



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

**APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES
COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA.**

CAIO CÉSAR ARAÚJO MORAIS

**RECIFE
2015**

CAIO CÉSAR ARAÚJO MORAIS

**APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES
COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA.**

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.

Linha de Pesquisa: instrumentação e intervenção fisioterapêutica

Orientadora(s):

Prof^a Armèle de Fátima Dornelas de Andrade e
Prof^a Shirley de Lima Campos

**RECIFE
2015**

M827a	Morais, Caio César Araújo. Aplicabilidade de técnicas de expansão pulmonar em pacientes com comprometimento no nível de consciência / Caio César Araújo Moraes. – 2016. 92 f.: il.; tab.; 30 cm. Orientadora: Armêle de Fátima Dornelas de Andrade. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Recife, 2016. Inclui referências, apêndices e anexos. 1. Modalidades de fisioterapia. 2. Respiração com pressão positiva. 3. Impedância elétrica. 4. Medidas de volume pulmonar. 5. Transtornos da consciência. I. Andrade, Armêle de Fátima Dornelas de (Orientadora). II. Título.	
615.8	CDD (23.ed.)	UFPE (CCS2016-182)

“APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA: UM ENSAIO CLÍNICO”.

CAIO CÉSAR ARAÚJO MORAIS

APROVADA EM: 06/03/2015

ORIENTADORA: PROF^a. DR^a. ARMÈLE DORNELAS DE ANDRADE

COORIENTADORA: SHIRLEY LIMA CAMPOS

COMISSÃO EXAMINADORA:

PROF^a. DR^a. DANIELLA CUNHA BRANDÃO – FISIOTERAPIA / UFPE

PROF^o. DR. ANDREA ALIVERTI – DEPARTMENT OF BIOENGINEERING / INSTITUTO POLITÉCNICO DE MILÃO / ITÁLIA

PROF^a. DR^a. SUSIMEIRE GOMES - HC/ FMUSP

Visto e permitida à impressão

Coordenadora do PPGFISIOTERAPIA/DEFISIO/UFPE

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família, que sempre me estimulou a realizar meus sonhos. Meus pais, que se esforçaram para dar educação de qualidade para seus filhos. Minha irmã, parceira das boas horas de descontração. Minha vó “Nininha”, pela acolhida e carinho em sua casa desde o período da graduação. Aos meus tios, que sempre vibraram com as nossas conquistas. A minha esposa, pelo amor, cuidado, incentivo e principalmente paciência esta etapa da minha vida.

Aos professores que contribuíram para minha evolução acadêmica, em especial a professora Armèle, pelo exemplo de pesquisadora, por todo apoio na descoberta desse “novo mundo” da pesquisa científica, por me proporcionar novas experiência e pelo entusiasmo em cada conquista realizada.

À professora Shirley, pela confiança depositada, carinho, intensa dedicação, pela paciência na discussão dos dados.

As professoras Etiene, Dani, Cyda e Andrea, pelo carinho e apoio dado nesses anos. A Helga Maria e Tarciano, que me receberam no primeiro contato com o laboratório e se fizeram presentes sempre que precisei, com muita atenção e me proporcionando momentos de reflexão.

À minha amiga Catarina, de ajuda fundamental, incansável desde o início desta jornada.

À Monique e Lucas, por terem colaborado para a execução dessa missão.

Ao casal de amigos Carlos e Amina, pela parceria nos congressos e na vida.

À Niége, Carol e Rafael pela atenção e paciência dedicadas em todos os momentos.

Aos amigos (as) turma e de laboratório, por esses anos de convivência prazerosa e troca de experiência.

RESUMO

A sobrevivência de pacientes com lesões no sistema nervoso central é geralmente acompanhada de sequelas físicas e mentais, que favorecem a restrição prolongada ao leito, e podem prejudicar a função pulmonar. As técnicas de *Breath stacking* (BS) e Pressão Expiratória Positiva nas Vias Aéreas (EPAP) têm sido usadas como rotina terapêutica para evitar o surgimento de complicações respiratórias. No entanto, existe uma lacuna na descrição fisiológica dessas técnicas e no efeito sobre a expansão pulmonar (ganho de aeração) em pacientes não cooperativos com restrição prolongada ao leito. Esta dissertação apresenta dois artigos originais. O primeiro foi um estudo fisiológico que objetivou descrever o comportamento da distribuição do fluxo de ar dentro dos pulmões, através da tomografia de impedância elétrica (TIE), durante as técnicas de BS e EPAP em 10 pacientes não cooperativos e em 10 indivíduos saudáveis. Foi observada a transferência do fluxo de ar entre as regiões ventral e dorsal durante as técnicas apenas no grupo de pacientes não cooperativos. Os períodos com a inversão da direção do fluxo aéreo ocorreram na ausência de variações significativas do volume corrente, sugerindo a existência do fenômeno “*pendelluft*”. O segundo estudo foi um ensaio clínico randomizado do tipo crossover que comparou o efeito agudo do BS e do EPAP na aeração pulmonar regional através da TIE, e a duração do efeito terapêutico de expansão pulmonar. Observou-se que a aeração do pulmão aumentou significativamente em comparação com os valores basais durante a EPAP e BS (ANOVA two-way e teste post hoc de Sidak, $p < 0,001$). No entanto, os efeitos sobre a expansão de pulmão foram mantidos durante um curto período de tempo, $4,6 \pm 3,7$ minutos e $2,3 \pm 2,0$ minutos para EPAP e BS, respectivamente. Concluímos que durante as técnicas BS e EPAP houve a presença do fenômeno “*pendelluft*” no grupo de pacientes não cooperativos. Essas técnicas geraram mudanças significativas nos volumes pulmonares, contudo, não duráveis. A existência de contração abdominal pode ter minimizado o efeito de expansão pulmonar proposto por estas técnicas.

Palavras-chave: Modalidades de fisioterapia. Respiração com pressão positiva. Impedância elétrica. Medidas de volume pulmonar. Transtornos da consciência.

ABSTRACT

The survival of patients with lesions in the central nervous system is usually accompanied by physical and mental sequelae. These impairments favor the prolonged restriction to the bed, which may contribute with changes in respiratory function. Breath Stacking (BS) and Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) have been used as a prophylaxis routine to prevent respiratory complications. However, there is a gap in the physiological description and in the effect on lung aeration in non-cooperative patients with prolonged bed rest. This master's thesis presents two articles. The first was a physiological study that aimed to describe the physiological behavior of airflow displacement into the lung, using electrical impedance tomography (EIT), during BS and EPAP techniques in 10 non-cooperative patients and in 10 health subjects. It was observed an airflow shift between ventral and dorsal regions during BS and EPAP techniques in the non-cooperative group. The ventilatory tracings showed that all periods with reversing of the airflow direction occurred in the absence of significant variations in V_T and flow, suggesting the existence of pendelluft phenomenon. The second study was a randomized crossover study trial that compared the acute effect of BS and EPAP on the regional lung aeration by EIT, measured the duration of the therapeutic effect of lung expansion and evaluated the influence of these techniques on cardiorespiratory system. It was observed that lung aeration increased significantly in comparison with baseline during EPAP and BS (2-way ANOVA and Sidak post hoc, all $P < 0.001$). However, the effects on lung expansion were kept for a short time, 4.6 ± 3.7 minutes and 2.3 ± 2.0 minutes for EPAP and BS, respectively. There were no clinically significant differences on cardiorespiratory variables. We conclude that there was a presence of the pendelluft phenomenon during BS and EPAP in non-cooperative patients, and these techniques generated a significant change on lung volumes, but not durable. The existence of expiratory muscle contraction may have minimized the effect of lung expansion proposed by these techniques.

Keywords: Physical therapy techniques. Positive-pressure respiration. Electrical impedance. Lung volume measurements. Consciousness disorders.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

BS	Breath Stacking
EPAP	Expiratory Positive Airway Pressure
ECG	Escala de Coma de Glasgow
TIE	Tomografia de Impedância Elétrica
EIT	Electrical Impedance Tomography
IEFE	Impedância Elétrica ao Final da Expiração
IEFI	Impedância Elétrica ao Final da Inspiração
EELI	End Expiratory Lung Impedance
EILI	End Inspiratory Lung Impedance
EELV	End Expiratory Lung Volume
ROI	Região de Interesse / Region of interest
RV	Região Ventral
RD	Região Dorsal
ΔZ	Variação de impedância / Change of impedance
Φ	Ângulo Fase / Phase Angle
FC	Frequência Cardíaca
FR	Frequência Respiratória
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAM	Pressão Arterial Média
SpO ₂	Saturação periférica de oxigênio / Oxygen saturation
HR	Heart Rate
RR	Respiratory Rate
SBP	Systolic Blood Pressure
DBP	Diastolic Blood Pressure
MAP	Mean Arterial Pressure
V _C	Volume Corrente
V _T	Tidal Volume
P _{aw}	Airway Pressure

LISTA DE TABELAS

Artigo 1

Tabela 1.	Characteristics of non-cooperative patients.	63
Tabela 2.	Characteristics of health subjects.	63
Tabela 3.	Phase angles during the quiet breath and the interventions (BS and EPAP) in non-cooperative patients and healthy subjects.	64

Artigo 2

Tabela 1.	Statistical test applied according the outcomes and period of analysis.	81
Tabela 2.	Sample clinical characteristics.	81
Tabela 3.	Behavior of the cardiorespiratory variables before, during and after the techniques of EPAP and BS.	82

LISTA DE FIGURAS

Referencial Teórico

Figura 1.	Relação entre a capacidade residual funcional (CRF) e o volume de oclusão (VO) pulmonar. Em situações normais a CRF é maior que o VO. Algumas condições como a posição supina, obesidade e indução anestésica causam a redução da CRF, favorecendo o colapso das pequenas vias aéreas.	14
Figura 2.	Comportamento da pressão de vias aéreas (P_{aw}), pressão pleural (P_{pl}) e pressão transpulmonar (P_L), com aplicação do EPAP a 10 cmH ₂ O. II = inspiração espontânea; EE = exalação espontânea.	15
Figura 3.	Ilustração do resistor a fluxo (A) e do resistor pressórico por válvula de <i>spring-load</i> (B).	16
Figura 4.	Comparação esquemática entre a espirometria de incentivo (EI) e a manobra de breath stacking (BS). A conexão da válvula unidirecional para o realização do BS favoreceu o acúmulo de volume ao longo dos ciclos respiratórios, em magnitudes maiores que encontradas durante a capacidade inspiratória (CI) e a EI.	18
Figura 5.	Representação das propriedades de impedância celular. As membranas se comportam como capacitores em série, enquanto os fluidos intra e extracelulares como resistores.	20
Figura 6.	(6A) Funcionamento dos eletrodos da TIE. Um par de eletrodos injeta a corrente elétrica enquanto os demais fazem a leitura das tensões produzidas. O par injetor é alternado em sequência rotacional, intercalando um padrão de injeção. (6B) Malha de elementos finitos, tridimensionais, usados para reconstruir a imagem da tomografia de impedância elétrica. (6C) Imagem funcional gerada a partir da média da variação de impedância (ΔZ) de um intervalo selecionado.	21
Figura 7.	Ilustração da capacidade da TIE identificar variações no volume corrente (VC) e na pressão positiva ao final da expiração ($\Delta PEEP$). ΔIEF : variação de impedância elétrica ao final da expiração; ΔZ : variação de impedância elétrica.	22
Figura 8.	Aplicação da técnica de <i>breath stacking</i> . A imagem “A” ilustra: 1- tubo de traqueostomia; 2- pneumotacógrafo; 3-	30

“peça T”; 4- ramo inspiratório; 5- peça para oclusão do ramo expiratório. Imagem “B”: 6- pletismograma de impedância elétrica durante sequência de 3 manobras de *breath stacking*.

- | | | |
|-------------------|---|----|
| Figura 9. | Aplicação da terapia com EPAP (<i>expiratory positive airway pressure</i>). A imagem “A” ilustra: 1- tubo de traqueostomia; 2- pneumotacógrafo; 3- “peça T”; 4- ramo inspiratório; 5- válvula de <i>spring load</i> conectada no ramo expiratório. Imagem “B”: 6- pletismograma da tomografia de impedância elétrica durante a terapia com EPAP. | 30 |
| Figura 10. | Cenário de monitorização do paciente. Em “A”: 1- Posicionamento da cinta de eletrodos na região supramamilar; 2- Conexões das faixas de 16 eletrodos aos cabos do tomógrafo; 3- Tomógrafo de impedância elétrica modelo ENLIGHT 1800 (Dixtal, São Paulo, Brasil); 4- Pneumotacógrafo conectado a tubo de traqueostomia da paciente. Em “B”: Faixa de 16 eletrodos e capa descartável com gel condutor adesivo. | 31 |
| Figura 11. | Sequência do protocolo de coleta do estudo. TIE: tomografia de impedância elétrica; ECG: eletrocardiograma; PANI: pressão arterial não invasiva; AET: aspiração endotraqueal; CPAP: pressão positiva contínua na via aérea; IEFE: impedância elétrica ao final da expiração. | 32 |
| Figura 12. | Tela do programa <i>EIT Analysis Tools</i> . 1- Pletismograma da variação de impedância global durante a respiração tranquila, com um intervalo selecionado de 3000 frames (60 segundos); 2- Barra divisória das ROIs “ventral” e “dorsal” na imagem funcional pulmonar gerada nos <i>frames</i> selecionados; 3 e 4 – Pletismogramas da variação de impedância nas regiões ventral e dorsal, respectivamente; IEFE: impedância elétrica ao final da expiração; IEFI: impedância elétrica ao final da inspiração. | 34 |
| Figura 13. | Tela da ferramenta “ <i>ROI Analysis Main – Compare Phase</i> ”. A imagem ilustra as curvas do sinal pletismográfico das ROIs (1), a alça normalizada (2) e o valor do Φ (3) de um mesmo paciente durante a respiração basal (A) e com uso da válvula de EPAP (B). | 36 |

Artigo 1

- Figura 1.** Illustration of the devices used in the Breath Stacking (A) and EPAP (B) techniques. 1 = tracheostomy tube; 2 = pneumotachograph; 3 = "T-piece"; 4 = inspiratory branch; 5 = piece for closure the expiratory branch; 6 = spring load valve connected to the expiratory branch. 65
- Figura 2.** Generation of the plethysmogram signal curves of the ROIs for calculating the phase angle (Φ) where: (1) plethysmograms for the ventral and dorsal regions; (2) the standardized global loop constructed from the ventral and dorsal ROI; and (3) the value of Φ in a patient during basal respiration. 66
- Figura 3.** (1) Sequence of functional electrical impedance tomography images (fEIT), representing the distribution of ventilation in the ventral and dorsal regions during quiet breathing (A), breath stacking (B) and EPAP (C) techniques. Each fEIT corresponds to 10 - 15 frames (0.2 - 0.3 seconds). The graduation of color from lighter to dark regards respectively the highest and lowest electrical impedance (higher and lower air displacement during the cycle). (2) Impedance tracers detail the phase of respiratory cycle in which the regions were (inspiration = impedance increase, expiration = reduction of impedance). During the quiet breath, inspiration and expiration occur simultaneously in the regions. In contrast, during BS and EPAP were observed phase asynchronies, which may indicate the movement of gas between dorsal and ventral regions. 67
- Figura 4.** Representation of pressure, flow, volume and electrical impedance tracings in the ventral and dorsal regions during (A) quiet breathing, (B) Breath Stacking and (C) EPAP techniques in a non-cooperative patient. The blue and red dashed lines indicate the beginning of inspiration and expiration, respectively. The bars determining the time periods where there is transfer of ventilation between ventral and dorsal regions (blue = during inspiration; red = during expiration). 68

Artigo 2

Figura 1.	Illustration of the devices used in the Breath Stacking (A) and EPAP (B) techniques. 1 = tracheostomy tube; 2 = pneumotachograph; 3 = "T-piece"; 4 = inspiratory branch; 5 = piece for closure the expiratory branch; 6 = spring load valve connected to the expiratory branch.	83
Figura 2.	CONSORT diagram of patient flow through the study.	84
Figura 3.	Behavior of EELI at baseline, during and after the interventions. 2-way ANOVA test for between-group comparison with Sidak post hoc.	85
Figura 4.	Mean time to maintain the EELI above baseline after the interventions (duration of therapeutic effect).	86
Figura 5.	Expiratory duration plotted before, during and after the techniques.	87

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. JUSTIFICATIVA.....	23
3. HIPÓTESES DO ESTUDO	24
4. OBJETIVOS.....	25
4.1 Objetivo Geral	25
4.2 Objetivos Específicos.....	25
5. MATERIAL E MÉTODOS	26
6. RESULTADOS	36
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	37
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38
APÊNDICES	45
APÊNCIDE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	45
APÊNCIDE B - AIRFLOW DISPLACEMENT ON REGIONAL LUNG VENTILATION DURING BREATH STACKING AND EXPIRATORY POSITIVE AIRWAY PRESSURE IN NON-COOPERATIVE PATIENTS....	47
APÊNCIDE C - IMMEDIATE EFFECT OF LUNG EXPANSION TECHNIQUES IN NON-COOPERATIVE PATIENTS WITH PROLONGED BED RESTRICTION: A RANDOMIZED CROSSOVER STUDY.....	69
ANEXOS	88
ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética.....	88
ANEXO B - Parecer Final do Comitê de Ética	91

1. INTRODUÇÃO

As lesões do sistema nervoso central, como o acidente vascular encefálico (AVE), tumores cerebrais e o traumatismo crânioencefálico (TCE), são algumas das principais causas de morbimortalidade no Brasil (MANSUR et al., 2006; RODRIGUES et al., 2014).

Estas condições normalmente necessitam de uma abordagem neurocirúrgica para possibilitar o aumento da sobrevida (JÜTTLER et al., 2007; MOREIRA FALEIRO et al., 2005). Entretanto, boa parte dos sobreviventes apresentam, comumente, sequelas físicas e mentais duradouras. (QUEIROZ et al., 2012; OLIVEIRA et al., 2012; KIM et al., 2012).

O comprometimento mental, ou cognitivo, é caracterizado pelo déficit no funcionamento intelectual, que depende da atenção, processamento de informações, interação social, verbalização e memória (REZAEI et al., 2012). Esse fator, quando associado à limitação motora, favorece a restrição prolongada dos pacientes ao leito (TAN et al., 2001), podendo contribuir com o surgimento de complicações respiratórias.

A permanência prolongada na posição supina, que é a normalmente adotada no leito, pode reduzir em até um litro a capacidade residual funcional (CRF) (DEAN, 1985; DUGGAN; KAVANAGH, 2005). Estudos também mostram que a variação da posição sentada para supina diminui o volume corrente de modo significativo, $0,6 \pm 0,2$ L vs $0,5 \pm 0,1$ L, respectivamente, devido a menor mobilidade da caixa torácica (ROMEI et al., 2010).

Assim, quando ocorre a redução dos volumes pulmonares, há uma aproximação do nível da CRF com o do volume de oclusão pulmonar, favorecendo o colapso das pequenas vias aéreas (figura 1), e conseqüentemente, o surgimento de complicações respiratórias, como a diminuição da complacência do sistema respiratório e da oxigenação do sangue arterial (CRAING, 1981).

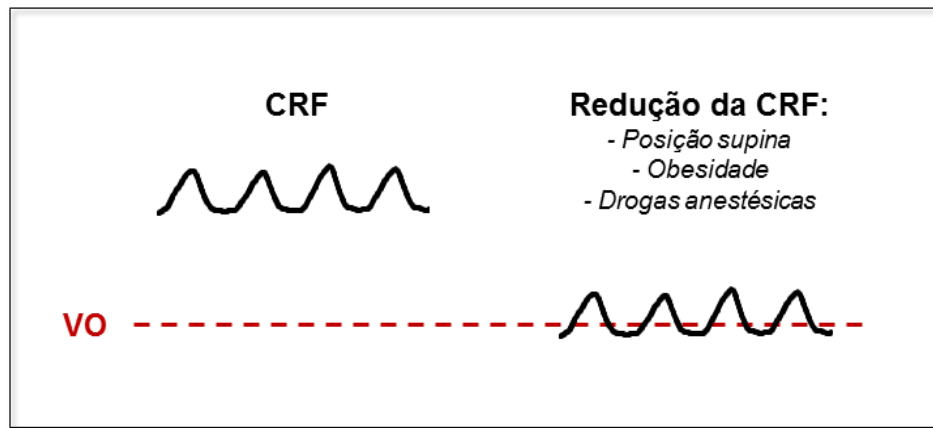


Figura 1. Relação entre a capacidade residual funcional (CRF) e o volume de oclusão (VO) pulmonar. Em situações normais a CRF é maior que o VO. Algumas condições como a posição supina, obesidade e indução anestésica causam a redução da CRF, favorecendo o colapso das pequenas vias aéreas (Adaptado de Craing, 1981)

1.1 Atuação da fisioterapia respiratória

Frente às alterações da função cerebral e ao consequente risco de complicações pulmonares associadas à restrição ao leito, novas abordagens terapêuticas são necessárias para melhorar a assistência ao paciente neurocirúrgico (GENTILE et al., 2011; BHAT et al., 2014).

Nesse contexto, a fisioterapia respiratória, desde 1915, tem sido discutida quanto aos seus benefícios na função pulmonar (SELSBY, 1989). Dentro desta especialidade, a terapia de expansão pulmonar (TEP) é uma conduta fundamentada em propor a profilaxia e o tratamento das afecções respiratórias que implicam em reduções volumétricas (O'DONOHUE, 1985; WESTERDAHL et al., 2005; AGOSTINI et al., 2013)

Este tipo de terapia tem por objetivo principal incrementar o volume de ar através do aumento do gradiente de pressão transpulmonar ($P_L = P_{aw} - P_{pl}$), seja por redução da pressão pleural (P_{pl}) ou por aumento na pressão da via aérea (P_{aw}) (CRAING, 1981).

Recentemente, um *guideline* brasileiro de fisioterapia recomendou o uso de técnicas para reexpansão pulmonar de pacientes acamados por longos períodos, devido aos riscos associados à perda volumétrica (FRANÇA et al., 2010). Contudo, diante dos quadros com alteração no estado cognitivo, verifica-se que o déficit no estado de consciência e de cooperação inviabiliza a execução de diversos recursos terapêuticos já fundamentados pela literatura (BHAT et al., 2014).

