



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

WAGNER SOUZA LEITE

**ANÁLISE DA INTERAÇÃO PACIENTE-VENTILADOR NA DISTRIBUIÇÃO
REGIONAL DA VENTILAÇÃO PULMONAR EM MODOS VENTILATÓRIOS
CONVENCIONAIS NO PÓS-OPERATÓRIO CARDÍACO ADULTO**

Recife

2018

WAGNER SOUZA LEITE

**ANÁLISE DA INTERAÇÃO PACIENTE-VENTILADOR NA DISTRIBUIÇÃO
REGIONAL DA VENTILAÇÃO PULMONAR EM MODOS VENTILATÓRIOS
CONVENCIONAIS NO PÓS-OPERATÓRIO CARDÍACO ADULTO**

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

Área de concentração: Fisioterapia na Atenção à Saúde

Orientador: Prof^ª. Dr^ª. Shirley Lima Campos

Recife

2018

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

- L732a Leite, Wagner Souza.
 Análise da interação paciente-ventilador na distribuição regional da ventilação pulmonar em modos ventilatórios convencionais no pós-operatório cardíaco adulto / Wagner Souza Leite. – 2018.
 132 f.: il.; tab.; quad.; 30 cm.
- Orientadora: Shirley Lima Campos.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Pós-graduação em Fisioterapia. Recife, 2018.
- Inclui referências, apêndices e anexos.
1. Impedância elétrica. 2. Cardiologia. 3. Unidades de terapia intensiva. 4. Respiração artificial. 5. Fisioterapia. I. Campos, Shirley Lima (Orientadora). II. Título.

615.82

CDD (20.ed.)

UFPE (CCS2018-280)

"ANÁLISE DA INTERAÇÃO PACIENTE-VENTILADOR NA DISTRIBUIÇÃO REGIONAL DA VENTILAÇÃO PULMONAR EM MODOS VENTILATÓRIOS CONVENCIONAIS NO PÓS-OPERATÓRIO CARDÍACO ADULTO"

WAGNER SOUZA LEITE

APROVADO EM: 06/08/2018

ORIENTADORA: PROF.^a DR.^a SHIRLEY LIMA CAMPOS

COMISSÃO EXAMINADORA:

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

PROF.^a. DR.^a. MARIA DA GLÓRIA RODRIGUES MACHADO – FISIOTERAPIA/ FCM / MG

PROF.^o. DR. MAURO ROBERTO TUCCI – PNEUMOLOGIA / HC / FM / USP

Visto e permitida à impressão

Coordenadora do PPGFISIOTERAPIA/DEFISIO/UFPE

AGRADECIMENTOS

Sou grato à Deus, por me olhar constantemente em todas empreitadas da vida. À minha mãe, Elinalva Rozendo, por valorizar e garantir educação de qualidade aos filhos, e minha irmã, Wênere Souza, pelo apoio em todos momentos. Ambas mulheres são referências para mim de determinação em lutar por conquistas.

Ao professor Mallison Vasconcelos, grande mentor e inspiração. Minha gratidão por ter me iniciado nessa jornada única, além de apoio e incentivo.

À professora Shirley Campos, que de forma inesquecível contribuiu no meu amadurecimento profissional e pessoal. Grato pela disponibilidade, paciência e tolerância. Sempre cultivarei admiração, carinho e respeito pelas incríveis experiências que sem dúvida superaram minhas expectativas do mestrado.

Aos professores que integram este departamento pela contribuição na minha formação e aprimoramento profissional. À Niege, como integrante deste programa de pós-graduação, pela disponibilidade e ajudas ao longo desta jornada.

A Alita Novaes, uma pessoa de resiliência incrível e compartilhou de perto a execução desse projeto. Com certeza sua excelência profissional foi chave para credibilidade na instituição hospitalar que nos recebeu e assim nos abriu portas para isto ser possível.

A Caio Morais e Catarina Rattes, mentores fundamentais no amadurecimento desta experiência. Muito rico poder contar com o conhecimento e apoio de vocês.

À família LINDEF: Karol Richrtmoc, Cláudia Thaís, Emanuelle Olympia, Monique Bandeira, Alice Miranda, Gleydson Morais, Isis Vilaça, João's Lucas & Coutinho que dividiram a rotina, momentos de apoio, reflexão e descontração.

Aos colegas do LACAP e minha turma de Mestrado, em especial à Adriana Pontes, Bruna Araújo, Rodrigo Viana, Helena Rocha e Lívia Rocha, essenciais no apoio durante essa caminhada e os bons drinks. Uma honra dividir esta convivência! E às professoras, Àrmele Dornelas pelo apoio essencial à execução deste trabalho e Daniella Cunha por me “adotar” nessa caminhada em parceria com Alita Novaes.

