados pela POE, apenas 15 também foram avaliados em simultâneo com o PNT (tabela 2).

Tabela 1. Caracterização dos sujeitos

Variáveis/ n = 19	Média ± DP	Mínimo e máximo
Idade (anos)	26 ± 1,7	18-35
IMC (kg/m ²)	23 ± 0,6	19,7 - 24,9
Circunferência torácica (cm)	96 ± 2,3	88 - 108
CVF (L) / % do previsto	4,8 /91% ± 0,1	4,4 - 5,86
VEF ₁ (L) / % do previsto	4,2 / 93% ±0,1	3,7 - 4,5
VEF ₁ /CVF / % do previsto	86 / 99 % ± 2,4	75 -98
PImax (cmH ₂ O)	113 ± 8,0	88 - 171
PEmax (cmH ₂ O)	136 ± 11,3	85-196

Os dados foram expressos em média e desvio padrão, valor máximo e mínimo para cada variável. IMC: índice massa corpórea; CVF: capacidade vital forçada; VEF₁: volume expiratório forçado no primeiro segundo. PImax: pressão inspiratória máxima. PEmax: pressão expiratória máxima. L: litros.

Tabela 2 Caracterização do padrão ventilatório e distribuição tricompartmental do volume da parede torácica dos sujeitos durante respiração tranquila mensurados pela pletismografia optoeletrônica e pneumotacógrafo

Variáveis	Média ± DP
POE	
V _{pt} (mL)	707 ± 185
Fluxo inspiratório (L/seg)	0,4 ± 0,07
T _{insp} (seg)	1,9 ± 0,80
T _{insp} /T _{tot}	0,4 ± 0,04
Fr (rpm)	15,3 ±5,0
% V _{CTp}	34 ± 11,7
% V _{CTa}	19 ± 5,4
% V _{ab}	47 ± 14,0
PNT	
V _{ttotal} (mL)	700 ± 147
Fr (rpm)	14 ± 5,8

Os dados foram expressos em média e desvio padrão. V_{PT}: volume da parede torácica. T_{insp}: tempo inspiratório. T_{insp} /T_{tot}: relação tempo inspiratório sobre tempo total. Fr: frequência respiratória. V_{CTp}: volume da caixa torácica pulmonar. V_{CTa}: volume da caixa torácica abdominal. V_{ab}: volume abdominal, PNT: pneumotacógrafo

Foi observado que o uso da cinta não influenciou o volume corrente mensurado pela POE ($V_{t_{OEP}}$) durante respiração tranquila. Diferentemente, os volumes da parede torácica (V_{pt}) na capacidade vital e capacidade inspiratória pela POE (CI_{POE} , CV_{POE} , respectivamente) reduziram com o uso da cinta de eletrodos sobre o tórax (tabela 3).

Tabela 3 Comparação do volume da parede torácica pela pletismografia optoeletrônica gerado durante respiração tranquila, capacidade vital e capacidade inspiratória entre os momentos sem e com uso da cinta de eletrodos sobre o tórax

Variáveis	Sem Cinta Média (DP)	Com cinta Média (DP)	Diferença de média (DP)	P-valor
$V_{t_{OEP}}$	0,70 (0,18)	0,71 (0,14)	0,0027 (0,14)	0,93
CV_{OEP}	4,56 (0,57)	4,22 (0,64)	- 0,34 (0,32)	<0,001
CI_{OEP}	2,80 (0,39)	2,56 (0,43)	- 0,23 (0,28)	0,002

Os dados foram expressos em média e desvio padrão, p valor significativo < 0,05. DP: desvio padrão.

A variação do V_{pt} entre os momentos sem e com a cinta de eletrodos durante CV e CI foi prevalentemente menor que 20% para mais ou para menos (tabela 4).

Tabela 4 Variação de volume da parede torácica por pletismografia optoeletrônica durante respiração tranquila, capacidade inspiratória e capacidade vital menor ou maior que 20% para sujeitos com cinta de eletrodos em relação ao volume mensurado sem a cinta

Varição de volume	Volume corrente n(%)	Capacidade inspiratória n (%)	Capacidade vital n (%)
<20%	13 (68%)	17 (89%)	18 (95%)
>20%	6 (32%)	2 (11%)	1 (5%)
p valor	0,16	0,001	<0,001

Significância estatística: p < 0,05.