Desse modo, poucas são as alternativas terapêuticas que poderiam ser propostas para a prevenção e tratamento nestes pacientes, pela prescindibilidade de colaboração para serem realizadas. Dentre estas, existe a técnica de *Breath Stacking* (BS), que permite o empilhamento de volumes inspirados (MARINI et al., 1986), e a aplicação de pressão positiva na via aérea por meio de uma válvula de EPAP (*Expiratory Positive Airway Pressure*)(FREITAS et al., 2009).

Na prática clínica, alguns serviços de saúde têm adotado de forma empírica o uso destas condutas como rotina para TEP profilática de modo intermitente. Entretanto, ainda não estão elucidados quais os efeitos destas terapias no sistema respiratório neste tipo de pacientes.

1.2 Técnicas de Expansão Pulmonar

1.2.1 Pressão Positiva Expiratória nas Vias Aéreas (*Expiratory Positive Airway Pressure – EPAP*)

O EPAP é um instrumento utilizado rotineiramente na fisioterapia, cujo princípio consiste na aplicação de uma resistência ao fluxo de ar durante a expiração em respiração espontânea, sustentando uma pressão positiva na via aérea (FALK et al., 1984). Fisiologicamente, o aumento da pressão transpulmonar está associado ao comportamento da P_{pl} e da P_{aw} . Durante a inspiração, existe a negativação da P_{pl} e a queda da P_{aw} , abaixo do nível da pressão atmosférica. Entretanto, na expiração, o uso do resistor aumenta a P_{aw} , garantindo a manutenção da P_L positiva (figura 2) (LAYON; BANNER, 1986).

Dois tipos de dispositivos são utilizados para aumentar a pressão expiratória,

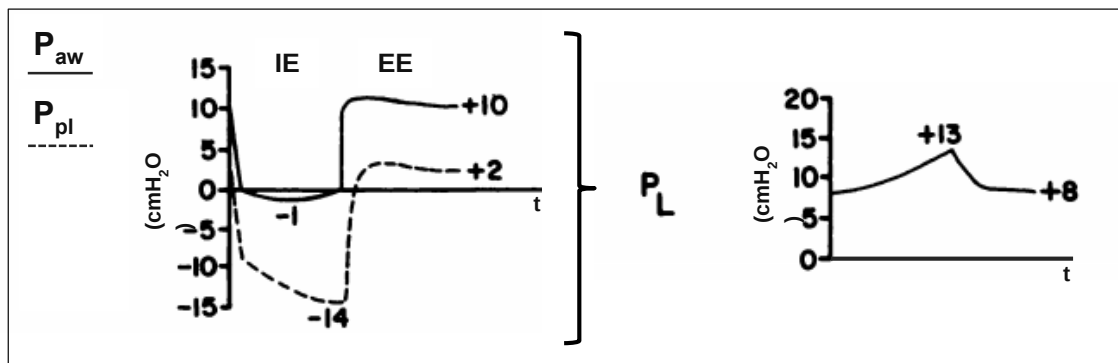


Figura 2. Comportamento da pressão de vias aéreas (P_{aw}), pressão pleural (P_{pl}) e pressão transpulmonar (P_L), com aplicação do EPAP a 10 cmH₂O. IE = inspiração espontânea; EE = expiração espontânea. (Modificada de Layon & Banner, 1986)

os resistores a fluxo e os lineares de pressão (SEHLIN et al., 2007). Os resistores a fluxo são válvulas com orifícios de 1,5 a 5,0 mm de diâmetro que geram turbulência na passagem do gás exalado. Este tipo de instrumento demanda um fluxo constante de gás e a diminuição deste fluxo acarreta redução da pressão retrógada gerada (CHRISTENSEN; NEDERGAARD; DAHL, 1990).

Já os resistores lineares de pressão mantêm um limiar de pressão constante, mesmo com a cessação do fluxo. Suas espécies mais difundidas são as válvulas de *spring-load* (MONTEIRO et al., 2012), que geram a resistência devido à compressão da mola, e o resistor por selo d'água, em que o nível de pressão está relacionado com a profundidade de inserção do tubo em um recipiente (WESTERDAHL et al., 2005; CAVALLI; NOHAMA, 2013).

Neste panorama, o princípio da manutenção da pressão positiva na via aérea durante a expiração é mais fidedigno quando utilizado o resistor por limiar pressórico, pois garante a pressão expiratória positiva previamente estabelecida, bem como sua regulação precisa, sem a necessidade de um fluxo exalatório constante, gerando pressões maiores que àquelas decorrentes da aplicação do resistor a fluxo. (FREITAS et al., 2009; SEHLIN et al., 2007).

Os dispositivos, geralmente, são conectados ao ramo exalatório de uma “peça T”, que possui no ramo inspiratório uma válvula unidirecional, garantindo a saída do fluxo de gás apenas através do resistor (figura 3).

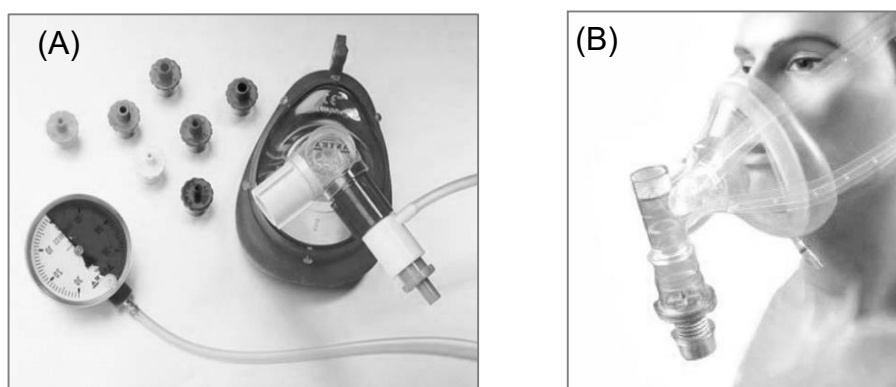


Figura 3. Ilustração do resistor a fluxo (A) e do resistor pressórico por válvula de *spring-load* (B).

Inicialmente, esse recurso terapêutico foi sugerido para o tratamento de pacientes com fibrose cística, com o objetivo de desobstrução brônquica (FALK et al., 1984). Devido à simplicidade para manuseio e o baixo custo, a técnica passou a

ser estudada em outras condições, tais como pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (CHRISTENSEN; NEDERGAARD; DAHL, 1990; CARDOSO; PAIVA; ALBUQUERQUE; JOST; PAIXÃO, 2011), no pós-operatório de cirurgias abdominais e torácicas (RICKSTEN; BENGTSSON; SODERBERG; THORDEN; KVIST, 1986), na otimização da deposição de broncodilatadores (CHRISTENSEN; NORREGAARD; DAHL, 1991; CHRISTENSEN; NORREGAARD; JENSEN; DAHL, 1993) e no processo de desmame da ventilação mecânica (RIEDER et al., 2009).

Em geral, os estudos propõem a melhora da função pulmonar, reabertura de áreas colapsadas, aumento da pressão arterial de oxigênio (PaO₂) e redução na incidência de complicações respiratórias (DARBEE et al., 2004). Todos esses benefícios podem estar associados ao incremento de duas variáveis, o volume corrente (V_c) e a CRF. O aumento da ventilação permite a renovação do gás alveolar e maior remoção do CO₂ (SCHANS; DE JONG; DE VRIES; POSTMA; KOETER; VAN DER MARK, 1993). Já a CRF, favorece a reabertura alveolar por meio da distribuição de fluxo pelas vias colaterais, restaurando o equilíbrio com o volume de oclusão pulmonar (ANDERSEN; QVIST; KANN, 1979; BOURN; JENKINS, 1992).

Dentre os poucos estudos sobre os efeitos do EPAP na expansibilidade pulmonar, existem achados que divergem quanto ao comportamento da CRF (LAYON et al., 1986; SCHANS et al., 1993). LAYON et al. (1986) observaram incremento na CRF à medida que a pressão do EPAP era elevado em 5, 10, 15 e 20 cmH₂O, apresentando resultados semelhantes à aplicação de CPAP. Porém, SCHANS et al. (1993), não encontrou diferenças na CRF com pressões de 0, 5 e 15 cmH₂O.

1.2.2 Breath Stacking

A manobra de *breath stacking* (BS) foi descrita inicialmente por MARINI et al. (1986) para estimar a capacidade vital em pacientes com alteração do estado mental. Este estudo encontrou forte correlação ($r^2 = 0,91$) entre a capacidade vital medida pelo BS e pela espirometria de um grupo pareado com indivíduos cooperativos.

O método consistia na execução de inspirações subsequentes através de uma válvula unidirecional que permitia apenas a entrada de ar nos pulmões. A não exalação desencadeia estímulos progressivos no centro respiratório, aumentando o

esforço na inspiração e o volume de gás empilhado a cada ciclo respiratório. O incremento de volume reduz à medida que a complacência torácica declina e os músculos respiratórios ficam em posição de desvantagem mecânica, entretanto, o fluxo de ar é mantido até que os esforços respiratórios sejam insuficientes para vencer a força de recolhimento elástico torácico (MARINI et al., 1986).

Extrapolando os dados dessa experiência, (BAKER et al., 1990) propuseram o uso do BS como uma terapia de expansão pulmonar, já que essa manobra garante uma inspiração profunda e maiores volumes quando comparado à espirometria de incentivo convencional (figura 4).

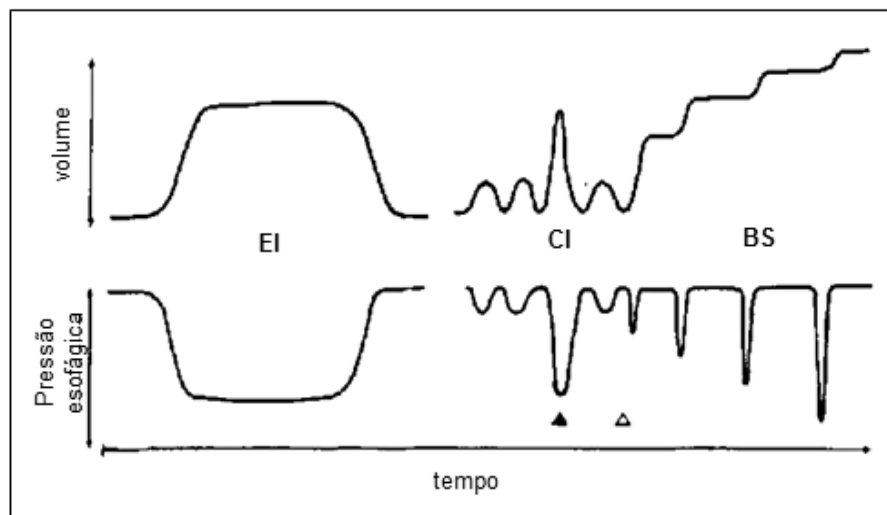


Figura 4. Comparação esquemática entre a espirometria de incentivo (EI) e a manobra de Breath Stacking (BS). A conexão da válvula unidirecional para o realização do BS favoreceu o acúmulo de volume ao longo dos ciclos respiratórios, em magnitudes maiores que encontradas durante a capacidade inspiratória (CI) e a EI. (Modificado de Baker, Lamb, & Marini, 1990)

Alguns autores modificaram a técnica clássica de BS utilizando uma bolsa de ressuscitação manual, conectada por uma máscara ou direto na via aérea artificial, para gerar o empilhamento de ar nos pulmões (BACH et al., 2008) (MCKIM et al., 2012).

Em geral, esta terapêutica tem sido utilizada em pacientes no pós-operatório toracoabdominal (DIAS et al., 2008), nas desordens neuromusculares (KANG; BACH, 2000; BACH et al., 2008; MCKIM et al., 2012), e em pacientes pós AVE

(FRANGA et al., 2014), objetivando o aumento a capacidade inspiratória máxima, da ventilação colateral e a reversão de áreas de atelectasia.

A manobra de BS possui a vantagem de ter baixo custo, fácil aplicação e a boa reprodutibilidade como manobra terapêutica (SÁ FEITOSA et al., 2012). Entretanto, são necessários mais estudos para esclarecer o funcionamento e os efeitos desta técnica na ventilação pulmonar.

1.3 Tomografia de Impedância Elétrica (TIE)

1.3.1 Princípios Básicos

A TIE é uma tecnologia recente aplicada na saúde, que consiste na relação entre o gradiente de tensão gerado em um circuito elétrico e a corrente elétrica resultante neste circuito (VICTORINO et al., 2004).

Como as células possuem disparidades biofísicas nas concentrações citoplasmáticas de íons e no transporte iônico através das membranas, elas podem ser comparadas ao funcionamento de um circuito elétrico. Os fluidos corporais fornecem o componente resistivo, enquanto as membranas celulares atuam como capacitores, armazenando energia (figura 5) (BAYFORD; TIZZARD, 2012).

Desse modo, diante de uma corrente aplicada de mesma intensidade no tecido biológico, quanto maior a dificuldade (impedância) para a passagem da corrente, maior será o gradiente de tensão gerado. Assim, numericamente a impedância elétrica (Z) seria a diferença de voltagem entre dois pontos de injeção de corrente, dividido pela intensidade da corrente resultante (TANAKA et al., 2008).

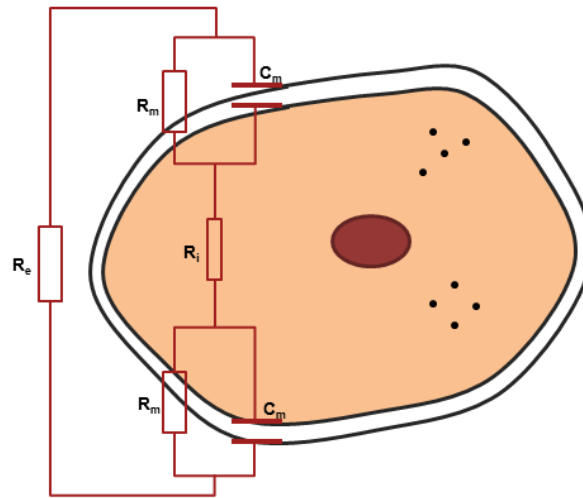


Figura 5. Representação das propriedades de impedância celular. As membranas se comportam como capacitores em série, enquanto os fluidos intra e extracelulares como resistores.

1.3.2 Avaliação da ventilação regional pulmonar

A avaliação do sistema respiratório é facilitada pela grande variação de impedância, gerada pela entrada e saída de ar no parênquima pulmonar (LEONHARDT; LACHMANN, 2012). Normalmente, com uma frequência de 10KHz, a impedância elétrica da superfície torácica é de 2 a 4 Ω m, e a do pulmão é em média de 10 Ω m. Quando o alvéolo é insuflado, existe um estiramento dos septos, tornando-os mais delgados, aumentando a resistência à passagem da corrente elétrica (COSTA, E. et al., 2009). Harris et al. encontraram aumento de mais de 300% na impedância do parênquima (7,2 – 23,6 Ω m) em indivíduos saudáveis, enquanto que a do tórax permanecia constante.

Estas propriedades biológicas do tórax tornam a TIE um importante dispositivo de monitorização por imagem do sistema respiratório por oferecer informações online sobre a ventilação regional pulmonar de modo não invasivo e livre de radiação ionizante (COSTA, E. L. et al., 2009).

Para aquisição de dados, são posicionados eletrodos em uma secção do tórax, onde há emissão de corrente elétrica de baixa amplitude e alta frequência. Em geral, pares de eletrodos alternam a função de injetar a corrente elétrica, de

modo rotacional, enquanto os demais eletrodos medem o potencial elétrico gerado (figura 6A). Ao fim de um ciclo são produzidas $n \times (n-3)$ medidas de voltagem, que n se refere ao número de eletrodos posicionados no tórax. (COSTA; AMATO, 2013).

As imagens são geradas por um algoritmo de reconstrução, que se baseia em uma matriz derivada de uma imagem tridimensional de elementos finitos do tórax (figura 6B), convertendo os sinais captados em uma imagem referente à ventilação pulmonar da secção transversal (6C) (COSTA et al., 2008).

Até o atual momento da evolução tecnológica, a TIE não gera uma imagem com detalhamento e visualização das estruturas anatômicas devido a sua baixa resolução espacial. Porém, esta ferramenta possui alta resolução temporal, possibilitando o estudo do comportamento dinâmico da distribuição do ar nos pulmões em tempo real e com baixo custo. (LEONHARDT; LACHMANN, 2012; COSTA, E. L. et al., 2009).

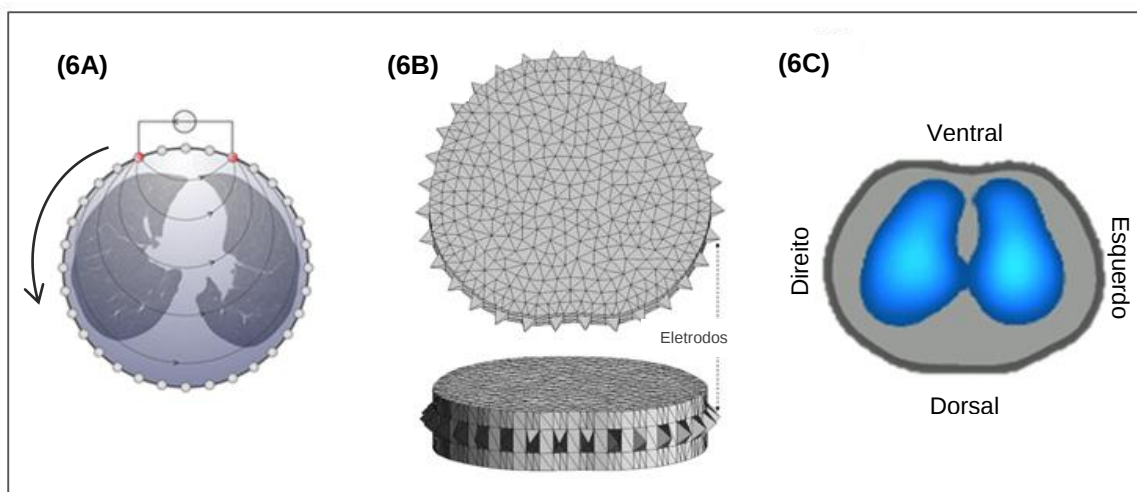


Figura 6. (6A) Funcionamento dos eletrodos da TIE. Um par de eletrodos injeta a corrente elétrica enquanto os demais fazem a leitura das tensões produzidas. O par injetor é alternado em sequência rotacional, intercalando um padrão de injeção. (6B) Malha de elementos finitos, tridimensionais, usados para reconstruir a imagem da tomografia de impedância elétrica. (6C) Imagem funcional gerada a partir da média da variação de impedância (ΔZ) de um intervalo selecionado. (Modificado de Costa et al., 2008.)

Além da monitorização por imagem de modo dinâmico e online (Figura 6C), a TIE gera um sinal gráfico (pletismograma) da variação de impedância ao longo do tempo, que representa a soma da variação de impedância (ΔZ) em todos os *pixels* em uma imagem.

A figura 7 ilustra a linearidade do sinal pletismográfico da variação de impedância elétrica com as mudanças do volume e da pressão no sistema respiratório durante o uso do modo CPAP com pressão de 10 cmH₂O.

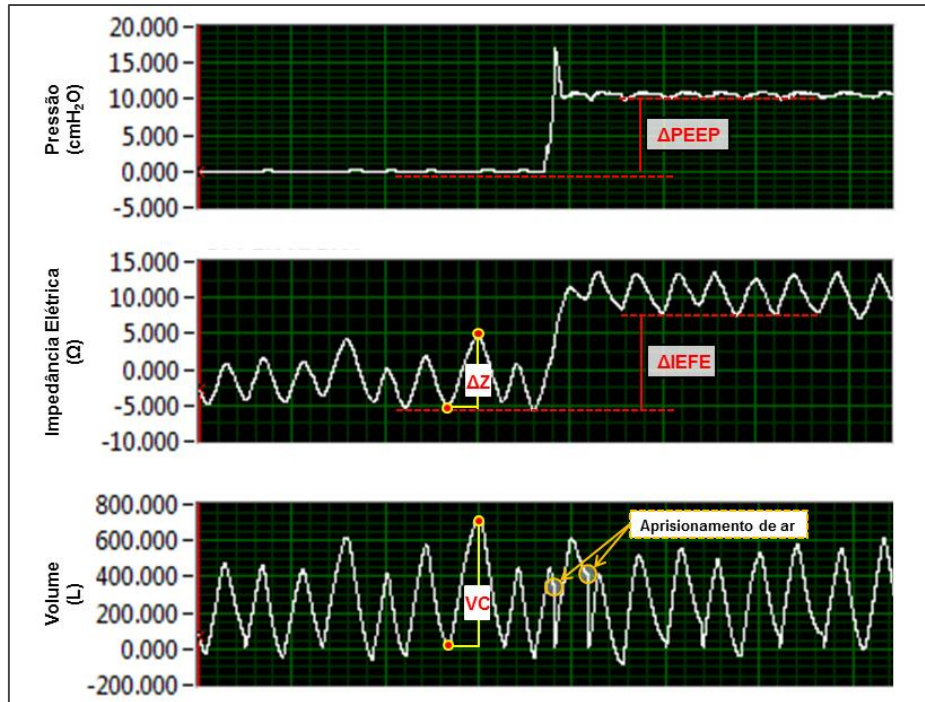


Figura 7. Ilustração da capacidade da TIE identificar variações no volume corrente (VC) e na pressão positiva ao final da expiração ($\Delta PEEP$). $\Delta IEFE$: variação de impedância elétrica ao final da expiração; ΔZ : variação de impedância elétrica.

1.3.3 Correlação entre a ventilação pulmonar global e regional

Adler et al (1997) foram os primeiros a estudar a acurácia da TIE nas mudanças dos volumes pulmonares. Cães anestesiados tiveram os pulmões insuflados a partir da CRF, de modo incremental, até 1000 ml. Foi encontrado um forte coeficiente de correlação na regressão linear entre a variação de impedância e o volume de ar insuflado ($R^2 = 0,997$).