Ao Real Hospital Português de Beneficência em Pernambuco pela parceria no desenvolvimento deste trabalho e aos participantes. Aos pacientes atendidos nesta instituição e consentiram na participação do estudo, grato pela enorme contribuição.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa de estudos durante o curso do mestrado.

“A maior recompensa para o trabalho do homem não é o que ele ganha com isso,
mas o que ele se torna com isso.”

John Ruskin

Filósofo e Crítico literário inglês

(1819-1900)

RESUMO

O manejo de ventilação mecânica no intra e pós-operatório cardíaco visa estratégias para reduzir desfechos negativos ao paciente, como as assincronias paciente-ventilador. Estudos sobre assincronias nesta população são escassos. O presente estudo visou avaliar a incidência de assincronias, e a associação do índice de assincronia (AI) $\geq 10\%$, reconhecida como nível crítico, com: modo controlado a volume (VCV, *volume-controlled ventilation*) e modo controlado à pressão (PCV, *pressure-controlled ventilation*) e nas fases: assisto-controlada (A/C) e pressão de suporte inicial e final (PSV, *pressure support ventilation*); e comparar variáveis ventilatórias, gasométricas e de distribuição regional da ventilação entre ciclos sincrônicos e ciclos com assincronias de duplo disparo e de ciclagem precoce nos modos ventilatórios convencionais em pacientes adultos no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca. Trata-se de um ensaio clínico paralelo com 17 adultos intubados, randomizados em VCV (n=9) e PCV (n=8). A avaliação de parâmetros clínicos e a monitorização pulmonar pela tomografia de impedância elétrica ocorreram em três fases ventilatórias: A/C, PSV inicial (PSV1) na fase de transição do modo A/C para PSV e PSV final (PSV2), equivalente ao período de teste de autonomia ventilatória. Foram analisados para o primeiro objetivo: a incidência de assincronia estimada em percentual da presença de assincronia, o AI calculado pela razão do número de ciclos com assincronia pelo número total de ciclos e o *odds ratio* da associação de AI $\geq 10\%$ com os modos e fases ventilatórias. Para o segundo objetivo foram analisados: desfechos clínicos expressos por variáveis ventilatórias e gasométricas (volume corrente - Vte, frequência respiratória - FR, equilíbrio ácido-básico e índice de oxigenação PaO_2/FiO_2) e a variação de impedância elétrica pulmonar global (ΔZ_{global}) e regional ($\Delta Z_{ventral}$ e ΔZ_{dorsal}) entre os ciclos sincrônicos e com assincronias de duplo disparo e ciclagem precoce entre as fases ventilatórias. Foram observados que 82% dos pacientes apresentaram assincronias em algum momento, com média de 7% de seus ciclos com assincronias. VCV foi modo de maior chance de AI $\geq 10\%$ entre fases ventilatórias A/C e PSV1 (OR 2,79; 1,36-5,73; p= 0,005), entre A/C e PSV2 (OR 2,61; 1,27-5,37; p= 0,009) e entre PSV1 e PSV2 (4,99; 2,37-10,37; p< 0,001). Contudo, deve-se ter cautela, pois o tempo inspiratório não analisado neste estudo pode ter influenciado o resultado. Quantos aos desfechos clínicos, apenas $PaCO_2$ apresentou diferença estatística, sendo maior na ciclagem precoce em comparação a ciclos sincrônicos (p=0,027), contudo sem implicação clínica. A ΔZ_{global} durante ciclos com

duplo disparo ($58,70 \pm 15,56$) apresentaram maior variação comparado a ciclos sem assincronias ($25,88 \pm 6,72$; $p = 0,003$) e com ciclagem precoce ($33,83 \pm 12,18$; $p = 0,0025$). Nenhuma diferença foi observada entre os modos por tipo de ciclos: sem assincronia ($p = 0,95$), ciclagem precoce ($p = 0,57$) e duplo disparo ($p = 0,13$). Concluimos que a incidência de assincronias em pacientes pós-operatório cardíaco com ventilação mecânica de curto prazo é alta, com provável associação do modo VCV às maiores chances de índice de assincronia igual ou maior que 10%. A assincronia de duplo disparo apresenta maior variação de impedância pulmonar global, porém parece não afetar os desfechos clínicos avaliados neste estudo.

PALAVRAS-CHAVE: Impedância elétrica. Cardiologia. Unidades de terapia intensiva. Respiração artificial. Fisioterapia.