Em relação aos volumes mensurados pelo pneumotacógrafo em 15 sujeitos, o volume pulmonar (V_L) gerado na CV e CI durante uso da cinta foi reduzido quando comparado aos volumes sem a cinta de eletrodos (tabela 5).

Tabela 5 Comparação do volume pulmonar pelo pneumotacógrafo gerado durante respiração tranquila, capacidade vital e capacidade inspiratória entre os momentos sem e com uso da cinta de eletrodos sobre o tórax

Variáveis	Sem Cinta Média (DP)	Com cinta Média (DP)	Diferença de Média (DP)	P-valor
V_{tPNT}	0,70 (0,15)	0,66 (0,15)	-0,04 (0,11)	0,18
CV_{PNT}	4,27(0,58)	3,84 (0,76)	- 0,42 (0,28)	<0,001
CI_{PNT}	2,43 (0,56)	2,25 (0,52)	- 0,18 (0,28)	0,026

Os dados foram expressos em média e desvio padrão, p valor significativo < 0,05. DP: desvio padrão

Quanto a distribuição tricompartimental do V_{pt} , foi observado que a porcentagem de distribuição foi semelhante com e sem uso da cinta de eletrodos, não havendo mudança significativa na distribuição destes volumes (figura 5).

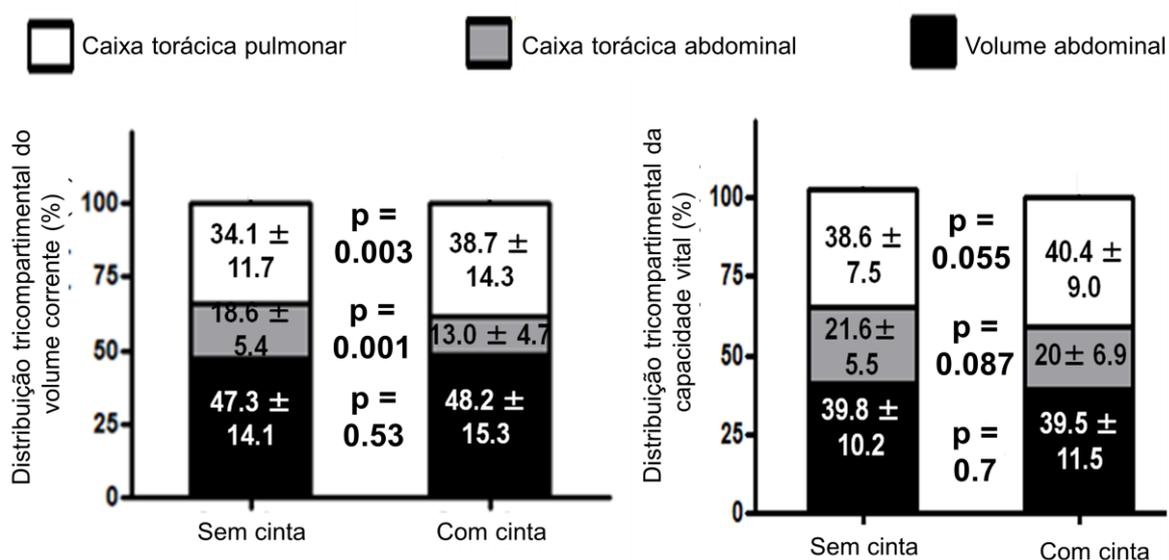


Figura 5 Distribuição tricompartimental do volume da parede torácica por pletismografia optoeletrônica durante respiração tranquila e capacidade vital para os sujeitos sem e com uso da da cinta de eletrodos. *Student T Test*. *Significância estatística: $p < 0,05$ para diferença entre os volumes da parede torácica mensurados com e sem uso da cinta de eletrodos.

Abaixo segue ilustração dos pletismogramas de volumes tricompartimentais da parede torácica em valores absolutos e porcentagem sem e com uso da cinta de eletrodos.