De forma semelhante, utilizando como referência a lavagem de nitrogênio, Hinz et al. (2003), observaram boa correlação ($R^2 = 0,95$) entre a mudança do volume pulmonar ao final da expiração (VPFE) e da impedância elétrica ao final da

expiração (IEFE), com pressão positiva ao final da expiração (PEEP) de 0, 5, 10 e 15 cmH₂O.

Estas comparações também foram realizadas utilizando a tomografia computadorizada (TC) (FRERICHS et al., 2002). O volume pulmonar foi gradualmente elevado de 200 a 600 ml em etapas de 100 ml em diferentes níveis de PEEP. A correlação entre as alterações na densidade pulmonar e a TIE foi de 0,75 para região ventral e 0,93 para região dorsal.

Outros estudos descrevem resultados semelhantes quanto à acurácia de a TIE identificar alterações volumétricas (VICTORINO et al., 2004; GRIVANS et al., 2011; MARQUIS et al., 2006), fortalecendo o uso desta ferramenta para estimar as mudanças ventilatórias durante as terapias respiratórias à beira do leito.

2. JUSTIFICATIVA

Em tempos de saúde baseada em evidências científicas, é necessário elucidar os mecanismos fisiológicos e os efeitos clínicos das terapias respiratórias, para que não sejam empregadas na prática diária de modo indiscriminado. (NOBRE et al., 2000).

A maioria dos estudos publicados apresenta limitação quanto à metodologia de avaliação empregada, utilizando instrumentos inadequados para discriminar a mudança e/ou detectar o efeito da terapia, tais como, imagens de raio-X, oximetria de pulso, análise dos gases sanguíneos e função pulmonar (MACKENZIE et al., 1978; MARDIROSSIAN; SCHNEIDER, 1992; SINGH et al., 2015).

Estas ferramentas de avaliação refletem uma condição global do sistema respiratório e não são suficientes para entender o comportamento do fluxo de ar dentro dos pulmões e detalhar os efeitos fisiológicos e funcionais da terapia.

Como a TIE é capaz de monitorizar as alterações na ventilação e na aeração pulmonar, mapeando o movimento de entrada e saída do fluxo de gás em diferentes regiões pulmonares de um corte transversal (COSTA, E. L. et al., 2009; LEONHARDT; LACHMANN, 2012), seu uso na avaliação dos efeitos da TEP pode ser determinante para a compreensão dos efeitos fisiológicos e auxiliar na seleção apropriada de técnicas direcionadas para resolução de disfunções pulmonares, principalmente de caráter heterogêneo.

Desse modo, este estudo, utilizando a TIE como ferramenta de avaliação, buscou responder os seguintes questionamentos acerca das TEP:

- I. Como ocorre a distribuição do fluxo ar em pacientes neurocirúrgicos durante a aplicação das técnicas de BS e EPAP?
- II. Qual são as mudanças na aeração pulmonar, desencadeadas pelo BS e EPAP?
- III. Por quanto tempo o efeito terapêutico é mantido?
- IV. Existem efeitos deletérios nas variáveis cardiorrespiratórias?

3. HIPÓTESES DO ESTUDO

As hipóteses investigadas neste estudo foram:

- (1) As técnicas de BS e EPAP, tendo diferentes mecanismos de ação (princípios), divergem no modo de distribuição do fluxo de ar nos pulmões;
- (2) A técnica do BS desencadeará maior incremento da aeração pulmonar que a técnica EPAP.
- (3) O ganho de expansibilidade pulmonar (aeração) será mantida após o término das manobras.
- (4) Ambas as técnicas BS e EPAP não produzem efeitos deletérios no sistema cardiorrespiratório em decorrência de sua aplicação em pacientes neurocirúrgicos.

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo Geral

- Avaliar os efeitos das técnicas de expansão pulmonar *Breath Stacking* (BS) e Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) na ventilação pulmonar regional em pacientes neurocirúrgicos, não cooperativos e restritos ao leito, através da tomografia por impedância elétrica (TIE).

4.2 Objetivos Específicos

Estudo 1

- Mapear a distribuição do fluxo de ar nas regiões ventral e dorsal dos pulmões durante as técnicas de BS e EPAP através da variação de impedância elétrica regional.
- Verificar a existência de assincronia ventilatória entre as regiões ventral e dorsal, antes e durante as técnicas de BS e EPAP.

Estudo 2

- Comparar os efeitos durante e imediatamente após a aplicação das técnicas BS e EPAP em pacientes não cooperativos e restritos ao leito sobre as seguintes variáveis:
 - Aeração pulmonar regional (EELI);
 - Mensurar o tempo de duração do efeito terapêutico (TET) na manutenção da aeração pulmonar proporcionado pelas técnicas;
 - Avaliar a influência das técnicas de BS e EPAP em variáveis cardiorrespiratórias (frequência cardíaca – FC; pressão arterial sistólica – PAS; pressão arterial diastólica – PAD; pressão arterial média – PAM; frequência respiratória – FR; saturação periférica de oxigênio - SpO₂) antes, durante e após a execução das técnicas BS e EPAP.

5. MATERIAL E MÉTODOS

5.1 Aspectos Éticos

O referido estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, sob o CAAE 15037913.0.0000.5208 – Anexo I.

Todos os responsáveis foram informados sobre os objetivos, procedimentos, riscos e benefícios do estudo e participaram voluntariamente de acordo com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE (APÊNDICE A).

5.2 Delineamento do estudo

Trata-se de um ensaio clínico controlado randomizado do tipo *crossover*, desenvolvido na Unidade de Cuidados Especiais em Neurocirurgia (UCEN) do Hospital da Restauração, entre os meses de agosto de 2014 a janeiro de 2015.

5.3 População estudada

A amostra foi composta por pacientes submetidos à neurocirurgia, com restrição no leito por mais de 14 dias e sem suporte ventilatório mecânico por mais de 2 dias, caracterizando o sucesso do desmame da ventilação artificial.

Foram incluídos os sujeitos incapazes de responder ao comando (Escala de Coma de Glasgow - ECG: 3 – 10 pontos) (STERNBACH, 2000), com idade entre 18 e 65 anos e perimetria torácica na região mamilar entre 88 e 98 centímetros, em uso de tubo de traqueostomia (TQT), e excluídos aqueles com marca passo cardíaco, comorbidades respiratórias prévias (asma, doença pulmonar obstrutiva crônica, patologias restritivas pulmonares e da caixa torácica), expansibilidade torácica assimétrica, deformidade na caixa torácica, distensão abdominal, fratura de costelas, espasticidade em algum hemisorpo com pontuação maior que 2 na Escala de Ashworth para os membros superiores (BOHANNON; SMITH, 1987), movimentos descoordenados nos membros, instabilidade cardiorrespiratória (FC < 60 ou > 120 bpm; FR > 35 ipm; PAM < 60 mmHg ou > 120 mmHg; SpO₂ < 90%; sinais característicos de aumento do trabalho respiratório como tiragem dos músculos intercostais e uso de musculatura acessória) (ADLER; MALONE, 2012).

5.4 Cálculo amostral

O cálculo amostral foi realizado através do aplicativo “*Quantitative Measurement tools*” para estudo crossover desenvolvido pela Massachusetts General Hospital Mallinckrodt General Clinical Research Center (Massachusetts, EUA), disponível em site na internet (http://hedwig.mgh.harvard.edu/sample_size/size.html).

Foram utilizados para o cálculo os dados de 5 pacientes no estudo piloto para os desfechos de Δ IEFE e TET. O maior número amostral foi obtido para o Δ IEFE, sendo necessários 9 pacientes, acreditando que há 81% de probabilidade que o estudo detecte uma diferença no tratamento, unilateralmente, com nível de significância de 5% ($p < 0,05$), se a mínima diferença detectável entre os tratamentos BS e EPAP fosse de 23,35 unidades. Este cálculo foi baseado na premissa de que o desvio padrão da diferença nas variáveis é de 21,76. Considerando a probabilidade de ocorrer ruídos nos sinais da análise, optou-se por acrescentar 40% para repor perda amostral, portanto, sendo coletados 13 pacientes.

5.5 Protocolo de coleta dos dados

Participaram do estudo três pesquisadores, sendo o pesquisador 1 responsável pelo preparo do paciente e da avaliação antes, durante e após intervenção; o pesquisador 2 responsável por aplicar as técnicas de BS e EPAP. O terceiro pesquisador foi responsável pelo processo de randomização.

5.6 Preparação do paciente

Os pacientes foram posicionados em decúbito dorsal com cabeceira elevada em 45°, sendo realizada a tricotomia dos pelos torácicos, seguida de higienização com algodão umedecido de álcool a 70%, para minimizar a resistência à corrente elétrica emitida pela TIE.

Objetivando garantir que o protocolo iniciasse na mesma condição para todos os pacientes (homogeneização), antes das aplicações das técnicas foi realizada a aspiração endotraqueal composta por 3 inserções da sonda no tubo de traqueostomia com pressão negativa regulada entre 100 e 150 mmHg, com sonda número 14 French, durante 15 segundos. No intuito de minimizar os efeitos pós AET, os pacientes eram submetidos à assistência ventilatória por 2 minutos no modo CPAP com 10 cmH₂O através do ventilador Vivo40 (General Electric, Suécia). As

técnicas BS ou EPAP só foram iniciadas após um intervalo de 60 minutos da aplicação do CPAP. Este intervalo foi definido após um estudo piloto, onde foi encontrado este tempo como o máximo necessário para o retorno dos parâmetros ventilatórios a valores prévios a aspiração. Objetivando evitar escapes aéreos por via aérea superior, e consequentemente erro na mensuração dos volumes pulmonares, o balonete (cuff) do TQT era inflado até o volume mínimo de oclusão.

5.7 Intervenções

5.7.1 Randomização

As intervenções foram randomizadas utilizando o programa de randomização disponível em site na internet (www.randomization.com). A sequência de intervenção foi codificada em sequência 1 (BS para EPAP) e sequência 2 (EPAP para BS), e a alocação foi transferida para uma série de envelopes opacos numerados aos voluntários selecionados para o estudo.

5.7.2 Técnicas de Breath Stacking e EPAP

A técnica de BS foi realizada por meio de uma “peça T” conectada ao pneumotacógrafo, com uma válvula unidirecional inspiratória e o ramo expiratório ocluído (figura 8). A oclusão do ramo expiratório era mantida até ser observada, através da análise *on-line da TIE*, a presença de um platô no gráfico de impedância, o que corresponderia à ausência de deslocamento de ar inspirado. Na ausência de um platô de impedância, foi determinado o tempo de 40 segundos como permanência máxima da manobra. Foram realizadas três manobras de BS, com intervalos de um minuto entre elas, tendo a conduta completa uma duração aproximada de cinco minutos.

Para a aplicação do EPAP foi utilizado uma válvula de *Spring Load* (Vital Signs, Totowa, NJ, EUA), ajustada com uma pressão de 10 cmH₂O. Este dispositivo era conectado ao ramo expiratório da “peça T”. A duração total da terapia foi de 5 minutos, mantendo a mesma temporalidade do BS (figura 9).

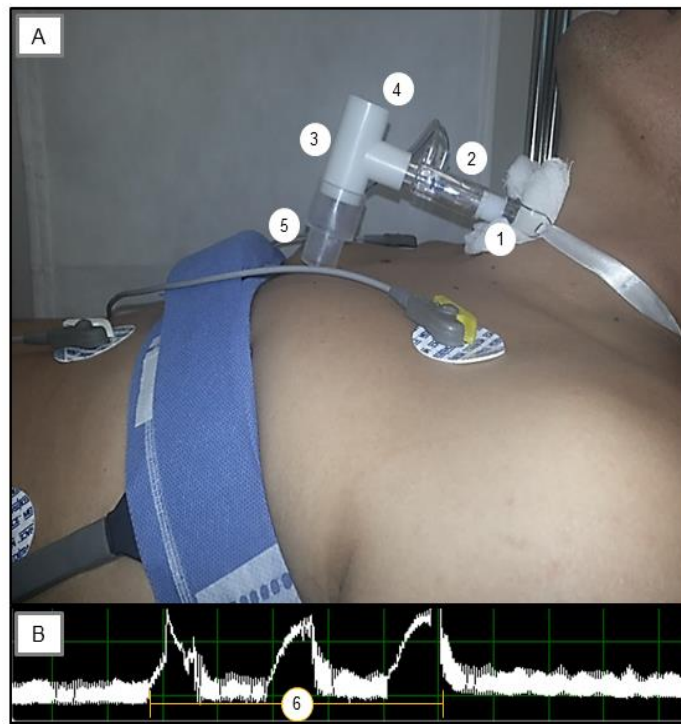


Figura 8. Aplicação da técnica de *breath stacking*. A imagem “A” ilustra: 1- tubo de traqueostomia; 2- pneumotacógrafo; 3- “peça T”; 4- ramo inspiratório; 5- peça para oclusão do ramo expiratório. Imagem “B”: 6- pletismograma de impedância elétrica durante sequência de 3 manobras de *breath stacking*.

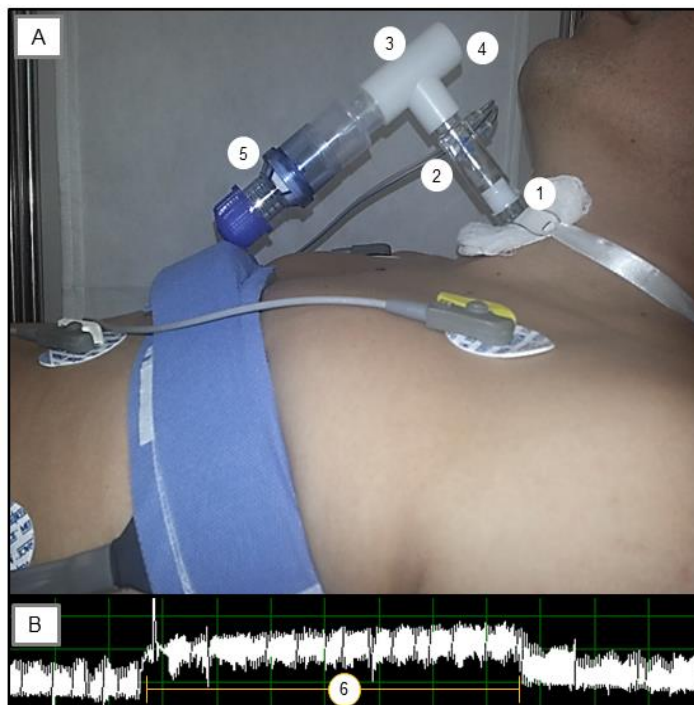


Figura 9. Aplicação da terapia com EPAP (*expiratory positive airway pressure*). A imagem “A” ilustra: 1- tubo de traqueostomia; 2- pneumotacógrafo; 3- “peça T”; 4- ramo inspiratório; 5- válvula de *spring load* conectada no ramo expiratório. Imagem “B”: 6- pletismograma da tomografia de impedância elétrica durante a terapia com EPAP.

5.8 Monitorização da ventilação pulmonar regional

A monitorização da ventilação pulmonar regional foi realizada por meio de um tomógrafo de impedância elétrica, modelo ENLIGHT® 1800 (Dixtal Biomédica, São Paulo, Brasil). Para aquisição dos dados foi posicionada uma cinta, composta por duas faixas com 16 eletrodos cada, na região supramamilar dos pacientes, coberta por uma capa descartável com gel condutor adesivo (figura 10).

O equipamento é programado para injetar correntes elétricas entre 5-10 mA a 125 KHz através da cinta de eletrodos. O padrão de injeção é definido de modo que dos 32 eletrodos, 02 são responsáveis por emitir a corrente, mantendo sempre 03 eletrodos passivos entre eles, e os demais 29 mensuram o gradiente de voltagem gerada (TANAKA et al., 2008).

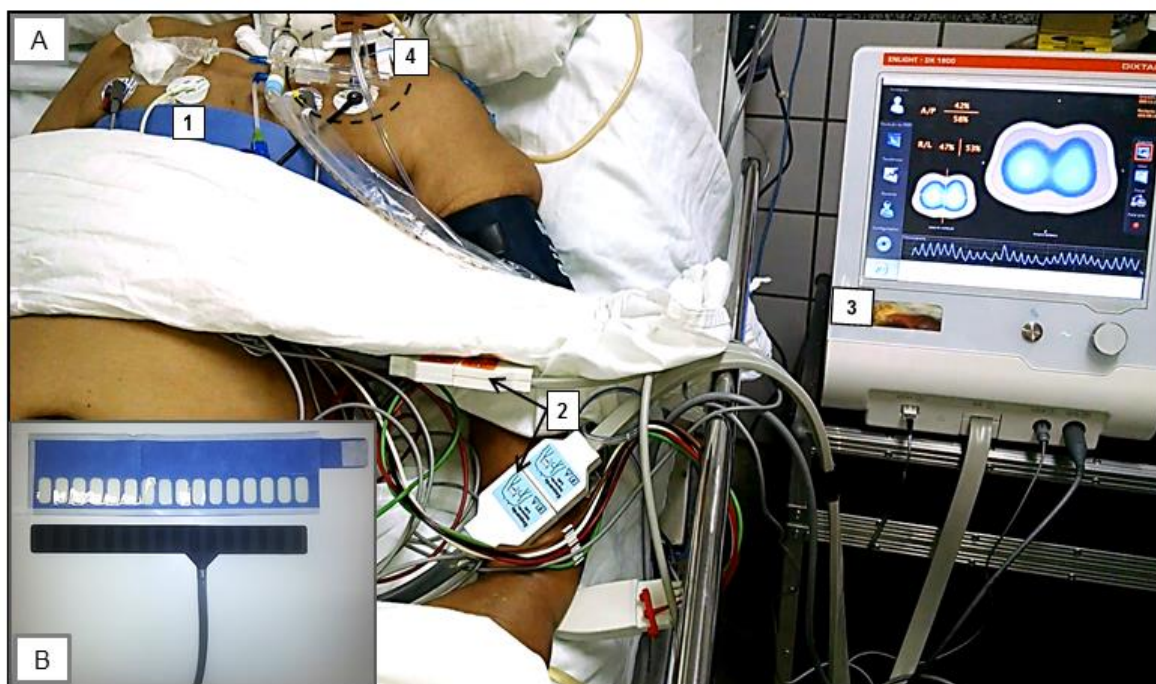


Figura 10. Cenário de monitorização do paciente. Em “A”: 1-Posicionamento da cinta de eletrodos na região supramamilar; 2- Conexões das faixas de 16 eletrodos aos cabos do tomógrafo; 3- Tomógrafo de impedância elétrica modelo ENLIGHT 1800 (Dixtal, São Paulo, Brasil); 4- Pneumotacógrafo conectado a tubo de traqueostomia da paciente. Em “B”: Faixa de 16 eletrodos e capa descartável com gel condutor adesivo.

O par injetor é alternado em sequência rotacional, para que todos possam propagar a corrente elétrica. Desse modo, ao fim de um ciclo de 32 padrões de aquisição são produzidas 928 medidas de voltagem (32 x 29 eletrodos), que

consiste em um “*frame* de voltagens”. Como o equipamento usado possui uma frequência de aquisição de 50Hz, é possível obter imagens com resolução temporal de um “*frame*” (quadro) a cada 1,2 segundos (60s/50Hz).

Os dados obtidos pela TIE foram gravados em arquivos separados e exportados em pendrive para posterior análise. O primeiro arquivo contém um período de 10 minutos de respiração em repouso (basal), seguido da intervenção 01 e é finalizado com o retorno da IEFE a valores basais, determinando assim o tempo de *washout* entre as técnicas. No segundo, eram gravados os dados da intervenção 02, com as mesmas etapas do primeiro, com o restabelecimento da IEFE, definindo o fim do protocolo (figura 11).

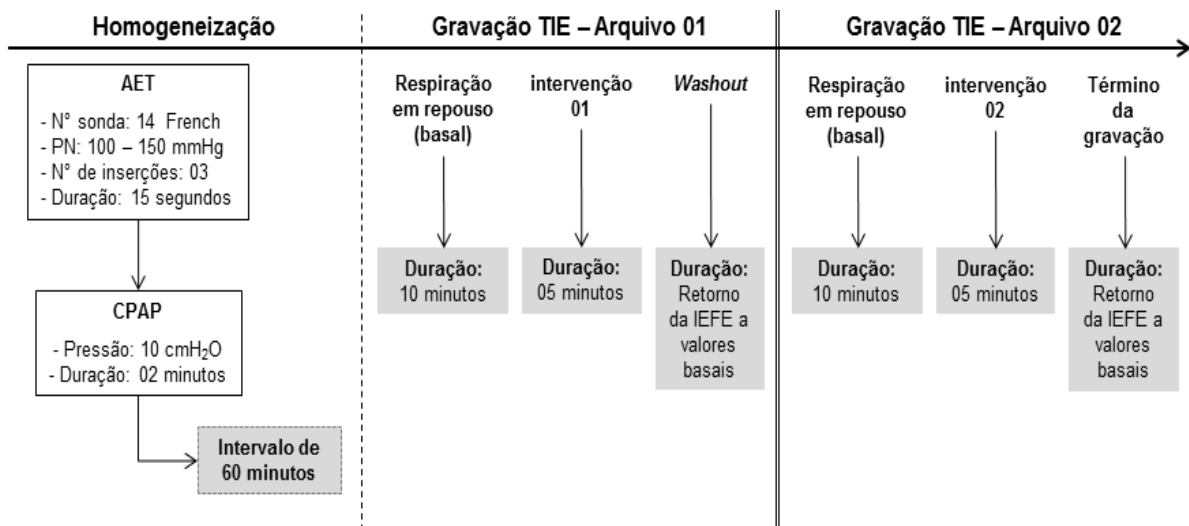


Figura 11. Sequência do protocolo de coleta do estudo. TIE: tomografia de impedância elétrica; ECG: eletrocardiograma; PANI: pressão arterial não invasiva; AET: aspiração endotraqueal; CPAP: pressão positiva contínua na via aérea; IEFE: impedância elétrica ao final da expiração.

5.9 Monitorização das variáveis cardiorrespiratórias

A frequência cardíaca, pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica, pressão arterial média, frequência respiratória, e a oximetria de pulso foram analisados por meio de um monitor multiparamétrico DX-2020 (Dixtal Biomédica, São Paulo, Brasil) durante todo o período de coleta de dados.