ABSTRACT

Mechanical ventilation (MV) management during the cardiac post- and intraoperative periods aims to minimize negative outcomes to patients, such as patient-ventilator asynchrony. Studies on asynchronies in this population are scarce. This present study aimed to evaluate the incidence of asynchrony and the association of asynchrony index (AI) $\geq 10\%$, recognized as critical level, with: volume-controlled mode ventilation (VCV) and pressure-controlled mode ventilation (PCV) and in the following phases: assisted-controlled (A/C) and initial and final pressures of support (PSV); and to compare ventilatory, blood gases and regional distribution of ventilation variables between synchronous cycles and cycles with double-triggering asynchrony and early cycling in conventional ventilatory modes in adult patients in the immediate postoperative period of cardiac surgery. This is a parallel clinical trial study with 17 intubated adults, randomized into VCV (n= 9) and PCV (n= 8). The evaluation of clinical parameters and lung monitoring by electrical impedance tomography occurred in three ventilation phases: A/C, initial PSV (PSV1) labelled as the transition phase from A/C mode to PSV and final PSV (PSV2), equivalent to a ventilatory autonomy test. The analyses for the first main objective were: the incidence of asynchrony estimated by the percentage of the presence of asynchrony in the evaluated patients, AI calculated by the ratio of the number of cycles with asynchrony by the total number of cycles and the odds ratio of the association of AI $\geq 10\%$ with ventilation modes and phases. The analyses for the second objective were: clinical outcomes expressed by ventilation and blood gas variables (Tidal Volume - Vte, respiratory rate – RR, acid base balance and oxygenation index by PaO₂/FiO₂) and global (ΔZ_{global}) and regional ($\Delta Z_{ventral}$ and ΔZ_{dorsal}) variation of lung electrical impedance between synchronous cycles and with double triggering asynchrony and early cycling by ventilation phases. It was observed that 82% of the patients presented asynchrony at some time with an average of 7% of their cycles with asynchrony, during the period evaluated. VCV was a mode of greater chance for AI $\geq 10\%$ between A/C and PSV1 ventilation phases (OR 2.79, 1.36-5.73, p = 0.005), between A/C and PSV2 (OR 2.61, 1.27-5.37, p = 0.009) and between PSV1 and PSV2 (4.99, 2.37-10.37, p <0.001). However, this result should be analyzed with caution, since the inspiratory time was not analyzed in this study, which may have influenced the result. As for clinical outcomes, only PaCO₂ presented statistical difference, being higher in early cycling compared to synchronous cycles (p = 0.027), however its magnitude had not clinical

implication. ΔZ_{global} during cycles with double triggering (58.70 ± 15.56) presented higher variation compared to synchronous cycles (25.88 ± 6.72 , $P = 0.003$) and to cycles with early cycling (33.83 ± 12.18 , $P = 0.0025$). No difference was observed between the modes (VCV x PCV x PSV) by type of cycles: synchronous ($P = 0.95$), early cycling ($P = 0.57$) and double triggering ($P = 0.13$). We conclude that the incidence of asynchrony in cardiac postoperative patients in short-term mechanical ventilation is high, with a probable association of VCV mode with the highest odds of asynchrony index equal to or higher than 10%. The double-triggering asynchrony presents greater variation of global pulmonary impedance, but does not seem to affect the clinical outcomes evaluated in this study.

Keywords: *Patient-ventilator interaction. Tomography. Electrical impedance. Cardiac surgery.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

DISSERTAÇÃO

Figura 1 –	Comportamento do fluxo no tempo inspiratório dos modos limitados a fluxo (VCV) e à pressão (PCV, PSV). Em (A), o fluxo quadrado entrega um alto fluxo por todo Tempo inspiratório (Tins). Em (B), rápida entrega de fluxo na primeira fração do Ti	23
Figura 2 –	Ilustrações das referências de padrões de assincronias para análise de inspeção visual. 1) esforço inefetivo durante expiração; 2) esforço inefetivo durante inspiração; 3) duplo-disparo; 4) auto-disparo; 5) ciclagem tardia; 6) ciclagem precoce; 7.1) disparo reverso em ventilação controlada à volume (VCV); 7.2) disparo reverso em ventilação controlada à pressão (PCV)	29
Figura 3 –	Representação da passagem de corrente elétrica em duas frequências através de células A corrente elétrica de baixa frequência encontra trajetos de menos obstáculos no tecido biológico	33
Figura 4 –	Representação da injeção pareada de corrente elétrica alternada aos pares de eletrodos	34
Figura 5 –	Modelo de malha em <i>pixels</i> interpretada pelos algoritmos da EIT e imagens funcionais geradas com esquemas de cores variados por fabricantes	35
Figura 6 –	Monitorização de traçado ECG por derivação DII, pressão arterial (PA) e oximetria de pulso (SpO ₂) por Dash 4000, GE <i>healthcare</i> , Fairfield	45
Figura 7 –	Esquema de fase ventilatórias dos pacientes durante pós-operatório em ventilação mecânica e respectivos tipos de avaliações realizadas. MH- monitorização hemodinâmica; MR – monitorização respiratória; GA – gasometria arterial	46