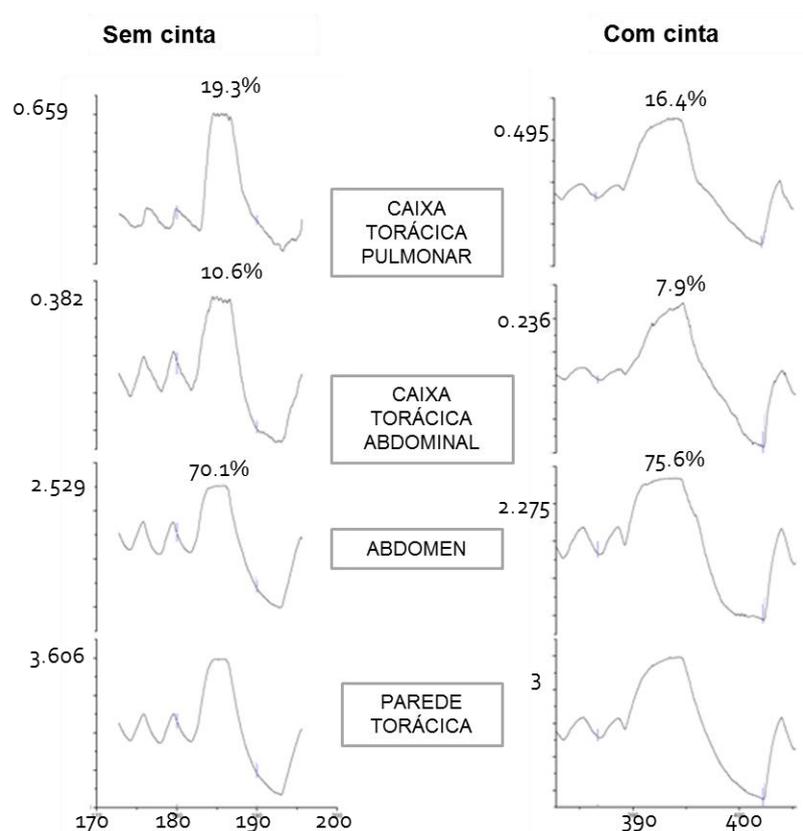


Figura 6. Variação em litros e em porcentagem (%) do volume da parede torácica (eixo y) e seus compartimentos durante manobra de capacidade vital sem e com uso da cinta. Corte da aquisição em segundos (eixo x).

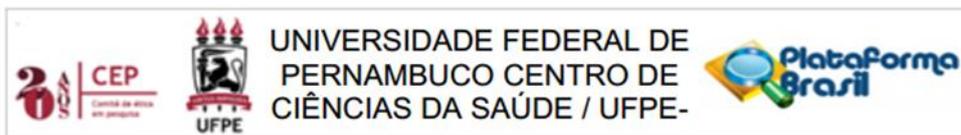
Conclusão

Os resultados mostram que o uso da cinta de eletrodos torácica não modifica o volume pulmonar em respiração tranquila, mas favorece redução de volumes pulmonares máximo, sem implicação fisiológica.

Referências

- ALIVERTI, A. et al. Human respiratory muscle actions and control during exercise. **J Appl. Physiol.**, v. 83, n. 4, p. 1256–1269, 1997.
- ALIVERTI, A. et al. Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 29, n. 1, p. 60–70, 2001.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. Opto-Electronic Plethysmography. v. c, p. 12–16, 2003.
- CALA, S. J. ET A. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. **Journal of applied physiology**, v. 81, n. 6, p. 2680–2689, 1996.
- FRERICHS, I. et al. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: Consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. **Thorax**, v. 72, n. 1, p. 83–93, 2017.
- LINDGREN, S. et al. Regional lung derecruitment after endotracheal suction during volume- or pressure-controlled ventilation: A study using electric impedance tomography. **Intensive Care Medicine**, v. 33, n. 1, p. 172–180, 2007.
- MASSARONI, C. et al. Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research: A Review. **Respiration**, v. 93, n. 5, p. 339–354, 2017.
- VICTORINO, J. A et al. Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v. 169, n. 7, p. 791–800, 2004.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO PARA ESTIMAR O VOLUME SANGUÍNEO TORÁCICO POR MEIO DA SINCRONIZAÇÃO ENTRE A TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA EM HOMENS SAUDÁVEIS.