5.10 Análise dos dados

A análise *off-line* dos dados da TIE foi realizada através do programa “*EIT Analysis Tools*”, versão 7.4.8, desenvolvido em ambiente *Labview* (National

Instruments, Texas, EUA) pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Investigação Médica - LIM/09, da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Antes da quantificação dos dados cada arquivo passou por um filtro de passa baixa para eliminar ruídos maiores que 15 Hz decorrentes da pulsatilidade sistólica.

5.10.1 Definição das regiões de interesse

Foram definidas duas regiões de interesse (ROIs) para análise da distribuição da ventilação. A delimitação das ROIs era feita através de uma imagem funcional com matriz 32 x 32, gerada por um intervalo de 3000 *frames* (1 minuto) durante a respiração tranquila (basal). Foi fixada uma barra no ponto médio da amplitude total da imagem, dividindo-a em região ventral (RV) e região dorsal (RD) (figura 12).

A posição da barra divisória era mantida no mesmo ponto durante toda a análise das intervenções. Para a análise do dado global, esta barra era removida do plano da matriz.

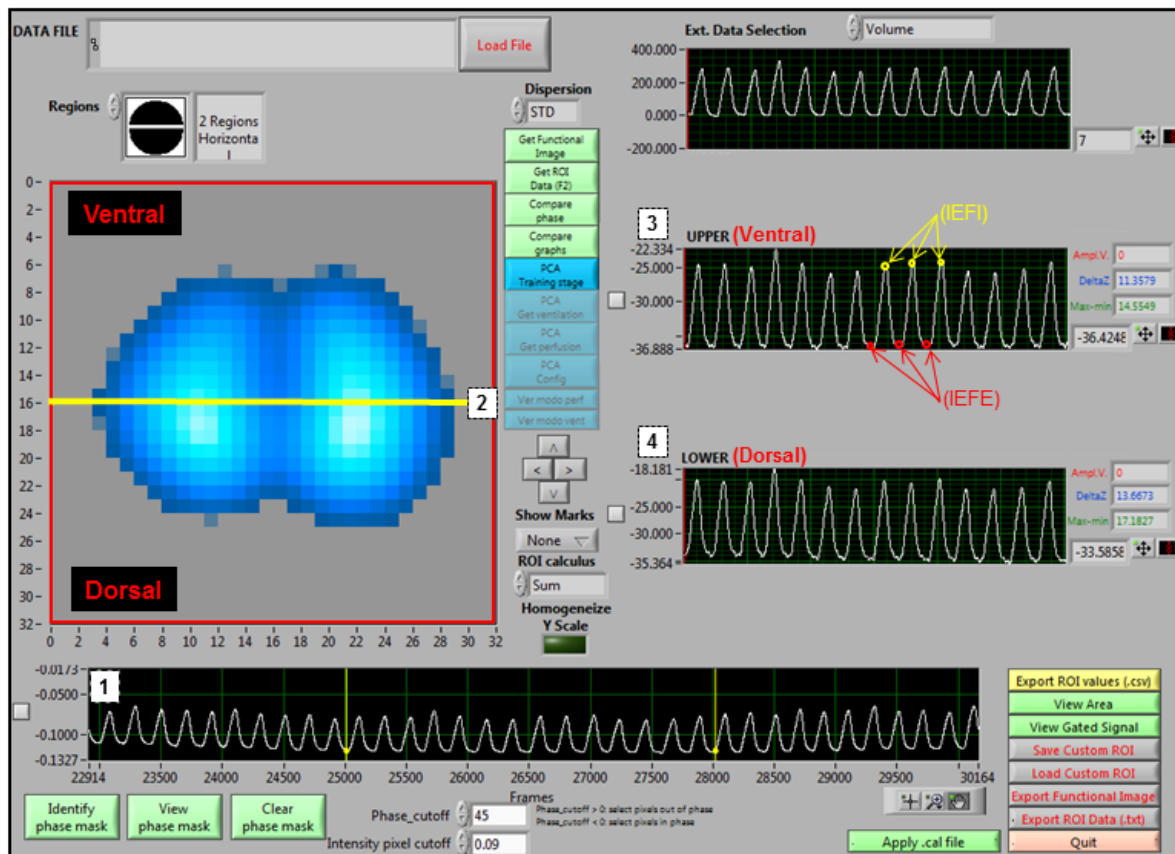


Figura 12. Tela do programa *EIT Analysis Tools*. 1- Pletismograma da variação de impedância global durante a respiração tranquila, com um intervalo selecionado de 3000 frames (60 segundos); 2- Barra divisória das ROIs “ventral” e “dorsal” na imagem funcional pulmonar gerada nos *frames* selecionados; 3 e 4 – Pletismogramas da variação de impedância nas regiões ventral e dorsal, respectivamente; IEFE: impedância elétrica ao final da expiração; IEFI: impedância elétrica ao final da inspiração.

5.10.2 Mapeamento da distribuição da ventilação pulmonar regional

Para mapear a distribuição da ventilação regional foi selecionado um ciclo respiratório completo, localizado no meio do intervalo de frames da respiração tranquila e das técnicas BS e EPAP. Foram geradas 8 imagens funcionais, com intervalos de 10 a 15 frames (0,2 a 0,3 segundos) de modo sequencial ao longo do ciclo (4 imagens na inspiração e 4 na expiração).

Cada imagem funcional foi analisada nas ROIs RV e RD quanto à fase que se encontravam de acordo com sentido das respectivas curvas de impedância (inspiração = aumento da impedância; expiração = redução da impedância).

Para facilitar a interpretação do mapeamento, foram geradas as curvas de pressão, fluxo, volume e impedância elétrica das ROIs RV e RD do ciclo respiratório selecionado. Assim, também foi possível analisar, de modo qualitativo, a existência ou não de transferências de fluxo de ar entre as regiões.

5.10.3 Avaliação do ângulo fase entre as regiões ventral e dorsal

A análise do ângulo fase (Φ) foi proposta para quantificar a presença de ventilação paradoxal entre as ROIs RV e RD, e desse modo, facilitar o entendimento da distribuição da ventilação.

O Φ foi determinado através da ferramenta *“ROI Analysis Main – Compare Phase”* do programa *“EIT Analysis Tools”* que calcula a diferença do Φ das regiões como a medida de assincronia em seu esvaziamento.

Para essa medida, foram selecionados os pletismogramas das RV e RD nos intervalos da respiração tranquila e das intervenções. Todas as curvas estavam com os ciclos respiratórios marcados, no mesmo ponto, baseados na detecção do início das inspirações pelo pneumotacógrafo do TIE.

A leitura do Φ seguiu o sentido de rotação da alça normalizada, no sentido horário (positivo) e no anti-horário (negativo). Considerando a ROI RV como referência, quando o Φ era positivo, significava que a RD esvaziava mais rápido que a RV, e se negativo, a RD esvaziava tardiamente.

O valor do Φ pode variar de -180° a $+180^\circ$, e considera-se que quanto mais próximo de 0° , mais sincrônica é a ventilação entre as duas ROIs.

A figura 13 ilustra as curvas do sinal pletismográfico, a alça normalizada e o valor do Φ de um mesmo paciente durante a respiração basal e com uso da válvula de EPAP.

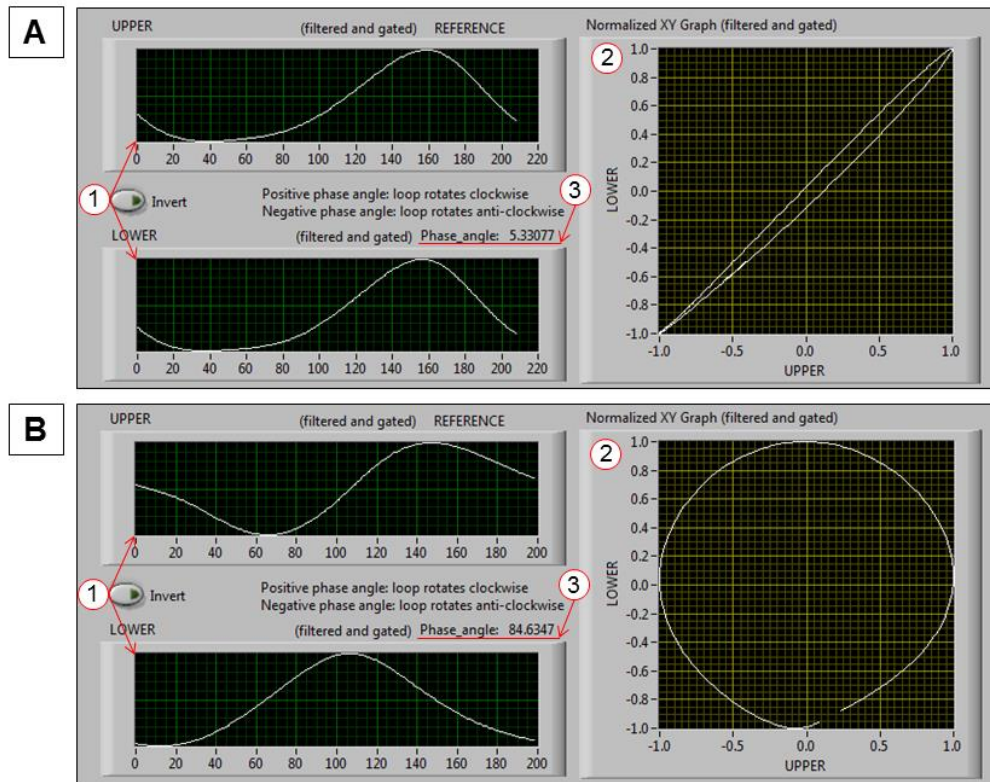


Figura 13. Tela da ferramenta “ROI Analysis Main – Compare Phase”. A imagem ilustra as curvas do sinal pletoisomográfico das ROIs (1), a alça normalizada (2) e o valor do Φ (3) de um mesmo paciente durante a respiração basal (A) e com uso da válvula de EPAP (B).

5.10.4 Medida da aeração pulmonar regional

As análises da aeração pulmonar regional foram realizadas através do traçado do pletoisograma de impedância elétrica global.

A aeração foi obtida pela razão da soma das medidas de IEFE durante um intervalo de *frames* pelo número de medições feitas (n):

$$\text{AERAÇÃO} = \left(\frac{\text{IEFE1} + \text{IEFE2} + \dots + \text{IEFEn}}{n} \right) = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{IEFE}_i \right)$$

6 RESULTADOS

Atendendo às normas vigentes do Programa de Pós-graduação *Strictu Sensu* em Fisioterapia da UFPE para elaboração da dissertação, este estudo resultou na elaboração de dois artigos originais, apresentados no Apêndice B e C, respectivamente:

ARTIGO 1: Airflow Displacement on Regional Lung Ventilation During Breath Stacking and Expiratory Positive Airway Pressure in Non-Cooperative Patients

ARTIGO 2: Immediate Effect of Lung Expansion Techniques in Non-cooperative Patients with Prolonged Bed Restriction: A Randomized Crossover Study

Ambos os artigos foram apresentados conforme as normas de submissão do periódico.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo mostrou que a expansão pulmonar durante as técnicas de Breath Stacking e EPAP foi acompanhada por transferências de fluxos de ar entre as regiões ventral e dorsal dos pulmões, sugerindo a existência do fenômeno “*Pendelluft*”. A descoberta da presença do “*pendelluft*” durante as intervenções exige novas investigações para entender se existem efeitos deletérios na remoção de gás carbônico e na oxigenação desses pacientes. As duas intervenções proporcionaram um aumento significativo da aeração pulmonar quando comparado ao período pré-intervenção. Contudo, o tempo de manutenção deste efeito terapêutico não foi considerado como clinicamente importante. Não foram observados efeitos adversos no sistema cardiovascular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADLER, A.; AMYOT, R. Monitoring changes in lung air and liquid volumes with electrical impedance tomography. **Journal of Applied Physiology**, p. 1762–1767, 1997.
- ADLER, J.; MALONE, D. Early mobilization in the intensive care unit: A systematic Review. **Cardiopulmonary Physical Therapy Journal**, v. 23, n. 1, p. 5–13, 2012.
- AGOSTINI, P.; NAIDU, B.; CIESLIK, H.; et al. Effectiveness of incentive spirometry in patients following thoracotomy and lung resection including those at high risk for developing pulmonary complications. **Thorax**, v. 68, p. 580–5, 2013.
- ANDERSEN, JB; QVIST, J; KANN, T. Recruiting collapsed lung through collateral channels with positive end-expiratory pressure. **Scandinavian Journal of Respiratory Diseases**, v. 60, n. 5, p. 260–266, 1979.
- BACH, J. R.; MAHAJAN, K.; LIPA, B.; et al. Lung insufflation capacity in neuromuscular disease. **American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 87, p. 720–725, 2008.
- BAKER, W. L.; LAMB, V. J.; MARINI, J. J. Breath-stacking increases the depth and duration of chest expansion by incentive spirometry. **The American review of respiratory disease**, v. 141, p. 343–346, 1990.
- BAYFORD, R.; TIZZARD, A. Bioimpedance imaging: an overview of potential clinical applications. **Analyst**, v. 137, n. 20, p. 4635–43, 2012.
- BHAT, A.; CHAKRAVARTHY, K.; RAO, B. Chest physiotherapy techniques in neurological intensive care units of India: A survey. **Indian Journal of Critical Care Medicine**, v. 18, p. 363, 2014.
- BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical therapy**, v. 67, p. 206–207, 1987.
- BORGES, J. B.; SUAREZ-SIPMANN, F.; BOHM, S. H.; et al. Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, p. 225–236, 2012.
- BOURN, J.; JENKINS, S. Post-operative Respiratory Physiotherapy: Indications for treatment. **Physiotherapy**, v. 78, n. 2, p. 80–85, 1992.
- CARDOSO, DM; PAIVA, DN; ALBUQUERQUE, IM; JOST, RT; PAIXÃO, A. Efeitos da pressão positiva expiratória nas vias aéreas sobre a atividade

eletromiográfica da musculatura acessória da inspiração em portadores de DPOC. **J Bras Pneumol.**, v. 37, n. 1, p. 46–53, 2011.

CAVALLI, F.; NOHAMA, P. Novo dispositivo EPAP subaquático no pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio. **Fisioterapia em Movimento**, p. 37–45, 2013.

CHRISTENSEN, EF; NEDERGAARD, T; DAHL, R. Long-term treatment of chronic bronchitis with positive expiratory pressure mask and chest physiotherapy. **CHEST**, v. 97, p. 645–650, 1990.

CHRISTENSEN, EF; NORREGAARD OLE; DAHL, R. Treatment of bronchial asthma with terbutaline inhaled by conespacer combined with positive expiratory pressure mask. **CHEST**, v. 100, p. 317–321, 1991.

CHRISTENSEN, EF; NORREGAARD OLE; JENSEN LW; DAHL, R. Inhaled p2-Agonist and Positive Pressure in Bronchial Asthma. **Chest**, v. 104, p. 1108–1113, 1993.

COSTA, E. L.; CHAVES, C. N.; GOMES, S.; et al. Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. **Critical care medicine**, v. 36, n. 4, p. 1230–8, 2008.

COSTA, E. L.; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. Electrical impedance tomography. **Current Opinion in Critical Care**, v. 15, n. 1, p. 18–24, 2009.

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.

COSTA, E.; LIMA, R.; AMATO, M. Bedside Applications of Electrical Impedance Tomography. in: Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine. **Springer Verlag**. Eds. Jean-Louis Vincent. 2009.

CRAING, D. B. Postoperative Recovery of Pulmonary Function. **Anesthesia and analgesia**, v. 60, n. 1, p. 46–52, 1981.

D'ANGELO, E.; AGOSTONI, E. Continuous recording of pleural surface pressure at various sites. **Respiration Physiology**, v. 19, p. 356–368, 1973.

D'ANGELO, M. G.; SANT'AMBROGIO;; AGOSTONI, E. Effect of diaphragm activity or paralysis on distribution of pleural pressure. **J Appl Physiol**, v. 37, n. 3, p. 311–315, 1974.

DARBEE, J.; OHTAKE, P.; GRANT, B.; CERNY, J. Physiologic Evidence for the Efficacy of Positive Expiratory Pressure as an Airway Clearance Technique in Patients With Cystic Fibrosis. **Phys Ther**, v. 84, n. 6, p. 524–537, 2004.

DEAN, E. Effect of body position on pulmonary function. **Physical therapy**, v. 65, p. 613–618, 1985.

DIAS, C.; PLÁCIDO, T.; FERREIRA, M.; GUIMARÃES, F.; MENEZES, S. Inspirometria de incentivo e breath stacking: repercussões sobre a capacidade inspiratória em indivíduos submetidos à cirurgia abdominal. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 2, p. 94–99, 2008.

DUGGAN, M.; KAVANAGH, B. P. Pulmonary atelectasis: a pathogenic perioperative entity. **Anesthesiology**, v. 102, n. 4, p. 838–854, 2005.

FALK, M; KELSTRUP, M; ANDERSEN J.B; KINOSHITA, T; FALK, P; STOVING, S; GOTHGEN, I. Falk_Improving the ketchup bottle method with positive expiratory pressure, PEP, in cystic fibrosis_1984.pdf. , 1984.

FRANÇA, E.; FERRARI, F. Fisioterapia em pacientes críticos adultos: recomendações do Departamento de Fisioterapia da Associação de Medicina Intensiva Brasileira. **RBTI**, v. 24, n. 1, p. 6–22, 2010.

FRANGA, A.; RATTES, C.; CAMPOS, S.; et al. Dinâmica ventilatória e assimetria da caixa torácica, durante breath stacking e espirometria de incentivo, em pacientes pós-acidente vascular encefálico: ensaio clínico cruzado. **ASSOBRAFIR Ciência**, v. 5 (supl1), p. 114–114, 2014.

FREITAS, F. S.; SILVA, L.; TAVARES, L.; et al. Aplicação da Pressão Positiva Expiratória nas Vias Aéreas (EPAP): Existe um Consenso? **Fisioter Mov.**, v. 22, n. 2, p. 281–292, 2009.

FRERICHS, I.; HINZ, J.; HERRMANN, P.; et al. Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. **Journal of applied physiology**, v. 93, n. 2, p. 660–6, 2002.

GENTILE, J. KLEBER D. A.; HIMURO, H. S.; ROJAS, S. S. O.; et al. Condutas no paciente com trauma crânioencefálico *. **Rev Bras Clin Med**, v. 9, n. 1, p. 74–82, 2011.

GRIVANS, C.; LUNDIN, S.; STENQVIST, O.; LINDGREN, S. Positive end-expiratory pressure-induced changes in end-expiratory lung volume measured by spirometry and electric impedance tomography. , v. c, p. 1068–1077, 2011.

HARRIS, N.; SUGGETT, A.; BARBER, D.; BROWN, B. Applications of applied potential tomography (APT) in respiratory medicine Applications of applied potential tomography medicine. **Clin Phys Physiol Meas**, v. 8, n. Suppl A, p. 155–165, 1987.

HINZ, J.; HAHN, G.; NEUMANN, P.; et al. End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. **Intensive care medicine**, v. 29, n. 1, p. 37–43, 2003.

HRISTARA-PAPADOPOULOU, A.; TSANAKAS, J.; DIOMOU, G.; PAPADOPOULOU, O. Current devices of respiratory physiotherapy. **Hippokratia**, v. 12, p. 211–220, 2008.

JÜTTLER, E.; SCHWAB, S.; SCHMIEDEK, P.; et al. Decompressive surgery for the treatment of malignant infarction of the middle cerebral artery (DESTINY): A randomized, controlled trial. **Stroke**, v. 38, p. 2518–2525, 2007.

KANG, S. W.; BACH, J. R. Maximum insufflation capacity. **Chest**, v. 118, p. 61–65, 2000.

KIM, J.; KIM, C. H.; KANG, H.-S.; PARK, C.-K.; CHUNG, C. K. Cognitive Function of Korean Neurosurgical Patients: Cross-sectional Study Using the Korean Version of the Mini-mental Status Examination. **Journal of Cerebrovascular and Endovascular Neurosurgery**, v. 14, p. 11, 2012.

LAYON, J.; BANNER, M. Continuous positive airway pressure and expiratory positive airway pressure increase functional residual capacity equivalently. **CHEST**, v. 89, n. 4, p. 517–521, 1986.

LEONHARDT, S.; LACHMANN, B. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? **Intensive care medicine**, v. 38, n. 12, p. 1917–29, 2012.

MACKENZIE, C.; SHIN, B.; MCASLAN, T. Chest physiotherapy: the effect on arterial oxygenation. **Anesthesia & Analgesia**, p. 28–30, 1978.

MANSUR, A. D. P.; SOUZA, M. D. F. M. DE; TIMERMAN, A.; et al. Trends in the risk of death from cardiovascular, cerebrovascular and ischemic diseases in thirteen States of Brazil from 1980 to 1998. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 87, p. 641–648, 2006.

MARDIROSSIAN, G.; SCHNEIDER, R. E. netry. **Anesth Prog**, v. 39, p. 194–196, 1992.

MARINI, J.; RODRIGUES, R.; LAMB, V. Involuntary breath stacking: An alternative method for vital capacity estimation in poorly cooperative subjects. **The American Review of Respiratory Disease**, v. 134, p. 694–698, 1986.

MARQUIS, F.; COULOMBE, N.; COSTA, R.; et al. Electrical impedance tomography's correlation to lung volume is not influenced by anthropometric parameters. **Journal of Clinical Monitoring and Computing**, v. 20, p. 201–207, 2006.

MCKIM, D. A.; KATZ, S. L.; BARROWMAN, N.; NI, A.; LEBLANC, C. Lung volume recruitment slows pulmonary function decline in duchenne muscular dystrophy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. July, p. 1117–1122, 2012.

MONTEIRO, M. B.; BERTON, D. C.; MOREIRA, M. A. F.; MENNA-BARRETO, S. S.; TEIXEIRA, P. J. Z. Effects of expiratory positive airway pressure on dynamic hyperinflation during exercise in patients with COPD. **Respiratory care**, v. 57, n. 9, p. 1405–12, 2012.