Figura 8 –	Acessórios e montagem de EIT para monitorização do paciente. 1 - cinta de eletrodos; 2- adesivo descartável; 3 - eletrodo referência; 4- eletrodos ECG; 5 - sensor de fluxo (pneumotacógrafo); 6- ventilador mecânico; 7 - tomógrafo de impedância elétrica; 8 – relação de distribuição regional da ventilação online: A- anterior, P- posterior, R (<i>right</i>) – direito, L (<i>left</i>) – esquerdo; 9 – mapa de ventilação; 10 – imagem dinâmica; 11 – pletismograma	48
Figura 9 –	Tela do <i>software</i> para inspeção visual das assincronias. Na figura, nota-se a representação da assincronia de duplo disparo sincronia nas curvas de pressão, fluxo e volume	49
Figura 10 –	Mapeamento de ventilação pulmonar exibido na EIT medida pelo Delta Z (ΔZ)	52
Quadro 1 –	Ensaio clínico com comparação de modos ventilatórios no pós-operatório cardíaco	25
Quadro 2 –	Definição de reconhecimento das assincronias paciente-ventilador nas curvas de pressão, fluxo e volume	28
Quadro 3 –	Frequência de assincronia paciente ventilador e métodos de detecção em diferentes populações	30
Quadro 4 –	Parâmetros e índices mensurados pela impedância elétrica direcionados ao estudo	36
Quadro 5 –	Definição de identificação do tipo de assincronia paciente-ventilador por alterações nas curvas pressão, fluxo de volume	50

ARTIGO 1

Quadro 1 –	Definição de identificação do tipo de assincronia paciente-ventilador	78
Figura 1 –	Curvas de tendência do AI entre os grupos VCV e PCV em diferentes fases da ventilação	97
Figura 2 –	Total de assincronias e <i>Odds ratio</i> ponderado para AI com limites de confiança em diferentes situações de análise	98

ARTIGO 2

Quadro 1 –	Definição de identificação do tipo de assincronia paciente-ventilador	78
Figura 1 –	Fluxograma dos participantes do estudo	105
Figura 2 –	Sincronização de curvas de pressão, fluxo, volume, variação de impedância ventral e dorsal em ciclos A) sem assincronias; B) com ciclagem precoce; C) com duplo disparo	109

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

Tabela 1 –	Características do paciente na admissão da UTI	93
Tabela 2 –	Parâmetros de monitorização da ventilação e oxigenação ...	94
Tabela 3 –	Análise de confiabilidade e concordância inter-avaliador para total de assincronias e índice de assincronias	95
Tabela 4 –	Comparação do escore de gravidade e variáveis respiratórias de acordo com a estratificação de AI	96

ARTIGO 2

Tabela 1 –	Dados demográficos e de monitorização do paciente à admissão na UTI	106
Tabela 2 –	Variáveis ventilatórias e gasométricas entre ciclos com e sem assincronia e por modos ventilatórios	107
Tabela 3 –	Distribuição de impedância elétrica entre ciclos sem assincronia e com ciclagem precoce por modos ventilatórios em diferentes momentos.....	108

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AI	índice de assincronia (<i>asynchrony index</i>)
AI específico	índice de assincronia calculado para um tipo de assincronia em específico
APRV	<i>airway pressure release ventilation</i>
AT	auto-disparo (<i>auto-triggering</i>)
CEC	circulação extra-corpórea
CPP	complicações pulmonares pós-operatórias
CRF	capacidade residual funcional
DC	ciclagem tardia (<i>delayed cycling</i>)
DT	duplo disparo (<i>double triggering</i>)
EADi	atividade elétrica do diafragma (<i>electrical activity of diaphragm</i>)
EC	ciclagem precoce (<i>early cycling</i>)
EIT	tomografia de impedância elétrica (<i>electrical impedance tomography</i>)
FC	frequência cardíaca
FiO ₂	fração inspirada de oxigênio
FR	frequência respiratória
GA	gasometria arterial
HCO ₃ ⁻	bicarbonato
IEE	esforço inefetivo durante fase expiratória (<i>expiratory ineffective effort</i>)
IIE	esforço inefetivo durante fase inspiratória (<i>inspiratory ineffective effort</i>)
IMC	índice de massa corpórea
MH	monitorização hemodinâmica
MR	monitorização respiratória
NAVA	<i>neurally adjusted ventilatory assist</i>
PaCO ₂	pressão arterial de gás carbônico
PAM	pressão arterial média
PaO ₂	pressão arterial de oxigênio
PaO ₂ /FiO ₂	índice de oxigenação
PAS	pressão arterial sistólica
PAV	<i>proportional assisted ventilation</i>
PCV	<i>pressure controlled ventilation</i>
PEEP	positive end-expiratory pressure