Pesquisador: Cláudia Thais Pereira Pinto

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 65856017.6.0000.5208

Instituição Proponente: Departamento de Fisioterapia - DEFISIO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

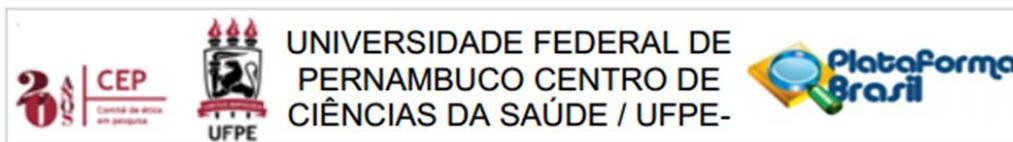
Número do Parecer: 2.003.633

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de dissertação da estudante CLÁUDIA THAIS PEREIRA PINTO sob a orientação da Professora SHIRLEY LIMA CAMPOS, vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco. O projeto será desenvolvido no Laboratório de pesquisa Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional (LINDEF) e Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). A proposta consiste basicamente na análise da hipótese: A tomografia de impedância elétrica sincronizada com a pletismografia optoeletrônica pode quantificar de forma indireta o volume sanguíneo da caixa torácica em homens saudáveis.

Para este fim realizar-se-á um estudo do tipo experimental com modelamento matemático. A população do estudo será composta por 10 homens saudáveis. Os participantes serão submetidos aos exames de tomografia de impedância elétrica (EIT) e a pletismografia optoeletrônica (OEP). O desenvolvimento do método acontecerá em basicamente 3 etapas: I) Verificação da correlação entre as variáveis extraídas da EIT, pneumotacógrafo (PNT) e OEP; II) Caracterização das curvas inspiratórias e expiratórias no ciclo respiratório gerado pela variação global da impedância (Z) durante manobras respiratórias máximas; III) Criação de um algoritmo de detecção do fluxo

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.003.633

sanguíneo da caixa torácica através de formulas matemáticas. A análise estatística dos dados será realizada por meio do programa "Statistical Package for the Social Sciences" (SPSS) para Windows® versão 20.0 utilizando-se estatística descritiva e inferencial. Serão determinadas as médias (\bar{x}), desvio-padrão (DP), mediana, valor máximo, valor mínimo e amplitude para as variáveis quantitativas, considerando o intervalo de confiança de 95%.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo primário:

Desenvolver um método capaz de quantificar o volume sanguíneo torácico de forma indireta a partir da análise sincronizada entre a tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica.

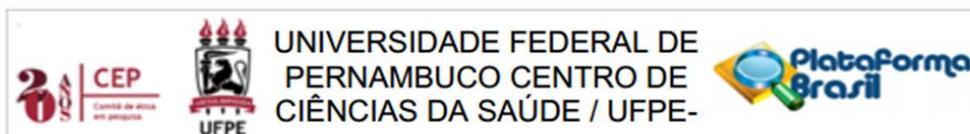
Objetivos secundários:

- 1- Quantificar a distribuição do volume da caixa torácica e volume pulmonar regional durante a respiração basal (RB) por meio da OEP e TIE, respectivamente;
- 2- quantificar a distribuição do volume da caixa torácica e volume pulmonar regional durante a capacidade pulmonar total (CPT) e volume residual (VR) por meio da OEP e TIE, respectivamente;
- 3- quantificar a distribuição do volume da caixa torácica e volume pulmonar regional durante uma inspiração e expiração máximas seguidas de apnéia por meio da OEP e TIE, respectivamente;
- 4- quantificar a distribuição do volume da caixa torácica e volume pulmonar regional antes, durante e após a manobra de Valsalva (MV) através da OEP e TIE, respectivamente;
- 5- monitorar o comportamento das mudanças da frequência cardíaca (FC) antes, durante e após a MV através do eletrocardiograma gerado pela EIT;
- 6- quantificar a distribuição do volume da caixa torácica e volume pulmonar regional antes, durante e após a manobra hipopressiva ajustada através da OEP e TIE, respectivamente;
- 7- verificar a concordância dos volumes da caixa torácica e pulmonar sincronizados pela OEP e TIE, respectivamente, durante a RB, CPT, VR;
- 8- verificar a concordância dos volumes da caixa torácica e pulmonar sincronizados pela OEP e TIE, respectivamente, durante a RB, CPT, VR;
- 9- descrever um modelo matemático para estimar o volume sanguíneo da caixa torácica a partir das análises anteriores.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios estão explicitamente delineados no projeto de pesquisa e no termo de consentimento livre esclarecido. Os riscos são intrínsecos aos procedimentos dos exames de tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica, consistindo basicamente em