MORAIS, C. A.; RATTES, C.; CAMPOS, S. L.; et al. Distribution Of Ventilatory By Electrical Impedance Tomography During Breath Staking And Expiratory Positive Airway Pressure. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 189, p. A2401, 2014.

MOREIRA FALEIRO, R.; GODOY PIMENTA, N. J.; MENDES FALEIRO, L. C.; et al. Craniotomia descompressiva para tratamento precoce da hipertensão intracraniana traumática. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 63, p. 508–513, 2005.

NOBRE, M.; BERNARDO, W.; JATENE, F. Medicina Baseada em Evidências: a arte de aplicar o conhecimento científico na prática clínica. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 46, p. 285–288, 2000.

O'DONOHUE, W. National survey of the usage of lung expansion modalities for the prevention and treatment of postoperative atelectasis following abdominal and thoracic surgery. **Chest**, v. 87, p. 76–80, 1985.

OLIVEIRA, E.; LAVRADOR, J. P.; SANTOS, M. M.; ANTUNES, J. L. Traumatismo Crânio-Encefálico: Abordagem Integrada. **Acta Médica Portuguesa**, v. 25, n. 3, p. 179–192, 2012.

QUEIROZ, J. W. M.; FIGUEIREDO, E. G.; SEYFERT, C. E.; TEIXEIRA, M. J. Síndrome confusional aguda pós-neurocirurgia: etiologia, diagnóstico e tratamento. **Arq Bras Neurocir**, v. 31, n. 3, p. 151–155, 2012.

REBER, A.; ENGBERG, G.; WEGENIUS, G.; HEDENSTIERNA, G. Lung aeration. **Anaesthesia**, v. 51, n. December 1995, p. 733–737, 1996.

REZAEI, S.; ASGARI, K.; YOUSEFZADEH, S.; MOOSAVI, H.-A.; KAZEMNEJAD, E. Effects of neurosurgical treatment and severity of head injury on cognitive functioning, general health and incidence of mental disorders in patients with traumatic brain injury. **Archives of trauma research**, v. 1, p. 93–100, 2012.

RICKSTEN, SE; BENGTSSON, A; SODERBERG, C; THORDEN, M; KVIST, H. Effects of periodic positive airway pressure by mask on postoperative pulmonary function. **CHEST**, v. 89, n. 6, p. 774–781, 1986.

RIEDEL, T.; RICHARDS, T.; SCHIBLER, A. The value of electrical impedance tomography in assessing the effect of body position and positive airway pressures on regional lung ventilation in spontaneously breathing subjects. **Intensive Care Medicine**, v. 31, p. 1522–1528, 2005.

RIEDER, M. D. M.; COSTA, A. D. DA; VIEIRA, S. R. R. Short-term effects of positive expiratory airway pressure in patients being weaned from mechanical ventilation. **Clinics**, v. 64, n. 5, p. 403–408, 2009.

RODRIGUES, D. B.; LIMA, L. DE O.; PEREIRA, E. L. R.; et al. Epidemiologia das neoplasias intracranianas no Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo: 2010-2012. **Arq Bras Neurocir**, v. 33, n. 1, p. 6–12, 2014.

ROMEI, M.; MAURO, A. L.; D'ANGELO, M. G.; et al. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 172, p. 184–191, 2010.

ROUSSOS, C. S.; FUKUCHI, Y.; MACKLEM, P. T.; ENGEL, L. A. Influence of diaphragmatic contraction on ventilation distribution in horizontal man. **Journal of applied physiology**, v. 40, p. 417–424, 1976.

ROUSSOS, C. S.; MARTIN, R. R.; ENGEL, L. A. Diaphragmatic contraction and the gradient of alveolar expansion in the lateral posture. **Journal of applied physiology**, v. 43, n. 1, p. 32–38, 1977.

SÁ FEITOSA, L. A. DE; BARBOSA, P. A.; PESSOA, M. F.; RODRIGUES-MACHADO, M. D. G.; ANDRADE, A. D. DE. Clinimetric properties of breath-stacking technique for assessment of inspiratory capacity. **Physiotherapy research international**, v. 17, n. 1, p. 48–54, 2012.

SCHANS, CP; DE JONG, W; DE VRIES, G; POSTMA, DS; KOETER, GH; VAN DER MARK, T. VAN DER. Effect of positive expiratory pressure on breathing pattern in healthy subjects. **Eur Respir J**, v. 6, p. 60–66, 1993.

SEHLIN, M.; ÖHBERG, F.; JOHANSSON, G.; WINSÖ, O. Physiological responses to positive expiratory pressure breathing: a comparison of the PEP bottle and the PEP mask. **Respiratory care**, p. 1000–1005, 2007.

SELSBY, D. Chest physiotherapy may be harmful in some patients. **Bmj**, v. 298, n. March, p. 541–542, 1989.

SINGH, V.; KHATANA, S.; GUPTA, P. Blood gas analysis for bedside diagnosis The acid-base control. , p. 1–7, 2015.

STERNBACH, G. L. The Glasgow Coma Scale. **The Journal of Emergency Medicine**, 2000.

TAN, T.; DING, Y.; LEE, A. Impaired Mobility in Older Persons Attending a Geriatric Assessment Clinic: Causes and Management. **Singapore Med J**, v. 42, n. 2, p. 68–72, 2001.

TANAKA, H.; ORTEGA, N. R. S.; GALIZIA, M. S.; BORGES, J. B.; AMATO, M. B. P. Fuzzy modeling of electrical impedance tomography images of the lungs. **Clinics**, v. 63, n. 3, p. 363–370, 2008.

TSUZAKI, K.; HALES, C. A.; STRIEDER, D. J.; VENEGAS, J. G. Regional lung mechanics and gas transport in lungs with inhomogeneous compliance. **Journal of applied physiology**, v. 75, p. 206–216, 1993.

VICTORINO, J. A.; BORGES, J. B.; OKAMOTO, V. N.; 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.

WALLIS, C.; PRASAD, A. Who needs chest physiotherapy? Moving from anecdote to evidence. **Archives of disease in childhood**, v. 80, p. 393–397, 1999.

WESTERDAHL, E.; LINDMARK, B.; ERIKSSON, T.; et al. Deep-breathing exercises reduce atelectasis and improve pulmonary function after coronary artery bypass surgery. **Chest**, v. 128, n. 5, p. 3482–8, 2005.

YOSHIDA, T.; TORSANI, V.; GOMES, S.; et al. Spontaneous effort causes occult pendelluft during mechanical ventilation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 188, p. 1420–1427, 2013.

ZIKRIA, B. A.; SENCER, J. L.; KINNEY, J. M.; BROELL, J. R. Alterations in ventilatory function and breathing patterns following surgical trauma. **Annals of surgery**, v. 179, n. 1, p. 1–7, 1974.

APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este é um convite para participação da pesquisa “**APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA**” que é coordenada pelo pesquisador **Caio César Araújo Moraes**.

A participação é voluntária, o que significa que poderá haver desistência a qualquer momento, retirando o consentimento, sem que isso traga algum prejuízo ou penalidade.

Essa pesquisa procura **avaliar a aplicabilidade das técnicas de *breath stacking*, manobra de compressão e descompressão torácica e EPAP em indivíduos acamados, não cooperativos, com comprometimento no nível de consciência, em variáveis ventilatórias e cardiocirculatórias**. Caso decida aceitar o convite, será submetido (a) ao(s) seguinte(s) procedimentos: **Técnicas de expansão pulmonar, a saber, EPAP e *breath stacking* (empilhamento da respiração), estas sendo avaliadas pela tomografia de Impedância Elétrica (TIE)**.

Os riscos envolvidos com participação são: **possibilidade da existência de efeitos relacionados a variáveis hemodinâmicas do sistema cardiocirculatório e respiratório**, que serão minimizados através das seguintes providências: **participação de equipe qualificada, e caso for necessário, interrupção ou suspensão do procedimento**.

A pesquisa propõe os seguintes benefícios: **melhora das trocas gasosas e do padrão respiratório, podendo se tornar menos superficial após a realização das técnicas de expansão pulmonar e como consequente prevenção de complicações associadas a redução do volume pulmonar, auxílio na ampliação do conhecimento sobre métodos de avaliação das alterações respiratórias e adequação das técnicas terapêuticas e preventivas a fim de melhorar a qualidade de sobrevivência de pessoas que possuem o mesmo diagnóstico semelhante**.

Todas as informações obtidas serão sigilosas e não havendo identificado em nenhum momento. Os dados coletados estarão sob responsabilidade do pesquisador responsável (Caio César Araújo Moraes) e serão arquivados em papel e meio digital (computador pessoal) até 5 anos de realização da pesquisa, e guardados no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar (endereço abaixo). A divulgação dos resultados será feita de forma a não identificar os voluntários.

A participação na pesquisa não trará qualquer tipo de ônus ou despesas.

O participante ficará com uma cópia deste termo e toda a dúvida a respeito desta pesquisa poderá ser retirada diretamente com **Caio César Araújo Moraes no Laboratório de Fisioterapia Cardiopulmonar do**

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Pernambuco, Av. Prof. Moraes Rêgo, 1235 – Cidade Universitária – Recife-PE ou pelo telefone (81) 2126-8496 e (81) 99210792 (inclusive ligações a cobrar) ou Monique Cleia de Pontes Bandeira, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Pernambuco, Av. Prof. Moraes Rêgo, 1235 – Cidade Universitária – Recife-PE, CEP: 50740-600, ou pelo telefone (81) 2126-8496 e (81) 99210792 (inclusive ligações a cobrar).

Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa (Av. da Engenharia s/n – 1º Andar, Cidade Universitária, Recife-PE, CEP: 50740-600 ou pelo telefone (81) 2126-8588.

Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa **“APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA”**

Participante da pesquisa ou representante legal:

Nome:

Assinatura:

Pesquisador responsável

Nome: Caio César Araújo Moraes

Email: moraisscca@gmail.com

Assinatura:

Endereço profissional: **Av. Prof. Moraes Rêgo, 1235 – Cidade Universitária – Recife-PE.**

Fone: **(81) 2126-8496 (81) 9921 0792 – inclusive ligações a cobrar**

Testemunha 1:

Nome: _____

Assinatura: _____

Testemunha 2:

Nome: _____

Assinatura: _____

APÊNDICE B - ARTIGO 1

AIRFLOW DISPLACEMENT ON REGIONAL LUNG VENTILATION DURING BREATH STACKING AND EXPIRATORY POSITIVE AIRWAY PRESSURE IN NON-COOPERATIVE PATIENTS

A ser submetido ao periódico: Journal of Applied Physiology

Airflow Displacement on Regional Lung Ventilation During Breath Stacking and Expiratory Positive Airway Pressure in Non-Cooperative Patients

Caio C. A. Morais¹, Shirley L. Campos¹, Catarina Rattes¹, Monique C. P. Bandeira¹, Daniela C. Brandão¹, Marcelo B. P. Amato², Armèle D. de Andrade¹

1 - Physical Therapy Department, Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) - Recife/Brazil;

2 - Cardio-Pulmonary Department, Pulmonary Division, Heart Institute (Incor), Universidade de São Paulo (USP) - São Paulo/Brazil;

Abstract

Background: Lung re-expansion techniques generally are used to prophylax the respiratory complications in patients restricted in bed. However, there is a gap in the physiological description of how the ventilation distribution occurs. This study aimed to describe the physiological behavior of airflow displacement in the ventral and dorsal regions during Breath Stacking (BS) and Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) techniques in non-cooperative patients. **Methods:** 10 patients unable to respond to the command and restricted to bed were evaluated in a crossover design. The BS was maintained until the maximum period of 40 seconds and the EPAP was applied by a spring load valve resistor with 10 cmH₂O of pressure. The behavior of regional lung ventilation was assessed by electrical impedance tomography. The results were compared with a data of 10 control health subjects without lung disease.

Results: It was observed an electrical impedance shift between ventral and dorsal regions during BS and EPAP techniques, indicating that while a lung was inflating the other was deflating. The ventilatory tracings showed that all periods with reversing of the airflow direction occurred in the absence of significant variations in V_T and flow, suggesting the existence of pendelluft phenomenon. Phase angle analysis confirms the asynchrony between ventral and dorsal regions during BS and EPAP in both groups (Friedman test and Dunn's post hoc, $p < 0.05$), however, the paradoxical ventilation was higher during the BS in the non-cooperative patients group. **Conclusion:** This study shows airflow displacements between ventral and dorsal regions during BS and EPAP techniques, indicating the presence of pendelluft phenomenon.

Keywords: physical therapy techniques; positive-pressure respiration; electrical impedance; lung volume measurements; consciousness disorders.

Corresponding author:

armedornelas@yahoo.com / Telephone number: 55 81 2126-8937

Physiotherapy Department, Universidade Federal de Pernambuco; Av. Jorn. Anibal Fernandes, s/n. Cidade Universitária, CEP: 50740 – 560; Recife, Brazil.

Introduction

Routinely, lung re-expansion techniques are used to prophylax the respiratory complications in patients restricted in bed (1). These techniques propose the increase in transpulmonary pressure by physiological mechanisms that reduce the pleural pressure or increase the alveolar pressure (3, 4).

Techniques as Breath Stacking (BS) and Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) were developed in the 80s and are still applied nowadays because they have low cost to improve in lung function, revers atelectasis and increased oxygenation (5, 6, 7).

The BS consists on the implementation of subsequent inspiratory efforts through a one way valve, which allows stacked volume of gas during each inspiration, until it reaches a maximum lung volume (7).

The principle of EPAP is to promote the increased alveolar pressure. This effect is obtained through devices that generate a resistance to airflow during expiration, like a spring-load valve (9, 10).

Even though several authors having studied the effects of these techniques, there is no description of how ventilation distribution occurs. We believe that this physiological understanding is essential to elucidate the action inside the lungs.

In this context, the electrical impedance tomography (EIT) appears as a recent respiratory system monitoring tool with the differential to allow the assessment of regional ventilation in real time without radiation (11,12).

Several studies describe the accuracy of TIE to identify changes in lung volumes, allowing the use of this device to estimate ventilatory changes during conduits at the bedside (13, 14, 15).

Therefore, this study aimed to describe the airflow displacement in non-cooperative patients through EIT during BS and EPAP techniques. We believe that this information will clarify the physiological mechanisms involved.

Methods

Subjects

Were studied 10 patients undergoing neurosurgery, in a crossover design, according to the inclusion criteria: unable to respond to the command (Glasgow Coma Scale < 10 points), restricted to bed for more than 14 days, aged 18-65 years, breathing spontaneously through the tracheostomy tube, no respiratory infection and chest circumference between 88 and 98 centimeters just below the axilla region. Patients were excluded if they had chronic lung diseases, asymmetrical chest expansion, chest deformity, abdomen distension, rib fracture, spasticity in any hemisphere with Ashworth Scale score more than 2 points for upper limbs, uncoordinated movements of the limbs and cardiorespiratory instability (heart rate < 60 or > 120 bpm; respiratory rate > 35 ipm; mean arterial pressure < 60 mmHg or > 120 mmHg; oxygen saturation < 90%).

This stage of the study was conducted in the Neurosurgery Special Care Unit of the Hospital da Restauração (Recife, Brazil), from August 2014 to January 2015.

In order to understand the effect of BS and EPAP in neurological patients, we have also evaluated the behavior of these techniques in health subjects (health group). It were included 10 subjects aged 18-65 years, with a body mass index (BMI) of $\leq 27.49 \text{ kg/m}^2$, without history of smoking and no airflow obstruction [forced expiratory volume in 1 s (FEV_1)/ forced vital capacity (FVC) of > 70%]. These assessments were performed in the Laboratory of Cardiopulmonary Physiotherapy and Physiology at the Universidade Federal de Pernambuco (Recife, Brazil), between January to February 2015.

The study was approved by Ethics Committee of Universidade Federal de Pernambuco (number: 15037913.0.0000.5208). Patient's relatives and health subjects gave written informed consent.

Interventions

The BS and EPAP techniques were randomized using the online software (<http://www.randomization.com>). The interventions were encoded in sequence 1 (BS to EPAP) and sequence 2 (EPAP to BS). The second technique was applied after the return to baseline lung volume.

Patients were positioned in Fowler's position with the head up 45 degree and submitted to a homogenization step, which consists of endotracheal suction followed by Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) at 10 cmH₂O during 2 minutes.

The first technique began after an interval of 60 minutes. In order to minimize the possibility of air leaks through the upper airway, the cuff was inflated to ensure a minimal occluding volume.

The BS was performed by a T-tube with a one-way inspiratory valve and the expiratory branch occluded (Figure 1A). The expiratory occlusion was maintained until the presence of a plateau in the online impedance plethysmogram was observed, which correspond to the absence of inspired air displacement. We established 40 seconds as the maximum time of the maneuver. EPAP was applied with a spring load valve resistor (Vital Signs, Totowa, NJ, USA), adjusted with a 10 cmH₂O pressure. This device was connected to the expiratory branch of the T-tube (Figure 1B).

For the control group, after 5 minutes positioned with the head up 45 degree, the BS and EPAP was applied with the same devices through a face mask, according to the randomized software.

Regional Lung Ventilation Assessment

The data was acquired by EIT monitor (Enlight 1800, Timpel, São Paulo, Brazil). This device produces 50 images/second, allowing to obtain images with

high temporal resolution (15). A belt with 32 electrodes was placed around the circumference of the thorax just below the level of the axilla. Small electrical currents (5-10 mA; 125 kHz) were injected through pairs of electrodes in a rotating sequence. The cross section images were generated by a reconstruction algorithm based on a sensitivity matrix, derived from a three-dimensional finite model, with 6 cm thick of a human thorax.

Definition regions of interest (ROIs)

The lung was divided into two ROIs: the ventral and the dorsal. The delimitation was made positioning a horizontal line at the midpoint of the total amplitude of functional EIT image (fEIT) with 32 x 32 matrix during quiet breathing.

Data analysis

EIT data was analyzed offline using the software “EIT analysis Tools”, version 7.4, developed in LabView (National Instruments, Texas, USA) by Timpel S. A. (São Paulo, Brazil) partnered with Faculdade de Medicina and Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Cardiac oscillations of the EIT signal were filtered with a low-pass filter.

Regional airflow distribution

The regional airflow distribution in the lungs has been mapped using changes in fEIT during a complete respiratory cycle in the quiet breath and the BS and EPAP techniques. The selected cycles were located in the center of the frames range of these three periods. Eight functional images were acquired with ranges from 10 to 15 frames (0.2 to 0.3 seconds), sequentially throughout the cycle (4 images during the inspiration and 4 during the expiration).

In order to facilitate the interpretation of the airflow distribution, airway pressure (P_{aw}), flow and tidal volume (V_T) tracings were generated at the same time of the ROIs electrical impedance changes by a pneumotachograph integrated with the EIT device.

Phase angle

The phase angle (Φ) was used to quantify the paradoxical ventilation between the ROIs during the quiet breathing and the interventions. All impedance curves were marked at the same point, based on the detection of the beginning of inspiration by the pneumotachograph plugged in the EIT monitor.

The Φ was calculated by the same method as described Riedel et al (16) using the software “EIT analysis Tools” from the plethysmograms signal of the lungs (Figure 2).

The interpretation of the Φ followed the direction of the standard loop rotation, clockwise (positive) or anti-clockwise (negative). Considering the ventral ROI as a reference, when Φ was positive, meant that the dorsal was emptied faster than the ventral, and if negative, the dorsal was emptied late. The Φ value ranges from -180° to $+180^\circ$, and it was considered that the closer to 0° , more synchronic was the ventilation between the regions.

Statistical analysis

Qualitative analysis was done of fEIT images, P_{aw} , V_T , flow and EIT plethysmograms to describe the airflow displacement in the ventral and dorsal regions. Phase angle data were showed as median and interquartile range (IQR) and evaluated using Kruskal-Wallis Test followed by Dunn’s test of Prism 3. Differences as the level of $p < 0.05$ were considered significant.

Results

Sixty non-cooperative patients were eligible to the study. Forty seven had exclusion criteria and three had excessive noise in the EIT file. Therefore, 10 neurosurgical patients were analyzed, whose, 5 were female. The characteristics of the non-cooperative patients are summarized in Table 1.

In the healthy group were evaluated 5 males and 5 females. The characteristics of these subjects are presented in Table 2.

Qualitative analyze of the regional airflow distribution

The sequences of fEIT images showed that during the basal respiration inflation occurs simultaneously in dorsal regions in non-cooperative patients and healthy subjects. In sequence, the lungs were expanded similarly and changed the respiratory cycle phase (expiration) at the same time. Figure 3A represents this behavior in a neurosurgical patient.

On the other hand, in non-cooperative patients during the BS and EPAP techniques, we observed differences in the airflow distribution. In the initial stage of the cycle, dorsal regions were inflated while the ventral deflate. Inversely, when the expiration was started, we could observe an airflow shift from ventral to dorsal region. However, in the healthy group the behavior during BS and EPAP was very similar such as during basal respiration. Figures 3B and 3C showed the fEIT discoordination during BS and EPAP, respectively, in a neurosurgical patient.

The Figure 4 shows the ventilation curves (P_{aw} , flow and V_T) and the variation of electrical impedance in the ventral and the dorsal regions, at the same period during the figures 3A, 3B and 3C.

The analyses of the tracings during quiet breathing prove that the increase and the decrease in electrical impedance in the two regions occur at the same time that changes from inspiration to expiration on the V_T and flow (blue and red lines).

During the interventions, the ventilation and impedance curves were essential to clarify the behavior of airflow distribution. In the course of respiratory cycle it can be verified the presence of impedance electrical plethysmograms with inverse directions (blue and red bars), indicating an increase in one region with concomitant decrease in other. All of these periods with reversing of the cycle direction occurred in the absence of significant variations in V_T and flow, suggesting the existence of air movement from one region to another, named pendelluft phenomenon (17).

At this representation, the P_{aw} was kept constant throughout the expiration in 10 cmH₂O with the EPAP valve, but during the BS it is noted that

as the tidal volume is stacked there is an increase in the pressure, characterizing the increase in AUTO-PEEP.

Analysis of paradoxical ventilation (phase angle)

The Table 3 presents the measured phase angles before and during the interventions in non-cooperative patients and in healthy subjects. In the non-cooperative patients before the two techniques (quiet breath), the value of Φ is close to 0 °. However, when the techniques of BS and EPAP are applied the Φ was raised significantly to 156 (144; 164.5) and 52.4 (47.9; 70.6), respectively. In healthy subjects, we did not find a significant increase of phase angle during BS and EPAP ($p > 0.05$).