Pes	pressão esofágica
POI	pós-operatório cardíaco
PRVC	<i>pressure regulated volume controlled</i>
PSV	<i>pressure support ventilation</i>
PVA	assincronia paciente-ventilador (<i>patient-ventilator asynchrony</i>)
RT	disparo reversoe (<i>reverse triggering</i>)
RVM	revascularização do miocárdio
SaO ₂	saturação arterial de oxigênio
SDRA	síndrome do desconforto respiratório agudo
SIMV	<i>synchronized intermitten mandatory ventilation</i>
Timv	tempo inspiratório mecânico
UDPB	definição universal de sangramento perioperatório (<i>universal definition of perioperative bleeding</i>)
VCV	<i>volume controlled ventilation</i>
VMI	ventilação mecânica invasiva
Vt	volume corrente (<i>tidal volume</i>)
Vte	volume corrente durante expiração (<i>expiratory tidal volume</i>)
Vtin	volume corrente de incremento
ΔZ dorsal	variação de impedância dorsal
ΔZ global	variação de impedância global
ΔZ ventral	variação de impedância ventral

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	APRESENTAÇÃO	18
1.2	CONTEXTUALIZAÇÃO	19
2	REFERENCIAL TEÓRICO	22
2.1	CIRURGIA CARDÍACA	22
2.2	VENTILAÇÃO MECÂNICA NO PÓS-OPERATÓRIO DE CIRURGIA CARDÍACA	24
2.2.1	Modos ventilatórios convencionais	24
2.2.2	Evidências na estratégia ventilatória no pós- operatório de cirurgia cardíaca	27
2.3	INTERAÇÃO PACIENTE-VENTILADOR	30
2.3.1	Métodos de detecção da assincronia paciente- ventilador	35
2.3.2	Efeitos adversos da assincronia paciente- ventilador.....	35
2.4	IMAGINOLOGIA PULMONAR FUNCIONAL À BEIRA DO LEITO.....	36
3	JUSTIFICATIVA	42
4	HIPÓTESES	43
5	OBJETIVOS	44
5.1	GERAL	44
5.2	ESPECÍFICOS	44
6	MATERIAIS E MÉTODOS	45
6.1	LOCAL, PERÍODO E DESENHO DE ESTUDO.....	45
6.2	CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE	45
6.3	RANDOMIZAÇÃO E ALOCAÇÃO DE PARTICIPANTES	46
6.4	OPERACIONALIZAÇÃO DAS VARIÁVEIS.....	46
6.4.1	Variáveis independentes	46
6.4.2	Variáveis dependentes	47
6.4.3	Variáveis de controle	48
6.4.4	Variáveis descritivas	48

6.5	COLETA DE DADOS	49
6.5.1	Monitorização multiparamétrica	49
6.5.2	Ventilação mecânica invasiva	50
6.5.3	Tomografia de impedância elétrica	51
6.6	PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE DADOS DE IMPEDÂNCIA.....	52
6.7	CÁLCULO AMOSTRAL	56
6.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA	57
6.9	ASPECTOS ÉTICOS	58
7	RESULTADOS	59
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
	REFERÊNCIAS	60
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	70
	APÊNDICE B – FICHA DE COLETAS DE DADOS	71
	APÊNDICE C – ARTIGO 1: Indexes of patient-ventilator asynchrony in conventional ventilation modes during short-term mechanical ventilation in adults in the immediate cardiac postoperative care	72
	APÊNDICE D – ARTIGO 2: Assincronias de ciclagem na ventilação pulmonar regional durante ventilação mecânica à curto prazo em adultos no pós-cirúrgico cardíaco	104
	ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	129
	ANEXO B – REGISTRO DE PROTOCOLO NO CLINICAL TRIALS	131
	ANEXO C – CARTA DE ANUÊNCIA	132

1 INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO

Esta dissertação é parte da linha de pesquisa “Instrumentação e Intervenção Fisioterapêutica” do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Fisioterapia pela Universidade Federal de Pernambuco. O trabalho foi desenvolvido pelo Laboratório Multiusuário de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-funcional (LINDEF) em parceria com Laboratório de Fisiologia e Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) do Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências da Saúde.