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.003.633

inconveniência e constrangimento por despir a parte superior do tronco. Visando a minimização dos riscos todos os procedimentos serão realizados em sala adequada de acesso restrito. Adicionalmente todos os dados da pesquisa serão mantidos aos cuidados do pesquisador principal por um período de cinco anos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de uma temática atual e interessante para comunidade de pacientes, fisioterapeutas e médica, pois, visa à melhorias nas estratégias de diagnóstico.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

As cartas de anuência, termo de confidencialidade, currículos e termo de consentimento livre e esclarecido estão devidamente anexados. A folha de rosto esta devidamente assinada e carimbada. O orçamento de aproximadamente 470,00 reais será de responsabilidade do pesquisador. O cronograma é compatível para a execução do projeto e consta que a coleta de dados só começará após aprovação pelo comitê de ética. Os critérios de inclusão e exclusão estão delineados no projeto.

Recomendações:

Nenhuma

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nenhuma

Considerações Finais a critério do CEP:

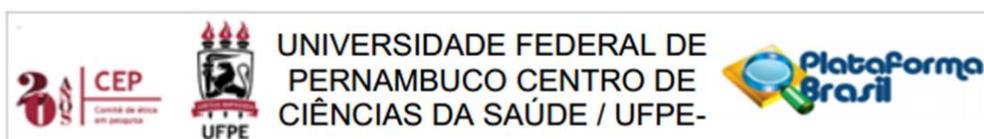
O Protocolo foi avaliado na reunião do CEP e está APROVADO para iniciar a coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio da Notificação com o Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.

Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética, relatórios parciais das atividades

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.003.633

desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

O CEP/UFPE deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (item V.5., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). É papel do/a pesquisador/a assegurar todas as medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e ainda, enviar notificação à ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, junto com seu posicionamento.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_871667.pdf	17/03/2017 11:59:26		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_p_.pdf	17/03/2017 11:58:07	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	vinculo.pdf	17/03/2017 11:53:44	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	_tcle_.pdf	17/03/2017 11:51:55	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	termo_confidencialidade.pdf	17/03/2017 10:07:21	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	anuencia_p.pdf	17/03/2017 10:03:15	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	17/03/2017 09:54:32	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculoLattesShirleyLimaCampos.pdf	16/03/2017 11:00:09	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculosLattesArmeledeFatimaDornelassdeAndrade.pdf	16/03/2017 10:58:54	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculoLattesClaudiaThaisPereiraPinto.pdf	16/03/2017 10:58:18	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito

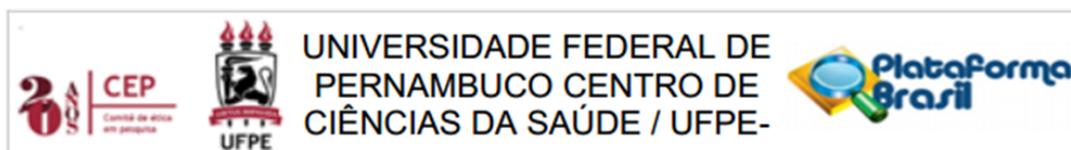
Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

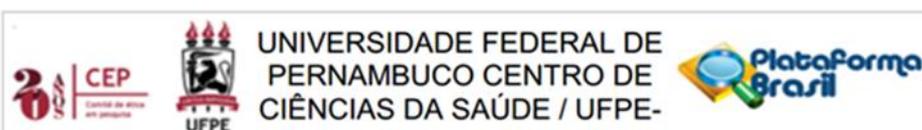


Continuação do Parecer: 2.003.633

RECIFE, 06 de Abril de 2017

Assinado por:
LUCIANO TAVARES MONTENEGRO
(Coordenador)

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO PARA ESTIMAR O VOLUME SANGUÍNEO TORÁCICO POR MEIO DA SINCRONIZAÇÃO ENTRE A TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA EM HOMENS SAUDÁVEIS.