Discussion

This is the first study that investigated the physiological changes in the regional airflow displacement during lung re-expansion techniques. Our data suggests the existence of air movement between ventral and dorsal regions (pendelluft phenomenon) during BS and EPAP in non-cooperative patients. At these same periods, there was an increase in the value of Φ , confirming the presence of a paradoxical pattern. It was observed that in healthy subjects, the phase angle has not increased significantly during these techniques.

Observations from the regional airflow distribution shows that the pendelluft existed in non-cooperative in two moments due to interventions: at the beginning of inspiration and during expiration. At the first moment, we believe that the threshold for opening the on-way valve requires a larger diaphragm effort, generating an airflow shift from ventral to dorsal.

This hypothesis is supported by the results found by D'Angelo et al. They showed that during phrenic nerve stimulation the pleural pressure decreased more in the diaphragmatic surface than in the other parts of the lung (18). Thereby, when there are an increase in respiratory muscle activity the lungs don't exhibited fluid-like behavior, which fundamentally similarly transmit the pressure gradient across the lung surface (19).

One recent study in a model of Acute Respiratory Distress Syndrome evaluated through the EIT and P_{pl} the presence of pendelluft during the transition from spontaneous ventilation to control ventilation (muscle paralysis). It was also identified pendelluft from nondependent to dependent regions extended well beyond the ventilator triggering phase and lasted until esophageal pressure reached its most negative levels, and so it was demonstrated that the extent of the pendelluft was proportional to the intensity of the inspiratory effort (20).

Evidence the presence of pendelluft in the expiratory phase and in the opposite direction of the gravitational vector was other important finding of the study, because normally the airflow shift occurs from nondependent to dependent regions.

At this period (expiration), we think that the airflow had opposite direction due to established decubitus (fowler's position with the head up 45 degree) and the combination of the resistance to exhale and the tension generated by the abdominal muscles against the abdominal contents.

It was established by Roussos et al. that in the supine position the abdomen pushes the diaphragm of the dependent portion of gravity in the cephalic direction, favoring the regional lung emptying (21). However, the same authors also found that in the forced exhalation, the abdominal content compresses the lung regions simultaneously while maintaining the same emptying time (22).

The interventions studied in our study require the presence of an expiratory resistor (EPAP) or a temporary occlusion of the expiratory limb, preventing the air outlet (BS). These conditions imposed on the exhalation phase may have modifying the transmission of the abdominal hydrostatic pressure gradient to the thorax.

We can note in fEIT that during the first half of EPAP the V_T was exhaled slowly, accompanied by a discrete and continuous negative flow. At this point, while the dorsal region was deflated the ventral was inflated. But at the second

half of expiration period, the patient won the valve resistance and starting from there exist synchronism between the ROIs.

Regarding to BS, we believe that the no understanding of the occlusion of the expiratory branch in neurological group favored a constant and prolonged contraction of the abdominal muscles until the respiratory center request a new inspiration and this fact may explain the differences of the results against the control group.

We proposed to quantifie the existence of these paradoxical ventilations by the measurement of phase angle. Riedel et al. had already shown the possibility of evaluate the presence of pendelluft by the phase angle during different levels of positive pressure (16).

Thereby, joining the observations from ventilation and impedance tracings with the analysis of the phase angle, we can interpret that during EPAP the dorsal region transfers volume of gas to the ventral and this transfer period implies a longer inspiratory time in the ventral regions, delaying exhalation. In BS intervention, due to blockage to gas outlet, during the whole expiratory period there was a volume transferred to the ventral region. Probably, the air compression in the closed system has unleashed the displacement of the air flow towards the region of higher pressure to lower pressure.

Greenblatt et al. suggest that the contribution of pendelluft to overall gas transport depends on its magnitude (23). The large pendelluft during BS may explain the previous results that our group found where they showed increased ventilation in the ventral region during the technique of BS (24).

One point that needs to be studied is the composition of the volume added by the pendelluft, because the airflow could be gas that would have otherwise ended up in the anatomical dead space, or it could be gas coming from neighboring alveolar units (23). Thus, the place from the airflow may influence the gas exchange.

The differential of this study was the use of EIT as a tool for airflow distribution assessment during lung re-expansion interventions. This proposed

methodology will help in the understanding of the mechanisms involved in several re-expansion conducts. Additional studies necessary are needed to verify the behavior of these lung re-expansion interventions in patients with lung diseases.

Conclusions

This study shows airflow displacements between ventral and dorsal regions during BS and EPAP techniques, indicating the presence of pendelluft phenomenon.

References

1. Wallis C, Prasad a. Who needs chest physiotherapy? Moving from anecdote to evidence. *Arch Dis Child*. 1999;80:393–7.
2. Westerdahl E, Lindmark B, Eriksson T, Friberg O, Hedenstierna G, Tenling A. Deep-breathing exercises reduce atelectasis and improve pulmonary function after coronary artery bypass surgery. *Chest*. 2005;128(5):3482–8.
3. Craing DB. Postoperative Recovery of Pulmonary Function. *Anesth Analg*. 1981;60(1):46–52.
4. Marini J, Rodrigues R, Lamb V. Involuntary breath stacking: An alternative method for vital capacity estimation in poorly cooperative subjects. *Am Rev Respir Dis*. 1986;134:694–8.
5. Falk, M; Kelstrup, M; Andersen J.B; Kinoshita, T; Falk, P; Stovring, S; Gothgen I. Improving the ketchup bottle method with positive expiratory pressure, PEP, in cystic fibrosis. *Eur J Respir Dis*. 1984. 65:423–32.
6. Hristara-Papadopoulou A, Tsanakas J, Diomou G, Papadopoulou O. Current devices of respiratory physiotherapy. *Hippokratia*. 2008;12:211–20.
7. Baker WL, Lamb VJ, Marini JJ. Breath-stacking increases the depth and duration of chest expansion by incentive spirometry. *Am Rev Respir Dis*. 1990;141:343–6.
8. Layon J, Banner M. Continuous positive airway pressure and expiratory positive airway pressure increase functional residual capacity equivalently. *Chest*. 1986;89(4):517–21.

9. Van der Schans, CP; de Jong, W; de Vries, G; Postma, DS; Koeter, GH; Van der Mark T. Effect of positive expiratory pressure on breathing pattern in healthy subjects. *Eur Respir J.* 1993;6:60–6.
10. Costa EL, Lima RG, Amato MB. Electrical impedance tomography. *Curr Opin Crit Care.* 2009;15(1):18–24.
11. Leonhardt S, Lachmann B. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive Care Med.* 2012;38(12):1917–29.
12. Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, Weisser G, Hahn G, Dudykevych T, et al. Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. *J Appl Physiol.* 2002;93(2):660–6.
13. Victorino J a, Borges JB, Okamoto VN, Matos GFJ, Tucci MR, Carames MPR, et al. Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med [Internet].* 2004;169(7):791–800.
14. Grivans C, Lundin S, Stenqvist O, Lindgren S. Positive end-expiratory pressure-induced changes in end-expiratory lung volume measured by spirometry and electric impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2011;55:1068–77.
15. Borges JB, Suarez-Sipmann F, Bohm SH, Tusman G, Melo a., Maripuu E, et al. Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse. *J Appl Physiol.* 2012;112:225–36.
16. Riedel T, Richards T, Schibler A. The value of electrical impedance tomography in assessing the effect of body position and positive airway pressures on regional lung ventilation in spontaneously breathing subjects. *Intensive Care Med.* 2005;31:1522–8.
17. Tsuzaki K, Hales C a, Strieder DJ, Venegas JG. Regional lung mechanics and gas transport in lungs with inhomogeneous compliance. *J Appl Physiol.* 1993;75:206–16.
18. D'Angelo MG, Sant'Ambrogio, Agostoni E. Effect of diaphragm activity or paralysis on distribution of pleural pressure. *J Appl Physiol.* 1974;37(3):311–5.
19. D'Angelo E, Agostoni E. Continuous recording of pleural surface pressure at various sites. *Respir Physiol.* 1973;19:356–68.
20. Yoshida T, Torsani V, Gomes S, Santis RR De, Beraldo M a., Costa EL V, et al. Spontaneous effort causes occult pendelluft during mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2013;188:1420–7.

21. Roussos CS, Fukuchi Y, Macklem PT, Engel L a. Influence of diaphragmatic contraction on ventilation distribution in horizontal man. *J Appl Physiol.* 1976;40:417–24.
22. Roussos CS, Martin RR, Engel L a. Diaphragmatic contraction and the gradient of alveolar expansion in the lateral posture. *J Appl Physiol.* 1977;43(1):32–8.
23. Greenblatt EE, Butler JP, Venegas JG, Winkler T. Pendelluft in the bronchial tree. *J Appl Physiol.* 2014;117(9):979–88.
24. Morais CA, Rattes C, Campos SL, Brandao DC, Bandeira MCDP, Goncalves TF, et al. Distribution Of Ventilatory By Electrical Impedance Tomography During Breath Staking And Expiratory Positive Airway Pressure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2014;189:A2401.

LEGENDS

Figure 1. Illustration of the devices used in the Breath Stacking (A) and EPAP (B) techniques. 1 = tracheostomy tube; 2 = pneumotachograph; 3 = "T-piece"; 4 = inspiratory branch; 5 = piece for closure the expiratory branch; 6 = spring load valve connected to the expiratory branch.

Figure 2. Generation of the plethysmogram signal curves of the ROIs for calculating the phase angle (Φ) where: (1) plethysmograms for the ventral and dorsal regions; (2) the standardized global loop constructed from the ventral and dorsal ROI; and (3) the value of Φ in a patient during basal respiration.

Figure 3. (1) Sequence of functional electrical impedance tomography images (fEIT), representing the distribution of ventilation in the ventral and dorsal regions during: (A) quiet breathing; (B) breath stacking and (C) EPAP techniques. Each fEIT corresponds to 10 - 15 frames (0.2 - 0.3 seconds). The graduation of color from lighter to dark regards respectively the highest and lowest electrical impedance (higher and lower air displacement during the cycle). (2) Impedance tracers detail the phase of respiratory cycle in which the regions were (inspiration = impedance increase, expiration = reduction of impedance). During the quiet breath, inspiration and expiration occur simultaneously in the regions. In contrast, during BS and EPAP were observed phase asynchronies, which may indicate the movement of gas between dorsal and ventral regions.

Figure 4. Representation of pressure, flow, volume and electrical impedance tracings in the ventral and dorsal regions during (A) quiet breathing, (B) Breath Stacking and (C) EPAP techniques in a non-cooperative patient. The blue and red dashed lines indicate the beginning of inspiration and expiration, respectively. The bars determining the time periods where there is transfer of ventilation between ventral and dorsal regions (blue = during inspiration; red = during expiration).

Table 1. Characteristics of non-cooperative patients.

Variables	Mean $\pm$ SD/ Median (Range)	N (%)
Age (years)	49 $\pm$ 16.3	-
Primary diagnosis		
Stroke	-	6 (60)
Head injury	-	3 (30)
Brain tumor	-	1 (10)
GCS (points)	6 (4 – 8)	-
Days restricted to bed	49.1 $\pm$ 29.6	-
Respiratory rate (ipm)	19.3 $\pm$ 5.8	-
Leukocytes (mil/mm ³)	9.423 $\pm$ 1.913	-

Definitions of abbreviations: SD = Standard Deviation; IQR = interquartile range; N = Number of subjects; % = Frequency; GCS = Glasgow Coma Scale.; Range: min - max

Table 2. Characteristics of health subjects.

Variables	Mean (SD)
Age (years)	42 (14.7)
BMI (kg/m ²)	25.6 (3.8)
FEV ₁ (L)	2.60 (.84)
FEV ₁ (% _{pred})	80 (9)
FVC (L)	3.23 (1.18)
FVC (% _{pred})	81 (15)
FEV ₁ /FVC	82.14 (7.66)
FEV ₁ /FVC (% _{pred})	100 (8)
PEF (L/s)	6.47 (2.14)
PEF (% _{pred})	74 (11)

BMI: Body mass index; FEV₁: forced expiratory volume in the first second; FVC: forced vital capacity; PEF: peak expiratory flow; % pred: percentage from the predicted value.

Table 3. Phase angles during the quiet breath and the interventions (BS and EPAP) in non-cooperative patients and healthy subjects.

Period	Non-Cooperative Patients		Healthy Subjects		Friedman P-value	<i>Dunn's Test</i> P-value
	BS Median (IQR)	EPAP Median (IQR)	BS Median (IQR)	EPAP Median (IQR)		
Quiet breath	11.5 (9.8 ; 26.2) ^A	17.8 (11.3; 24.2) ^C	19.0 (12.5 ; 29.3) ^E	13.6 (10.9 ; 19.7) ^G	<0.001	A vs. B (< 0.001) C vs. D (< 0.01) A vs. C (NS) B vs. D (NS) E vs. F (NS) G vs. H (NS) E vs. G (NS) F vs. H (NS) B vs. F (NS) D vs. H (NS)
Intervention	156.0 (144 ; 164.5) ^B	52.4 (47.9 ; 70.6) ^D	36.1 (24.7 ; 44,4) ^F	29.0 (19.7 ; 37.8) ^H		

Definitions of abbreviations: BS = breath stacking; EPAP = expiratory positive airway pressure.; IQR = Interquartile range; NS = Not significant

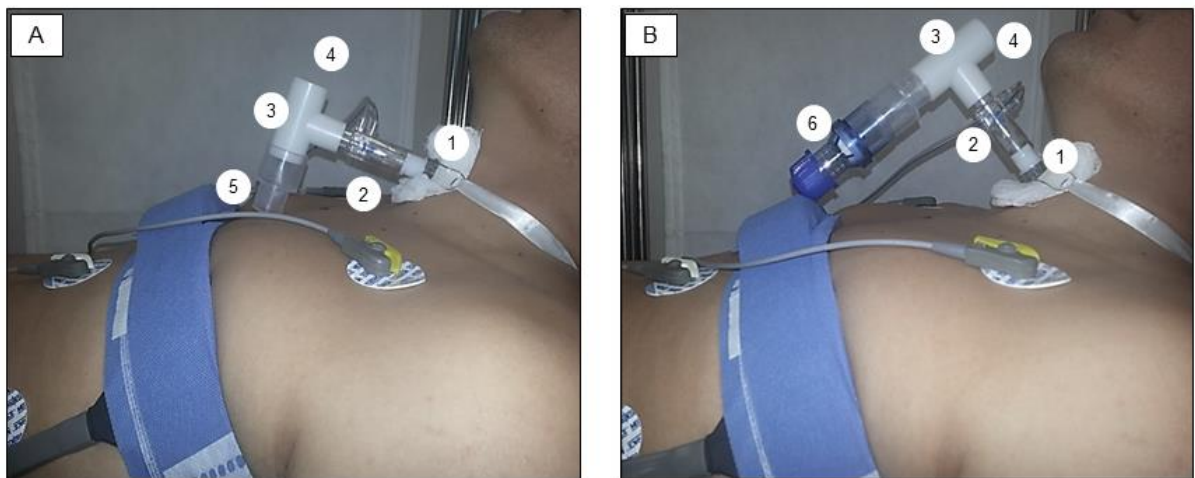
Figure 1.

Figure 2.

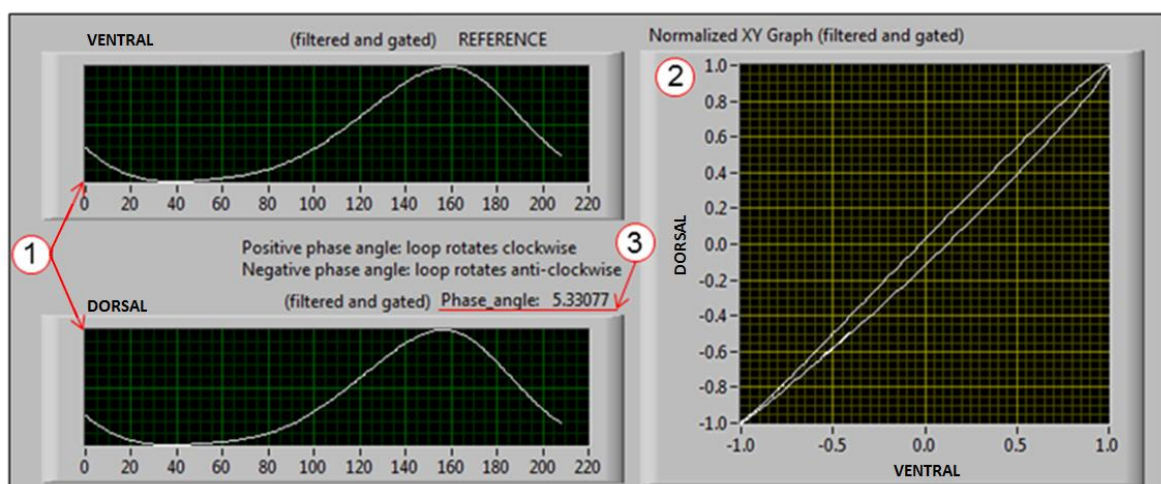


Figure 3.

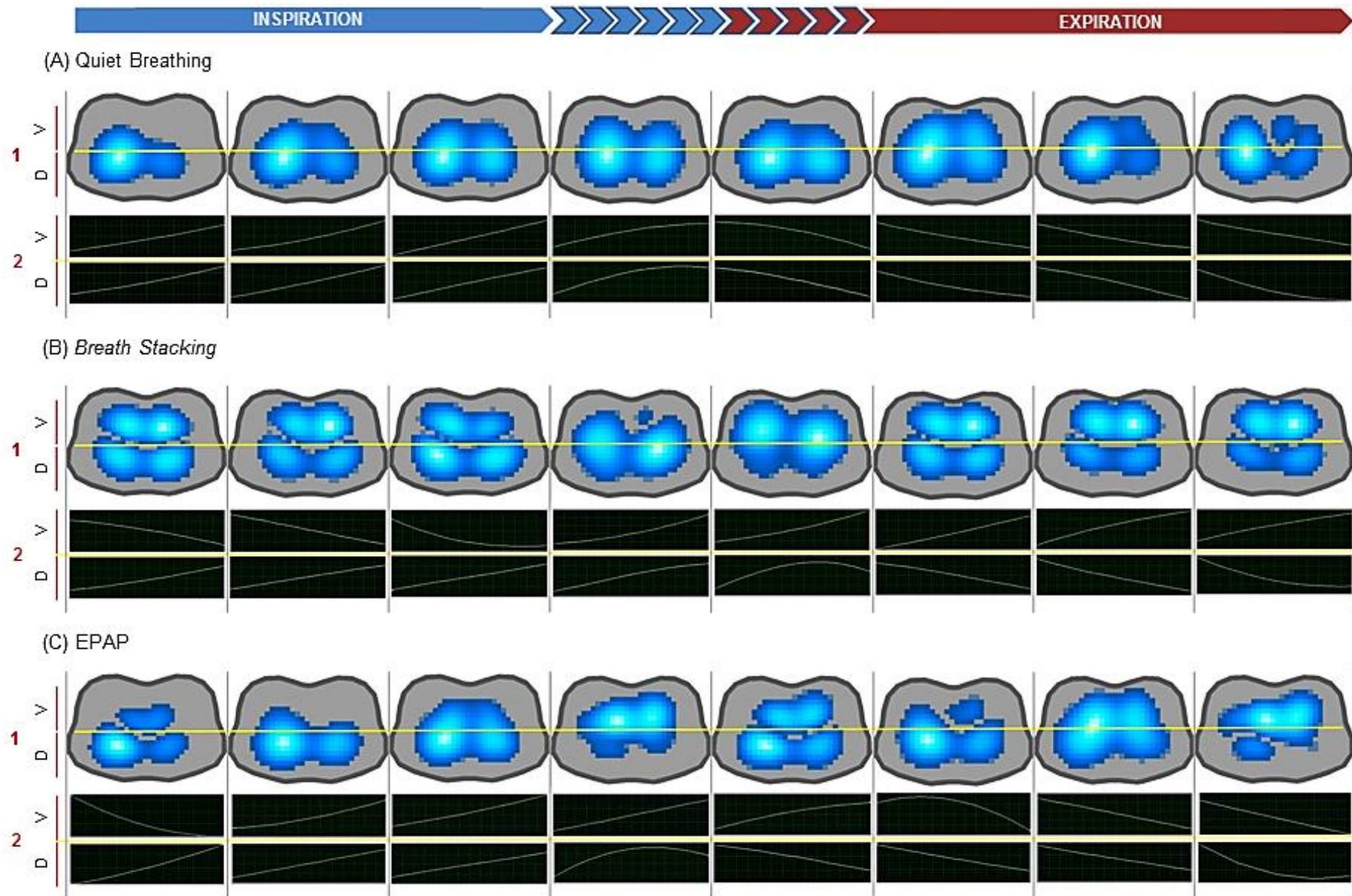
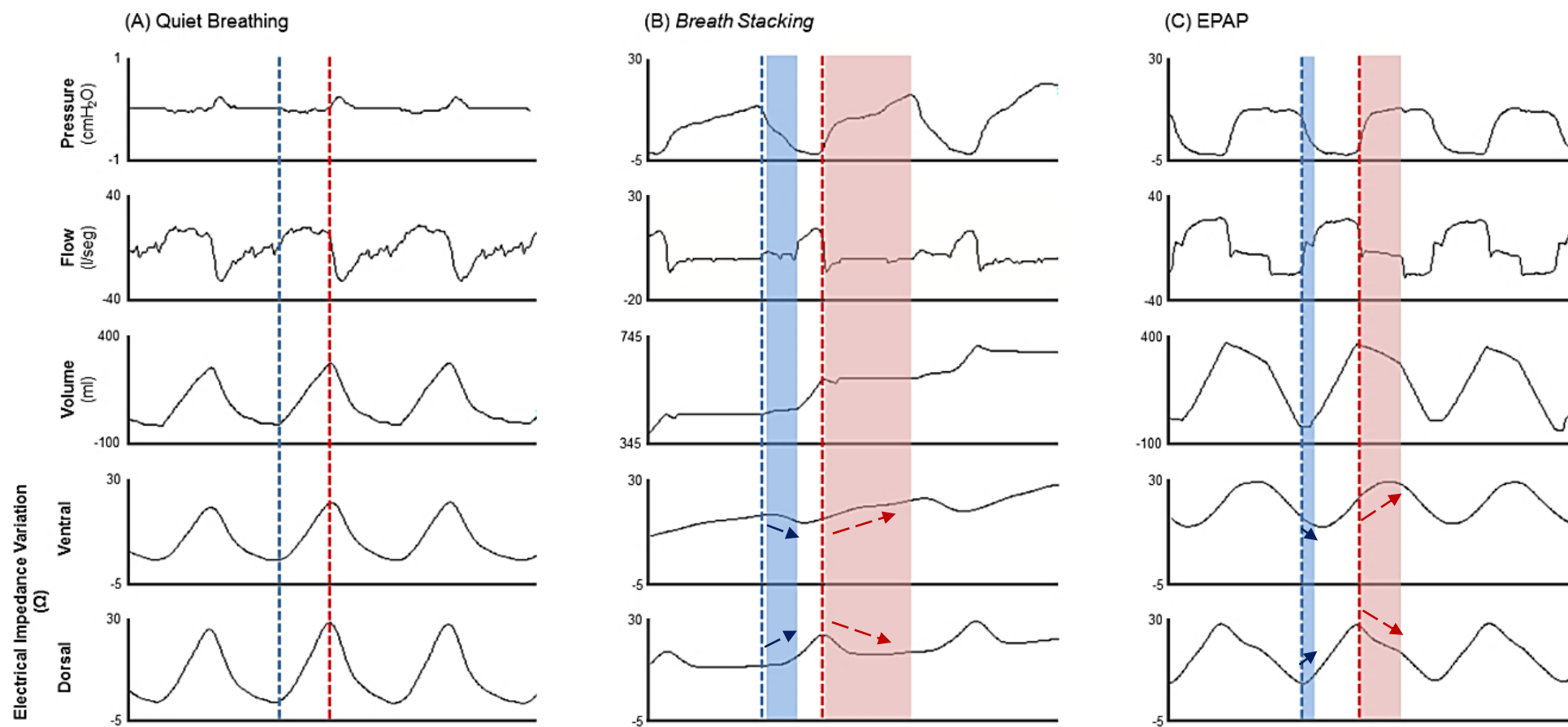


Figure 4.