Como profissional fisioterapeuta intensivista, uma das minhas atribuições inclui o gerenciamento compartilhado da assistência ventilatória mecânica à pacientes ainda inábeis de autonomia ventilatória. Nessa atividade, há a necessidade de reconhecimento de padrões alterados da interação paciente-ventilador ou assincronias, que podem levar a necessidade de maiores doses de sedação, prejuízo na qualidade do sono, comprometimento da musculatura respiratória, diagnóstico errôneo de falência ao desmame, com maior permanência sob suporte ventilatório mecânico e aumento da mortalidade.

Diante de suas repercussões, além da habilidade de detectar a assincronia paciente-ventilador, torna-se necessário compreender os efeitos de diferentes modos ventilatórios na sua ocorrência e suas consequências na distribuição da ventilação pulmonar regional. Para esclarecermos estas questões, selecionamos pacientes em pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca e acompanhamos sua evolução ventilatória desde o momento de ingresso a Unidade de Terapia Intensiva (UTI) até o momento prévio à extubação, para avaliar potenciais alterações quanto a estabilidade clínica e tempo de ventilação mecânica diante da ocorrência de assincronias. Assim, durante este período, além da monitoração protocolada da UTI, monitoramos a ventilação desses pacientes por meio de um tomógrafo de impedância elétrica.

Acreditamos que nossos resultados possam contribuir para a tomada de decisão quanto a seleção de modos ventilatórios e possam fomentar estudos futuros que investiguem estratégias de ajustes de parâmetros que reduzam ou eliminem os episódios de assincronia paciente-ventilador especificamente para essa população.

Atendendo às normas vigentes do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Fisioterapia da UFPE para a elaboração da dissertação, são apresentados os seguintes resultados:

1) “Indexes of patient-ventilator asynchrony in conventional ventilation modes during short-term mechanical ventilation in adults in the immediate cardiac postoperative care”, submetido à revista “*Intensive Care Medicine*” (Qualis A1 para área 21 da Capes)

2) “Assincronias de ciclagem na ventilação pulmonar regional durante ventilação mecânica à curto prazo em adultos no pós-cirúrgico cardíaco”, a ser submetido à revista “*American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*” (Qualis A1 para área 21 da Capes)

Dentre as contribuições de experiência acadêmica por meio do Programa foi possível participar de coorientação de um Trabalho de Conclusão de Curso, bem como estágio docência na disciplina Fisioterapia Aplicada ao Paciente Crítico no semestre 2017.2. Também houve a oportunidade de cooperação no desenvolvimento de 2 dissertações de mestrado e 1 tese de doutorado, e contribuição em resumos apresentados em eventos científicos de projeções nacional “XXI Congresso Brasileiro de Fisioterapia - COBRAf 2016” e mundial “*XIII World Congress of Intensive and Critical Care Medicine/XXII Brazilian Congress of Intensive Care Medicine; 16th International Congress of Cardiovascular Anesthesia; ERS International Congress 2017*” e “*ERS International Congress 2018*”

1.2 CONTEXTUALIZAÇÃO

O manejo ventilatório durante e imediatamente após a cirurgia cardíaca deve ser cauteloso, uma vez que este tipo de cirurgia é marcado por ser fator de risco para desenvolvimento de disfunções e complicações pulmonares pós-operatórias. Sendo assim destaca-se a necessidade de medidas na assistência que preveniam comorbidades e eventual mortalidade (CANVER; CHANDA, 2003; HEIN *et al.*, 2006; WELSBY *et al.*, 2002).

Historicamente, as questões sobre o melhor modo ventilatório para ventilar pacientes submetidos à cirurgia cardíaca ainda são inconclusivas. Além dos modos ventilatórios convencionais e avançados existentes, a busca pela inovação de novos modos é contínua visando oxigenação e ventilação satisfatórias, limitando o efeito

iatrogênico da ventilação mecânica e adotando estratégias ventilatórias protetoras (AULER *et al.*, 1995; DONGELMANS *et al.*, 2009; GRUBER *et al.*, 2008; HENDRIX *et al.*, 2006; SAMANTARAY; HEMANTH, 2011; SULZER *et al.*, 2001).

Os estudos que investigam características, vantagens e desvantagens de modos ventilatórios trazem como desfechos de interesse mais comuns: parâmetros respiratórios, hemodinâmicos, incidência de complicações, tempo de ventilação mecânica e tempo de hospitalização (AULER *et al.*, 1995; DONGELMANS *et al.*, 2009; GRUBER *et al.*, 2008; HENDRIX *et al.*, 2006; SAMANTARAY; HEMANTH, 2011; SULZER *et al.*, 2001). Em uma metanálise, as vantagens do modo controlado à pressão (PCV, *pressure controlled ventilation*) sobre o modo controlado a volume (VCV, *volume controlled ventilation*) em pacientes cirúrgicos foram melhor oxigenação durante o procedimento, menor pressão média de via aérea e maior eficiência de eliminação de dióxido de carbono. (JIANG *et al.*, 2016).