Pesquisador: Cláudia Thais Pereira Pinto

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 65856017.6.0000.5208

Instituição Proponente: Departamento de Fisioterapia - DEFISIO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.520.337

Apresentação do Projeto:

Trata-se de Emenda para alteração do objetivo geral do projeto de dissertação da estudante CLÁUDIA THAIS PEREIRA PINTO sob a orientação da Professora SHIRLEY LIMA CAMPOS, vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo geral

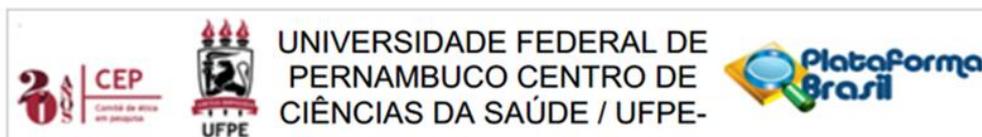
Identificar e quantificar o deslocamento de sangue da caixa torácica por meio da tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica em homens saudáveis.

Objetivos secundários

• Quantificar e correlacionar a variação da mobilidade da caixa torácica, fluxo aéreo, pressão esofágica, pulsatilidade cardíaca, variação de impedância cardíaca e pulmonar obtidos por meio da POE, TIE respectivamente nos momentos:

- Apnéia após inspiração máxima (CI)
- Manobra de valsalva (MV)
- Apnéia após expiração máxima (VRE)
- Manobra hipopressiva

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.520.337

- Monitorar o comportamento da mudança da frequência cardíaca (FC) antes, durante e após a MV e manobra hipopressiva através do eletrocardiograma gerado pela EIT.
- Estimar o deslocamento do volume sanguíneo a partir das análises anteriores.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios estão explicitamente delineados no projeto de pesquisa e no termo de consentimento livre esclarecido. Os riscos são intrínsecos aos procedimentos dos exames de tomografia de impedância elétrica e pletismografia optoeletrônica, consistindo basicamente em inconveniência e constrangimento por despir a parte superior do tronco. Em relação ao incomodo gerado pelo uso do cateter esofágico para medida da pressão, o cateter será estéril e inserido com lidocaína. Visando a minimização dos riscos todos os procedimentos serão realizados em sala adequada de acesso restrito. Adicionalmente todos os dados da pesquisa serão mantidos aos cuidados do pesquisador principal por um período de cinco anos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de uma temática atual e interessante para comunidade de pacientes, fisioterapeutas e médica, pois, visa à melhorias nas estratégias de diagnóstico.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos encontram-se adequados.

Recomendações:

Nenhum.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nenhuma.

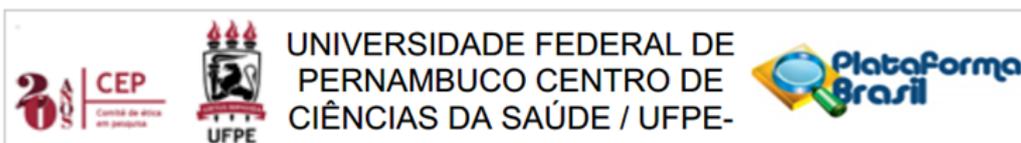
Considerações Finais a critério do CEP:

A emenda foi avaliada e APROVADA pelo colegiado do CEP.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_108472_3_E2.pdf	28/02/2018 15:54:34		Aceito
Outros	CARTA2_DE_EMENDA_AO_CEP.docx	28/02/2018 15:52:34	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Projeto Detalhado	PROJETO_corrigido_emenda2.docx	28/02/2018	Cláudia Thais	Aceito

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 2.520.337

/ Brochura Investigador	PROJETO_corrigeo_emenda2.docx	15:51:59	Pereira Pinto	Aceito
Outros	CARTA_DE_EMENDA_AO_CEP.pdf	22/08/2017 13:57:35	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_ESTUDO_2.docx	03/08/2017 11:46:34	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_ESTUDO_1.docx	03/08/2017 11:46:17	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	vinculo.pdf	17/03/2017 11:53:44	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	termo_confidencialidade.pdf	17/03/2017 10:07:21	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	anuencia_p.pdf	17/03/2017 10:03:15	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	17/03/2017 09:54:32	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculoLattesShirleyLimaCampos.pdf	16/03/2017 11:00:09	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculosLattesArmeledeFatimaDorneladeAndrade.pdf	16/03/2017 10:58:54	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito
Outros	CurriculoLattesClaudiaThaisPereiraPinto.pdf	16/03/2017 10:58:18	Cláudia Thais Pereira Pinto	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RECIFE, 01 de Março de 2018

Assinado por:
LUCIANO TAVARES MONTENEGRO
(Coordenador)

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br