APÊNDICE B - ARTIGO 2

IMMEDIATE EFFECT OF EXPIRATORY POSITIVE AIRWAY PRESSURE AND BREATH STACKING IN NON-COOPERATIVE PATIENTS DETECTED BY ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY: A RANDOMIZED CROSSOVER STUDY

A ser submetido ao periódico: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation

IMMEDIATE EFFECT OF LUNG EXPANSION TECHNIQUES IN NON-COOPERATIVE PATIENTS WITH PROLONGED BED RESTRICTION: A RANDOMIZED CROSSOVER STUDY

Caio César Araújo Moraes¹, Shirley Lima Campos¹, Catarina Rattes¹, Lucas Monte¹, Daniela Brandão¹, Marcelo Britto Passos Amato², Armèle Dornelas de Andrade¹

1 - Physical Therapy Department, Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) - Recife/Brazil;

2 - Pulmonary Division, Universidade de São Paulo (USP) - São Paulo/Brazil;

Abstract

Introduction: The survival of patients with lesions in the central nervous system is usually accompanied by physical and mental sequelae. These impairments favor the prolonged restriction to the bed, which may contribute with changes in respiratory function. In this context, lung re-expansion techniques are used to prevent or treat the various respiratory complications.

Objective: To compare the acute effect of Breath Stacking (BS) and Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) techniques on the regional lung aeration, and the duration of the therapeutic effect of lung expansion in non-cooperative patients with prolonged bed rest. Secondary aims included to evaluate the influence of these techniques on cardiorespiratory system. **Methods:** This was a randomized crossover study. Ten patients were included with Glasgow Coma Scale between 3-10 points, 18-65 years old, undergoing neurosurgery, unable to respond to the command and restricted to bed. The regional lung aeration changes were assessed by EIT device (Enligh, Timpel, São Paulo, Brazil). For interventions, EPAP was applied through a Spring Load valve resistor, adjusted with a pressure of 10 cmH₂O. BS was performed three times with one minute intervals between them. The volume was stacked and maintained until 40 seconds. **Results:** Aeration increased significantly in comparison with baseline during EPAP and BS (2-way ANOVA and Sidak post hoc, all $P < 0.001$). However, the effects on lung expansion were kept for a short time, 4.6 ± 3.7 minutes and 2.3 ± 2.0 minutes for EPAP and BS, respectively. There were no clinically significant differences on cardiorespiratory variables. **Conclusions:** It was observed that during the BS and EPAP techniques existed a significant change on lung volumes, but not durable, and it didn't generate adverse effects on the cardiovascular system in non-cooperative with prolonged bed rest. The existence of expiratory muscle contraction may have to minimize the effect of lung expansion proposed by these techniques.

Keywords: physical therapy techniques; positive-pressure respiration; electrical impedance; lung volume measurements;

Introduction

The survival of patients with lesions in the Central Nervous System is usually accompanied by physical and mental permanent sequelae. This impairment of cognitive status associated with motor injury favors prolonged restriction of these patients in bed (1, 2). The supine position is usually adopted in the hospital units, and this is associated with changes in respiratory function as reduced functional residual capacity (FRC) (3), tidal volume and mobility of the rib cage (4).

There are few interventions that could be used in patients with deficit of awareness and cooperation with the principle to keep the lung open (5), such as Breath Stacking technique (BS) (6) and Expiratory Positive Airway Pressure (EPAP) (7). The mechanism of BS is to increase the lung expansion by stacking the gas, cycle to cycle through a one-way inspiratory valve (8). So, the lung aeration increases as the inspired volume is trapped, like an intrinsic PEEP (6). For EPAP, this effect is obtained through spring-load valves that generate a resistance to airflow during expiration, thereby retaining gas volume inside the lungs (7).

In the clinical routine, lung expansion techniques have been used as a prophylaxis routine of respiratory conditions that involve volumetric reductions (6, 7). However, the effects of these interventions need to be elucidated to support the prophylactic use in cases that the only risk factor is the prolonged bed rest.

The effects on lung volume promoted by BS and EPAP can be accurately and safely measured using an electrical impedance tomography (EIT). This recent imaging modality offers information about gas distribution and has a strong linear correlation with regional ventilation within the thorax (8, 9).

Thereby, the primary aim of this study was to analyze the effect of BS and EPAP techniques on the regional lung aeration by EIT, and also measure the duration of therapeutic effect of lung expansion in non-cooperative patients, post neurosurgery, in prolonged bed restriction, with no lung diseases.

Secondary aims include evaluate the influence of the interventions on cardiorespiratory variables.

Methods

Subjects

The sample was composed by patients undergoing neurosurgery, unable to respond to commands and restricted in bed for more than 14 days. It was included subjects with age between 18 and 65 years, Glasgow Coma Scale < 10 points, breathing spontaneously through the tracheostomy tube. To ensure that the only risk factor for lung volume reduction was the bed restriction, we excluded patients with respiratory infection, chronic lung diseases, chest deformity, rib fracture, asymmetrical chest expansion and abdomen distension. Other exclusion criteria were: chest circumference less than 88 and greater than 98 centimeters (just below the axilla region), presence of spasticity in any hemisphere with Ashworth Scale score more than 2 points for upper limbs, uncoordinated movements of the limbs and cardiorespiratory instability (heart rate < 60 or > 120 bpm; respiratory rate > 35 ipm; mean arterial pressure < 60 mmHg or > 120 mmHg; oxygen saturation < 90%).

Study design

This was a randomized crossover study, conducted in the Neurosurgery Special Care Unit of Restoration Hospital (Brazil), executed between the months of August 2014 to January 2015. The study was approved by institutional ethics committee (number: 15037913.0.0000.5208) and all patients' families signed an informed consent form. (Clinical trials number: NCT02613832)

Procedures

Patients were positioned in supine with the head up 45 degree. In order to ensure that the protocol had initiated on the same condition (homogenization), before the interventions, endotracheal suction was performed with 3 inserts of the catheter in the tracheostomy tube with negative pressure regulated between 100 and 150 mmHg. Patients were breathed during 2 minutes at 10 cmH₂O with Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) to

minimize the effects of post suction. The first technique begun after an interval of 60 minutes of CPAP. This interval was defined, after a pilot study, as the maximum time required for ventilatory parameters to return to previous suctioning. In order to avoid the possibility of air leakage through the upper airway, the cuff was inflated to ensure a minimal occluding volume.

Data collection

Three researchers participated in the study. One was responsible for the patient's preparation and evaluations. The second was responsible for the randomization process and the third was responsible for applying the techniques of BS and EPAP.

Randomization

Interventions were randomized using the online software, available at the website "www.randomization.com". The intervening sequence was encoded in sequence 1 (BS to EPAP) and sequence 2 (EPAP to BS). Then the sequences were transferred to a series of numbered opaque envelopes for allocation of volunteers.

Protocol of Breath Stacking and EPAP

The BS was performed by a T-tube with a one-way inspiratory valve and the expiratory branch occluded (Figure 1A). The expiratory occlusion was maintained until observed the presence of a plateau in the impedance plethysmogram, which corresponds to the absence of inspired air displacement or when a maximum time of 40 seconds was attained. Three BS interventions were performed at one minute intervals between them. EPAP was applied with a Spring Load valve resistor (Vital Signs, Totowa, NJ, USA), adjusted with a pressure of 10 cmH₂O. This valve was connected to the expiratory branch of the T-tube. The total duration of treatment was 5 minutes (Figure 1B). The washout period was determined when the lung volume returned to baseline values after the first technique.

Electrical impedance tomography

The regional ventilation and aeration changes were assessed by EIT device (Enligh, Timpel, São Paulo, Brazil). It was positioned a belt with 32 self-adhesive electrodes around the circumference of the thorax just below the level of the axilla. Electrical microcurrents (5– 8 mA; 125 kHz) were injected in a rotating sequence through pairs of electrodes. The cross section images were generated by a reconstruction algorithm based on a sensitivity matrix, derived from a three-dimensional finite model, with 6 cm thick of a human thorax.

EIT data analysis

The files were analyzed at baseline, beginning (first cycle), end (last cycle) and after the interventions (5, 10, 15, 30, 60 120 seconds) until the final time, where the lung volume returned to its value at baseline. It was determined as the “baseline” the range of one minute quiet breathing before the interventions. For the analysis of the BS group, it was selected the last intervention (3rd maneuver).

EIT Outcomes definitions:

Assessment of regional lung aeration

The regional lung aeration is conceptualized as the air volume maintained in the lungs at the end of expiration (EELV) (10). It was assessed by EIT as the ratio of the sum of end-expiratory lung impedance (EELI) and the number of respiratory cycles (n):

$$\text{AERATION} = \left(\frac{\text{EELI1} + \text{EELI2} + \dots + \text{EELI}n}{n} \right) = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{EELI}i \right)$$

Assessment of duration of therapeutic effect

The duration of therapeutic effect (Duration_{effect}) was measured by EIT and it was established by the decline of the EELI to baseline values.

Cardiorespiratory variables

Heart rate, systolic, diastolic and mean arterial pressure, respiratory rate, and pulse oximetry were assessed using a multiparameter monitor DX-2020

(Dixtal Biomedical, São Paulo, Brazil) before, during, and after the first, fifth and tenth minute in each intervention.

Statistical Methods

Sample Size

The sample size was calculated using the online software “*Quantitative Measurement tools*” for crossover study, developed by MGH Massachusetts General Hospital Mallinckrodt General Clinical Research Center (Massachusetts, EUA), available on web site (http://hedwig.mgh.harvard.edu/sample_size/size.html).

The EELI and Duration_{effect} data of a pilot study with five patients were used as outcomes in the sample calculation. The largest sample number was obtained for the EELI with the minimal detectable difference between BS and EPAP treatment of 14.22 units and standard deviation of the difference between the two values for the same patient in the variable of 14.26 units. So, it was required 10 patients, believing that the probability that the study will detect a treatment difference at a two-side is 80%, with a significance level of 5% ($p < 0.05$). Considering the probability of noise in the analysis of signals, it was decided to add 30% to reset sample loss, being collected 13 patients.

Data Analysis

The statistical analysis was performed using the statistical programs SPSS for Windows, version 20.0 – Statistical Package for the Social Science, and SigmaPlot for Windows, version 12.0.

The Shapiro-Wilk test was used to assess normality. Normally distributed data was expressed as mean $\pm$ SD and non-parametric data was expressed as medians and interquartile range (IQR). Categorical data are presented as absolute values or number of events (%). The P-value was considered significant when < 0.05 according to the analysis table of statistical tests applied (table 1).

Results

Patient characteristics

A total of sixty patients were assessed for eligibility criteria (Figure 1). The Table 2 shows the clinical characteristics of the ten patients that concluded the analysis.

Effects in the regional lung aeration

The Figure 3 shows the behavior of EELI at baseline, during and after the interventions. The EELI increased significantly in comparison with baseline during EPAP and BS (2-way ANOVA and Sidak post hoc, all $P < 0.001$). There was no significant difference between groups during the interventions. The EELI was not higher after EPAP and BS in comparison with baseline (2-way ANOVA and Sidak post hoc, all $P > 0.05$).

Duration of therapeutic effect

The figure 4 shows the time that the EELI was maintained above the baseline values for each patient. There weren't significant differences between EPAP (4.6 ± 3.7 min) and BS (2.3 ± 2.0 min) (T -test, $P = 0.103$).

Effects on cardiorespiratory variables

Regarding of the cardiorespiratory variables, only diastolic blood pressure increased significantly when compared during the EPAP (75.1 mmHg) and the BS (89.4 mmHg) (2-way ANOVA and Sidak post hoc, $P < 0.05$). There weren't differences for the variables SBP, MAP, HR, RR and SpO₂ (Table 4).

Discussion

Our data showed that regional lung aeration increased during EPAP and BS, however the effects on lung expansion were not kept for a long time. In this trial we had the interest to evaluate the effect of EPAP and BS in cases with prolonged bed restriction as the only risk factor for the lung volume reduction. Another finding of this study was the absence of adverse effects on cardiorespiratory variables considered "clinically" important.

The first justification for the primary aim would be that we used insufficient "dose" of techniques (duration and intensity pressure) to provide sustainable change in lung volume. Other one could be, even at risk for

development volume reduction, these samples do not need specific prophylactic interventions only to keep the lungs expanded. Possibly, these patients may have compensatory mechanisms, such as intermittent sighs, periods of hyperventilation (during Cheyne Stokes).

However, as is known, both applied techniques have as principle of action the hinder of air flow output completely (for BS) or partially (for EPAP) to lung expansion. Due to no comprehension of the patients about what is occurring during the techniques, in each expiration period, it was common to observe the abdominal muscles contracted to overcome the resistance imposed by the devices.

Leevers et al (11), observed in an animal model that the increases in lung volume was associated with high expiratory muscles activity, measured by EMG. It was described that the expiratory time (T_E) increased similarly to the recruitment of abdominal muscles. This effect, expiratory prolongation, has been shown in others studies (12, 13) as a response to the increase of EELV. The authors suggest that the shortening of the abdominal muscles is primarily mediated by vagal reflexes for prevent an increase in FRC, thus preserving diaphragm initial length and maintaining the tidal volume.

Our patients were not monitored EMG of abdominal muscles. However, similarly to those previous studies, we could infer the presences of abdominal effort if there were increasing of T_E during the maneuvers of lung expansion. Thus, we use the flow signal from the integrated pneumotachograph by the EIT monitor to analysis the expiratory time behavior before, during and after the techniques (Figure 5).

As we can observe, there were an increase in expiratory time during techniques, especially during the BS. This fact may explain the failure to maintain the lung expansion for a long time. Thus, we can deduce that for some patients the set pressure of the spring load valve (10cmH₂O) or the duration of the BS have been high, so that the larger the resistance, the greater the expiratory activity generated, and the less the effect of pulmonary expansion.

Therefore, new studies are needed to check the effect of different doses (volumes generated by devices) and evaluate to long-term clinical outcomes, as reducing pulmonary complications and hospitalization.

Conclusion

It was observed that during the BS and EPAP techniques existed a significant change on lung volumes, but not durable, and didn't generated adverse effects on the cardiovascular system in non-cooperative with prolonged bed rest. The existence expiratory muscle contraction may have to minimize the effect of lung expansion proposed by these techniques.

References

1. Kim J, Kim CH, Kang H-S, Park C-K, Chung CK. Cognitive Function of Korean Neurosurgical Patients: Cross-sectional Study Using the Korean Version of the Mini-mental Status Examination. *J Cerebrovasc Endovasc Neurosurg.* 2012;14:11.
2. Tan T, Ding Y, Lee A. Impaired Mobility in Older Persons Attending a Geriatric Assessment Clinic: Causes and Management. *Singapore Med J.* 2001;42(2):68–72.
3. Dean E. Effect of body position on pulmonary function. *Phys Ther.* 1985;65:613–8.
4. Romei M, Mauro a. L, D'Angelo MG, Turconi a. C, Bresolin N, Pedotti a., et al. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respir Physiol Neurobiol.* 2010;172:184–91.
5. Bhat A, Chakravarthy K, Rao B. Chest physiotherapy techniques in neurological intensive care units of India: A survey. *Indian J Crit Care Med.* 2014;18:363.
6. Baker WL, Lamb VJ, Marini JJ. Breath-stacking increases the depth and duration of chest expansion by incentive spirometry. *Am Rev Respir Dis.* 1990;141:343–6.
7. Layon J, Banner M. Continuous positive airway pressure and expiratory positive airway pressure increase functional residual capacity equivalently. *CHEST.* 1986; 89(4):517–21.

8. Marini J, Rodrigues R, Lamb V. Involuntary breath stacking: An alternative method for vital capacity estimation in poorly cooperative subjects. *Am Rev Respir Dis.* 1986;134:694–8.
9. Costa ELV, Amato MBP. Electrical Impedance Tomography in Critically Ill Patients. *Clin Pulm Med.* 2013;20(4):178–86.
10. Reber A, Engberg G, Wegenius G, Hedenstierna G. Lung aeration. *Anaesthesia.* 1996; 51:733–7.
11. Leever AM, Road JD. Abdominal muscle activation by expiratory threshold loading in awake dogs. *Respiration Physiology.* 1993; 93: 289 - 303.
12. Oliven A, Kelsen SG. Effect of hypercapnia and PEEP on expiratory muscle EMG and shortening. *J. Appl. Physiol.* 1989; 66: 1408-1413.
13. Finkler J, Iscoe S. Control of breathing at elevated lung volumes in anesthetized cats. *J. Appl. Physiol.* 1984; 56: 839-844.

LEGEND OF FIGURES

Figure 1. Illustration of the devices used in the Breath Stacking (A) and EPAP (B) techniques. 1 = tracheostomy tube; 2 = pneumotachograph; 3 = "T-piece"; 4 = inspiratory branch; 5 = piece for closure the expiratory branch; 6 = spring load valve connected to the expiratory branch.

Figure 2. CONSORT diagram of patient flow through the study.

Figure 3. Behavior of EELI at baseline, during and after the interventions. 2-way ANOVA test for between-group comparison with Sidak post hoc.

Figure 4. Mean time to maintain the EELI above baseline after the interventions (duration of therapeutic effect).

Figure 5. Expiratory duration plotted before, during and after the techniques.

Table 1. Statistical test applied according the outcomes and period of analysis.

Outcomes	Period of analysis	Statistical teste
- ΔZ (ventral, dorsal and global) - EELI - Cardiorespiratory variables	Intra-Technique and Inter-Techniques: - Baseline - Begin maneuver - End maneuver - Post maneuver	Two-way ANOVA with Sidak post hoc or Friedman with Tukey Test post hoc, as appropriate.
- Duration_{effect}	Inter-Techniques	T-test

Definitions: ΔZ = changes in regional lung impedance; EELI= end-expiratory lung impedance; Duration_{effect} = duration of therapeutic effect.

Table 2. Sample clinical characteristics.

Characteristics	Mean $\pm$ SD / Median (min-max)	N (%)
Age (years)	49.0 $\pm$ 16.4	-
Male	-	5 (50)
Primary diagnosis		
Stroke	-	6 (60)
Head injury	-	3 (30)
Brain tumor	-	1 (10)
Days restricted to bed	49.1 $\pm$ 29.6	-
Predicted weight (kg)	66.6 $\pm$ 13.7	-
GCS	6 (4– 8)	-
Chest circumference (cm)	89.1 $\pm$ 1.8	-
Tidal volume (L)	0.4 $\pm$ 0.9	-
Tidal volume/predicted weight (L/kg)	6.4 $\pm$ 2.3	-
Respiratory rate (ipm)	19.3 $\pm$ 5.9	-
Leukocytes (mil/mm ³)	9.4 $\pm$ 1.9	-

Definitions of abbreviations: SD = Standard Deviation; min = minimum; max = maximum
N = Number of subjects; % = Frequency; GCS = Glasgow Coma Scale.

Table 3. Behavior of the cardiorespiratory variables before, during and after the techniques of EPAP and BS.