Percebe-se que os desfechos como ventilação e oxigenação são usualmente contemplados nos estudos comparativos de modos ventilatórios, porém análise de assincronia paciente-ventilador, reconhecida como marcador de gravidade da fisiopatologia pulmonar de base, não foi abordada para esta população na literatura pesquisada. As alterações na interação paciente-ventilador estão associadas a desfechos negativos na condição clínica do paciente, como maior duração da ventilação mecânica, estadia hospitalar e mortalidade (BLANCH *et al.*, 2015; THILLE *et al.*, 2006, THILLE *et al.*, 2008).

Estudos mostram que as principais assincronias associadas à ventilação mecânica assisto-controlada são a ciclagem precoce e o duplo disparo, e estão relacionadas a incremento no volume pulmonar e a depender da magnitude estão associadas a maior pico de pressão inspiratória, maior hipoxemia e risco de maior gravidade pulmonar (BEITLER *et al.*, 2016; DE WIT *et al.*, 2009a; POHLMAN *et al.*, 2008; THILLE; BROCHARD, 2007)

A monitoração a beira leito da assincronia paciente-ventilador pode ser detectada tanto por meio semi-invasivos, como utilizando eletrodo esofágico (AKOUMIANAKI *et al.*, 2014; BROCHARD, 2014; YOUNES *et al.*, 2007), quanto por meios não-invasivos como observação gráfica das curvas de pressão, volume e fluxo na tela do ventilador mecânico, mais viável na rotina clínica dos profissionais de saúde (GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI, 2006; NILSESTUEN; HARGETT, 2005; RAMIREZ *et al.*, 2017; THILLE *et al.*, 2006; WIT, 2011).

Considerando que as assincronias afetam o conforto ventilatório e alteram a dinâmica ventilatória, com possível repercussão lesiva ao parênquima pulmonar, ressalta-se a importância de investigar a associação entre modos ventilatórios convencionais comumente utilizados no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca e a presença de assincronias, bem como, se, quando presentes, a assincronia paciente-ventilador repercute clinicamente nesta população.

Nesse cenário, a tomografia de impedância elétrica (EIT, do inglês *electrical impedance tomography*) se destaca como ferramenta promissora por permitir mapeamento da ventilação pulmonar global e regional. Os desfechos desfavoráveis pelos métodos de detecção de assincronia normalmente se baseiam em análise quantitativa como a frequência de assincronia em razão de ciclos ventilatórios, porém não foram encontradas o impacto das assincronias na ventilação pulmonar. A EIT é útil para investigar esse comportamento (COSTA; LIMA; AMATO, 2009; GONG *et al.*, 2015).

Apenas dois estudos foram encontrados abordando assincronias em cirurgia cardíaca. O primeiro avaliou a ocorrência de auto-disparo em adultos ventilados ao modo ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV - *synchronized intermittend mandatory ventilation*), sendo maior naqueles com mais que 5 ciclos espontâneos (IMANAKA *et al.*, 2000). O segundo estudo é um relato de caso de um paciente pediátrico submetido a transplante de um pulmão em desmame difícil da ventilação mecânica em modo pressão de suporte (PSV - *pressure support ventilation*) e que evoluiu com distensão gástrica desencadeada principalmente devido às assincronias. Para correção das assincronias, ajustou-se o paciente ao modo de ventilação assistida ajustada neuralmente (NAVA - *neurally adjusted ventilatory assist*), havendo resolução da complicação e evolução bem-sucedida do desmame (VITALE *et al.*, 2010).

O presente estudo tem uma proposta inovadora, à medida que, por um método de análise de inspeção visual ciclo-a-ciclo das curvas ventilatórias registradas em um tomógrafo de impedância elétrica, pretende responder as seguintes questões:

1. Há diferença nos índices de assincronia em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco quando ventilados nos modos VCV, PCV e PSV?
2. Há diferença na distribuição regional de ventilação pulmonar entre os ciclos com e sem assincronias em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco?

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 CIRURGIA CARDÍACA

Desde a introdução da cirurgia cardíaca há pouco mais de sessenta anos, as técnicas de intervenção têm avançado para reduzir as incidências de complicações pós-cirúrgicas. A incidência de doenças cardiovasculares, principalmente nos países desenvolvidos progride a cada ano, das quais 80% são relacionadas à doença arterial coronariana, e em especial infarto do miocárdio, desencadeada por fatores de risco como: tabagismo, dieta inadequada e sedentarismo (ALBU *et al.*, 2010). No Brasil, somente a cirurgia de revascularização do miocárdio (RVM) foi responsável por mais de 18.800 internações, com custos superiores a 135 milhões de reais no período entre Janeiro de 2016 e Janeiro de 2018 (SIH/SUS, 2018).