Variables	EPAP					BS					F	P
	Before	During	After 1	After 5	After 10	Before	During	After 1	After 5	After 10		
SBP(mmHg)	137.0 ± 22.1	132.1 ± 22.9	131.2 ± 24.2	138.0 ± 24.7	136.0 ± 25.0	138.8 ± 25.7	137.0 ± 21.0	139.6 ± 22.5	137.0 ± 27.6	145.0 ± 27.3	0.633	0.644
DBP(mmHg)	82.5 ± 15.6	75.1 ± 12.8	76.3 ± 15.1	83.9 ± 15.5	83.6 ± 15.9	80.8 ± 15.5	89.4 ± 11.2*	85.3 ± 9.4	84.3 ± 15.5	87.1 ± 15.2	2.943	0.043
MAP(mmHg)	100.7 ± 7.3	95.0 ± 5.8	76.2 ± 37.4	102.6 ± 10.9	103.2 ± 11.4	95.4 ± 14.2	102.7 ± 10.0	100.2 ± 9.8	99.9 ± 15.7	89.5 ± 35.4	-	0.402
HR(bpm)	103.8 ± 14.3	92.1 ± 38.4	105.3 ± 15.6	107.5 ± 13.9	106.7 ± 14.9	105.3 ± 15.2	109.5 ± 12.9	105.5 ± 12.8	106.3 ± 13.3	107.6 ± 12.4	-	0.745
RR(bpm)	16.8 ± 3.9	18.7 ± 3.6	19.3 ± 4.9	18.1 ± 5.0	19.4 ± 4.8	20.3 ± 6.5	20.5 ± 7.7	21.4 ± 6.1	19.3 ± 5.6	19.3 ± 4.9	0.695	0.602
SpO ₂ (%)	94.8 ± 2.3	95.9 ± 1.6	96.7 ± 1.5	95.6 ± 3.2	96.1 ± 1.6	96.0 ± 2.1	96.3 ± 2.0	96.6 ± 3.1	96.4 ± 2.6	95.4 ± 3.1	0.549	0.701

NOTE: Values are expressed as mean ± standard deviation; 2-way ANOVA test for between-group comparison with Sidak post hoc; * = P < 0.05; EPAP = expiratory positive airway pressure; BS = breath stacking; After 1 = first minute after intervention; After 5 = fifth minute after intervention; After 10 = tenth minute after intervention; SBP = systolic blood pressure; DBP = diastolic blood pressure; MAP = mean arterial pressure; HR = heart rate; RR = respiratory rate; SpO₂: oxygen saturation.

Figure 1.

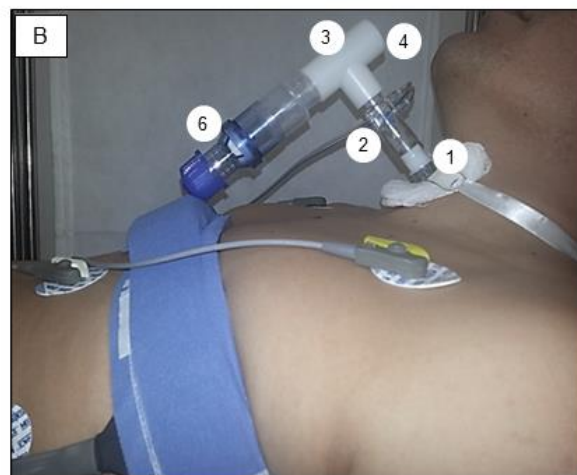
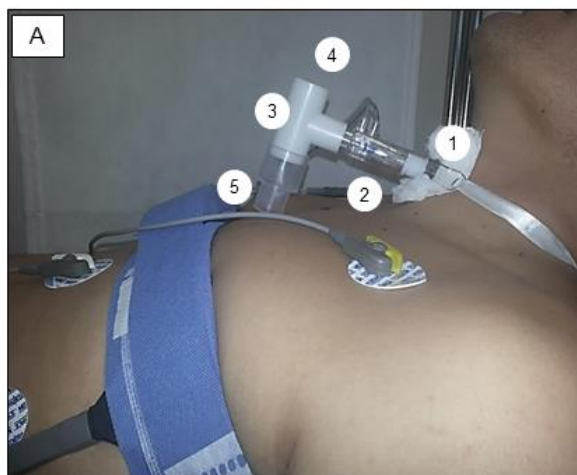


Figure 2.

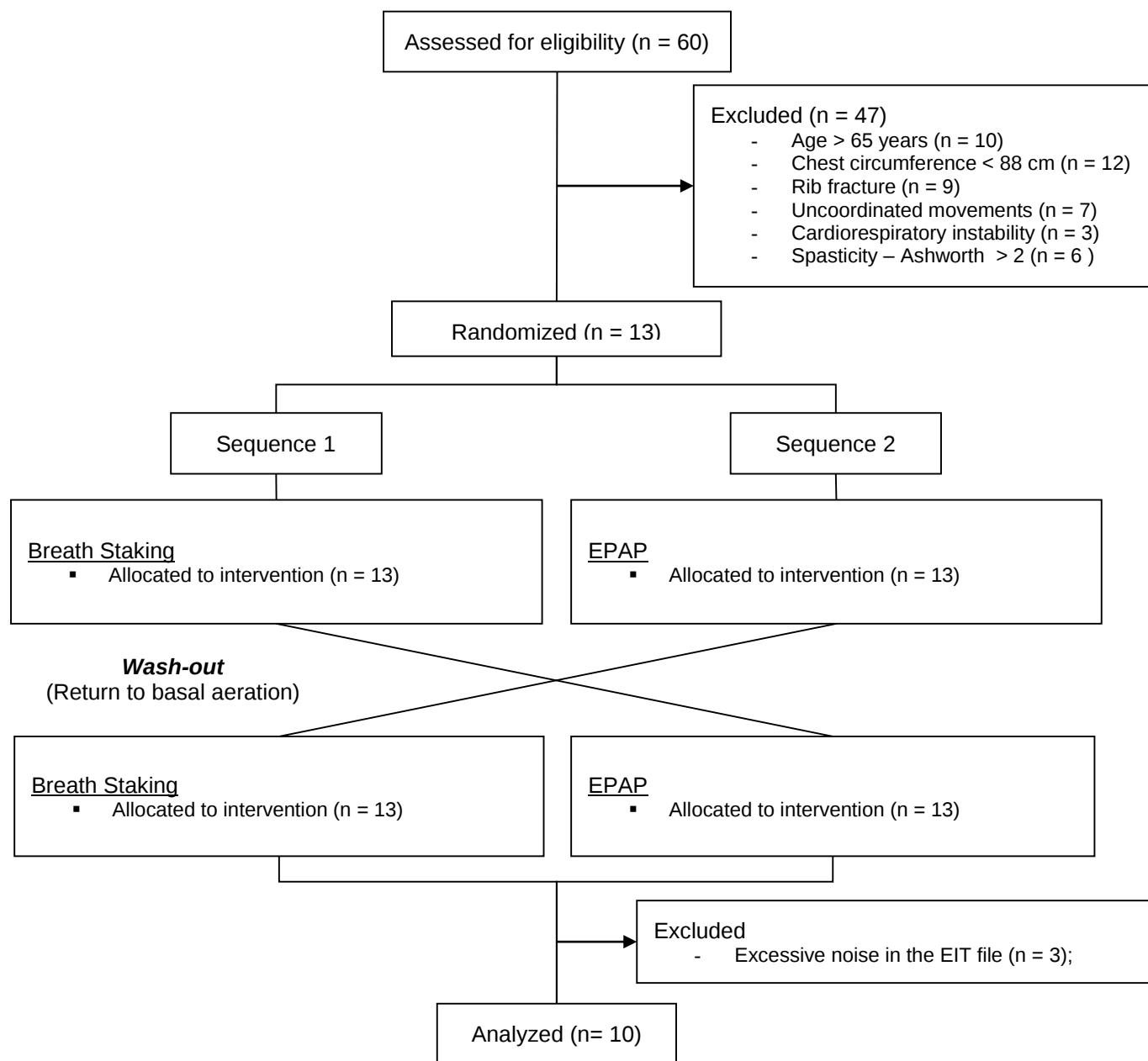
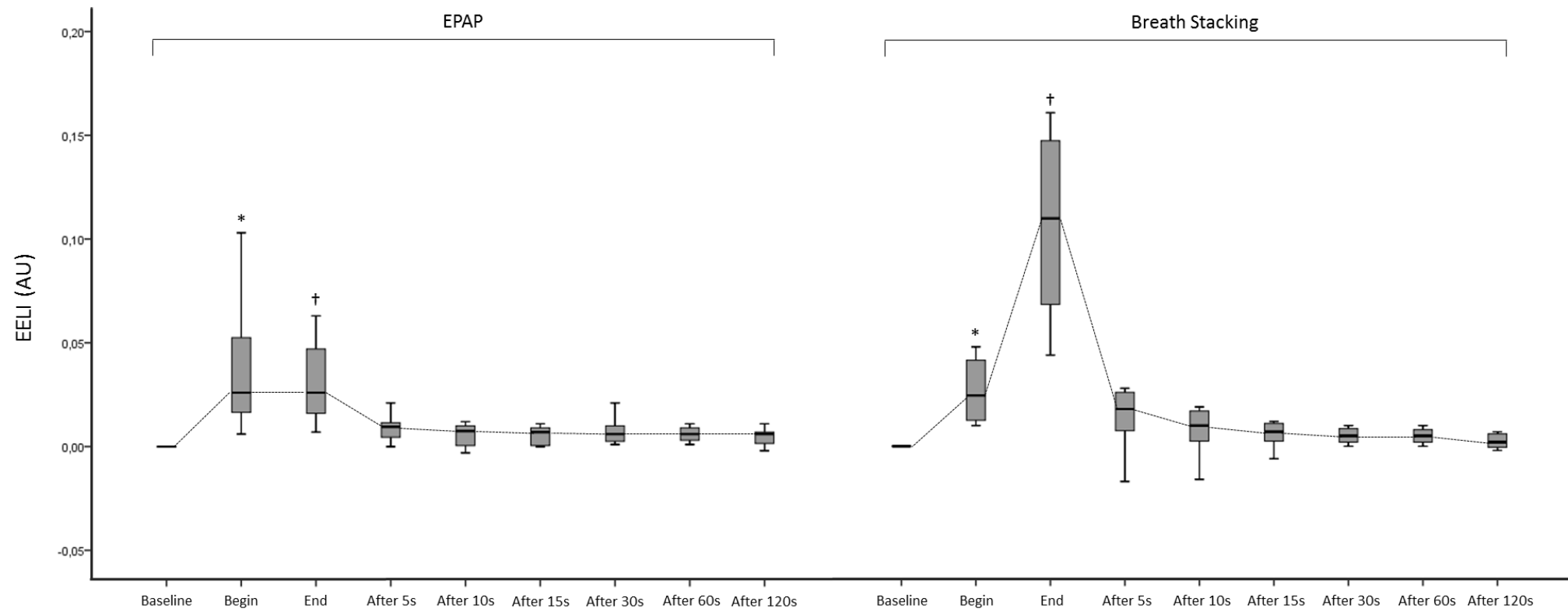


Figure 3.



* = $P < 0.001$ (Begin vs baseline); † = $P < 0.001$ (end vs baseline); EPAP = expiratory positive airway pressure; AU = arbitrary unit

Figure 4.

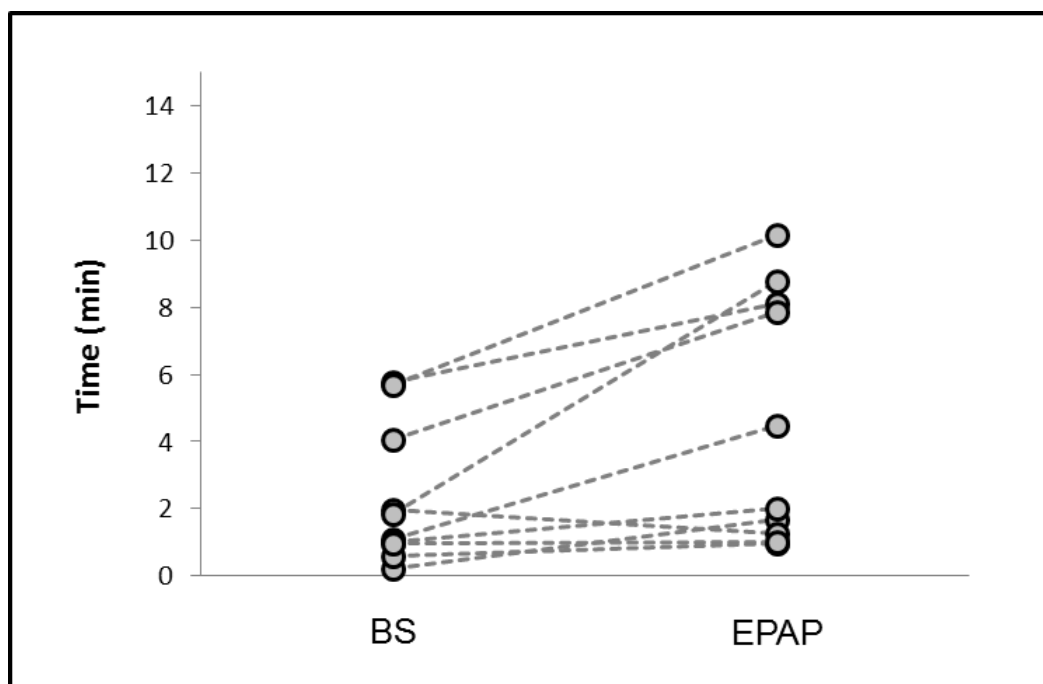
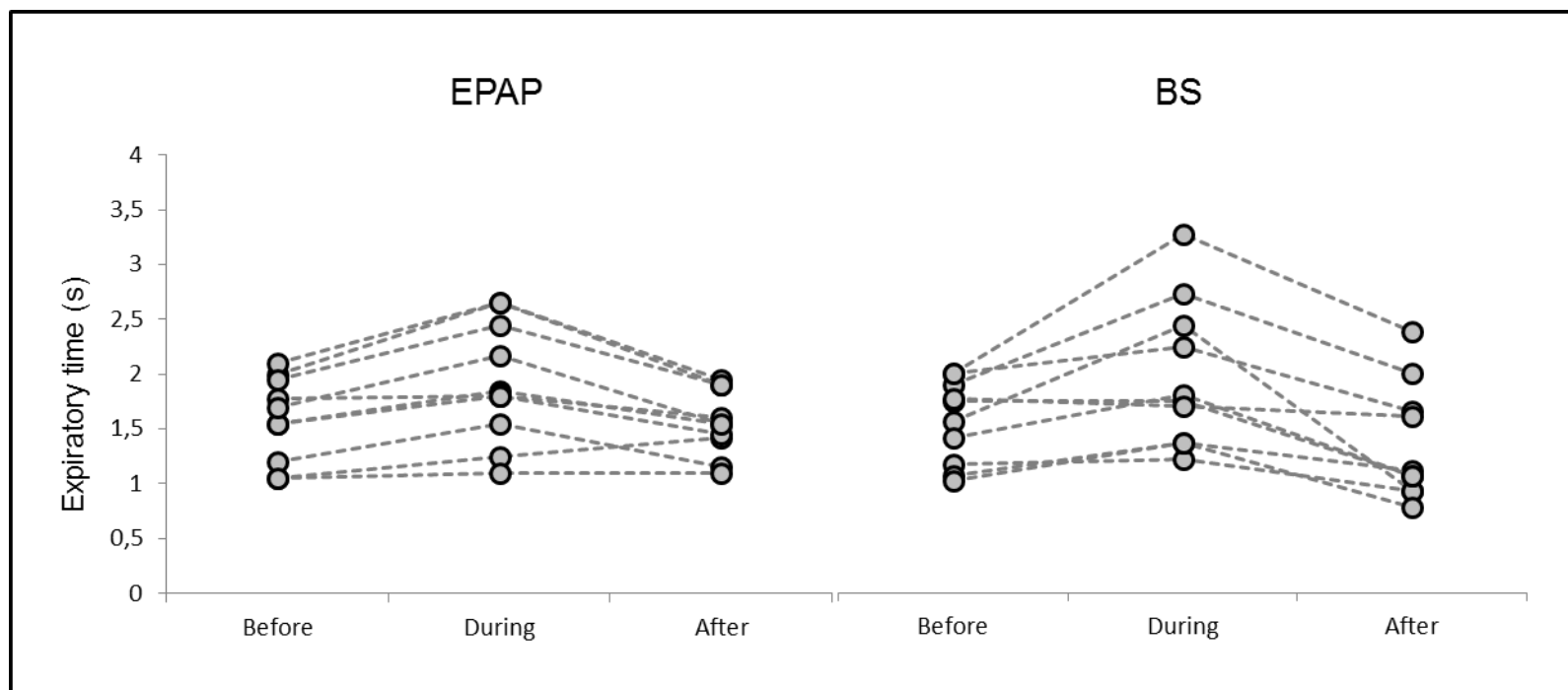
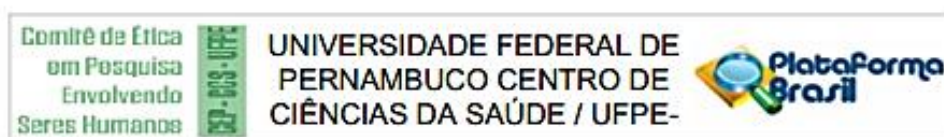


Figure 5.



ANEXOS

ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA

Pesquisador: Caio César Araújo Moraes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 15037913.0.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 915.386

Data da Relatoria: 14/10/2014

Apresentação do Projeto:

Trata-se de emenda ao protocolo de pesquisa intitulado "aplicabilidade de técnicas de expansão pulmonar em pacientes com comprometimento no nível de consciência", na qual o pesquisador solicita a inclusão do Hospital da Restauração, em virtude da dificuldade encontrada pelo pesquisador na captação da amostra (pacientes com comprometimento no nível de consciência no Hospital das Clínicas). O Hospital da Restauração é um serviço de referência no estado para o tratamento de pacientes com doenças neurológicas, que apresentam comprometimento do nível de consciência. A possibilidade de realizar este projeto no HR tem o objetivo de completar a amostra de sujeitos participantes em tempo hábil. Para tanto foi anexado à Plataforma Brasil a Carta de Anuência do Diretor do Hospital da Restauração.

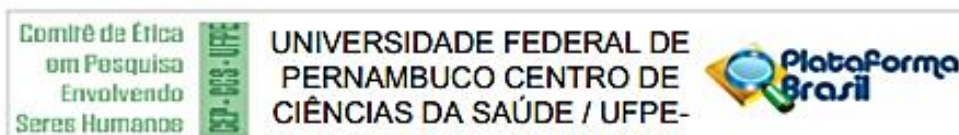
Objetivo da Pesquisa:

A pesquisa tem por objetivo avaliar a aplicabilidade das técnicas de Breath Stacking, Manobra de Compressão e Descompressão Torácica e EPAP (Expiratory Positive Airway Pressure) em indivíduos acamados, não cooperativos, com comprometimento no nível de consciência, em variáveis ventilatórias e cardiocirculatórias

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conteúdo analisado anteriormente pelo CEP, sendo considerado aprovado.

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



Continuação do Parecer: 915.386

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pretende-se com esse estudo desenvolver de uma dissertação de mestrado para o programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, visando a obtenção de conhecimentos específicos a respeito da aplicabilidade de técnicas de expansão pulmonar em pacientes com comprometimento no nível de consciência, cujos resultados poderão contribuir com a ampliação do conhecimento sobre métodos de avaliação das alterações respiratórias e adequação das técnicas de expansão pulmonar. Além disso, os resultados esperados poderão fundamentar o método mais eficaz para realizar terapia respiratória em pacientes com comprometimento no nível de consciência, desse modo, contribuindo para o avanço científico da Fisioterapia.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Conteúdo analisado anteriormente pelo CEP, sendo considerado aprovado. Carta de Anuência do Diretor do Hospital da Restauração anexada à Plataforma Brasil.

Recomendações:

Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Emenda adequadamente apresentada.

Situação do Parecer:

Aprovado

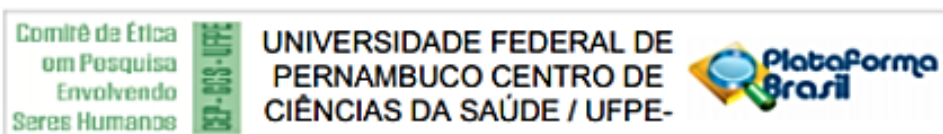
Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado aprova o parecer da EMENDA em questão e o pesquisador está autorizado a inclusão do Hospital da Restauração para captação de pacientes da pesquisa.

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



Continuação do Parecer: 915.386

RECIFE, 15 de Dezembro de 2014

Assinado por:
GERALDO BOSCO LINDOSO COUTO
 (Coordenador)

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

ANEXO B - Parecer Final do Comitê de Ética

Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Serres Humanos		UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE / UFPE-	
--	---	---	--

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: APLICABILIDADE DE TÉCNICAS DE EXPANSÃO PULMONAR EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NO NÍVEL DE CONSCIÊNCIA

Pesquisador: Caio César Araújo Moraes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 15037913.0.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DA NOTIFICAÇÃO

Tipo de Notificação: Envio de Relatório Final

Detalhe:

Justificativa: Relatório final com as recomendações solicitadas.

Data do Envio: 02/03/2015

Situação da Notificação: Parecer Consubstanciado Emitido

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 969.918

Data da Relatoria: 09/03/2015

Apresentação da Notificação:

A notificação foi apresentada para avaliação do relatório final da pesquisa

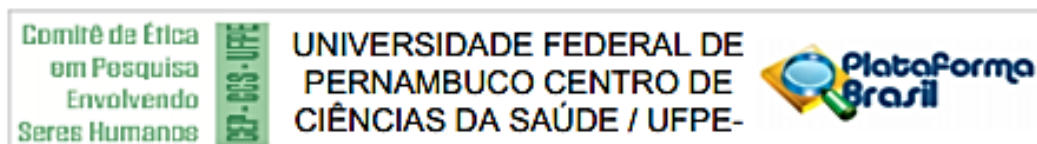
Objetivo da Notificação:

O pesquisador solicita a aprovação do relatório final da pesquisa.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O TCLE foi apresentado no projeto inicial com Riscos e Benefícios e devidamente utilizados pelo

Endereço: Av. da Engenharia s/n° - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS	
Bairro: Cidade Universitária	CEP: 50.740-600
UF: PE	Município: RECIFE
Telefone: (81)2126-8588	E-mail: cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 969.918

pesquisador.

Comentários e Considerações sobre a Notificação:

A notificação foi apresentada com o relatório e o mesmo está adequado e indicou resultados e conclusão.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos foram considerados adequados

Recomendações:

Recomendação

Incluir o nome completo no final do relatório

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

aprovado com recomendação

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado aprova o parecer da notificação do relatório final da pesquisa, tendo o mesmo sido avaliado e aprovado de forma definitiva.

RECIFE, 02 de Março de 2015

Assinado por:
GERALDO BOSCO LINDOSO COUTO
 (Coordenador)

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