Apesar dos avanços na cirurgia cardíaca, riscos associados à instabilidade torácica superior e quadro algico, causados por procedimentos intraoperatório e cuidados pós-operatórios, podem favorecer complicações e comprometimento à função pulmonar. A esternotomia, mais comumente usada por sua melhor exposição do sítio de operação, altera a mobilidade da caixa torácica e tem como consequência redução no mínimo de 40% nas capacidades residual funcional e vital, queda na complacência pulmonar e alteração no padrão ventilatório, de abdominal no pré-operatório para superior e ineficiente (AL JAALY *et al.*, 2015; LOCKE *et al.*, 1990; RAGNARSDOTTIR *et al.*, 2004; WEISSMAN, 2000).

A anestesia permite reduzir a percepção algica e inibir reações a estímulos durante a cirurgia cardíaca, apesar de promover áreas de atelectasia em torno de 20% com repercussão na redução da capacidade residual funcional (CRF). Essa redução é afetada pela posição em supino e ação do agente bloqueador neuromuscular devido relaxamento do tônus diafragmático e seu deslocamento cranial. Essas áreas de atelectasia são menores no sentido apical do compartimento pulmonar, zona mais aerada em relação a área basal e podem atingir até mais de 50% do pulmão, permanecendo mesmo horas após uma cirurgia torácica e com uso da circulação extracorpórea (HEDENSTIERNA; EDMARK, 2010; TENLING, ARNE HACHENBERG, THOMAS TYDÉN, HANS WEGENIUS; GORAN, 1998).

O uso de drenos é um cuidado pós-operatório usualmente empregado. O dreno mediastinal previne acúmulo de fluidos e coágulos que podem ocasionar

derrames e obstruções na cavidade pericárdica, e o do tipo pleural que extrai líquidos e ar da cavidade pleural. Este último é o principal associado a complicações na mecânica pulmonar. O derrame pleural pode provocar um aumento do *shunt* intrapulmonar e consequente hipoxemia. Estudos experimentais apontam redução da função pulmonar por queda na complacência pulmonar, devido acúmulo de líquidos no parênquima que pode também contribuir com atelectasias e redução da CRF (BRIMS *et al.*, 2015; GRAF, 2009; GUIZILINI *et al.*, 2007; LE *et al.*, 2015).

A utilização da circulação extracorpórea (CEC) também traz consequências à função pulmonar conforme tempo de uso. O uso da CEC por período longo aumenta o risco de incidência de edema pulmonar e consequente dificuldade de difusão de oxigênio pela barreira alvéolo-capilar. A literatura mostra que a CEC, por expor o sangue à superfície bioincompatível com o tecido orgânico, provoca a ativação de células pró-inflamatórias que são carregadas ao organismo e assim geram aumento da permeabilidade endotelial, lesão de parênquima pulmonar, aumento de *shunt* intrapulmonar, déficit de troca gasosa, queda na complacência pulmonar e surgimento de atelectasias (CONTI, 1999; GATTINONI; CAIRONI, 2008; WYNNE; BOTTI, 2004).

Acreditava-se que para minimizar essas repercussões, devia-se estabelecer uma ventilação intraoperatória com altos volumes pulmonares, baixa frequência respiratória e nível zero de pressão positiva ao final da expiração (PEEP- *positive end-expiratory pressure*). Porém estas medidas potencializaram a inflamação sistêmica associada a CEC, devido à reação local gerado por *stress* de cisalhamento cíclico. Atualmente, a abordagem protetora adotada se dá por uso de baixos volumes correntes e com alto nível de PEEP pelos seus benefícios em minimizar a atividade inflamatória do sistema cardiorrespiratório (GAJIC *et al.*, 2004; LELLOUCHE *et al.*, 2015; MILOT *et al.*, 2001).

Diante de todas essas formas de interferência na mecânica pulmonar no pós-cirúrgico cardíaco, o manejo ventilatório mecânico visa a ventilação pulmonar adequada de forma protetora às possíveis complicações pulmonares pós-cirúrgicas, prevenindo longa dependência à ventilação mecânica (AL-QUBATI; DAMAG; NOMAN, 2013).

2.2 VENTILAÇÃO MECÂNICA NO PÓS-OPERATÓRIO DE CIRURGIA CARDÍACA

2.2.1 Modos ventilatórios convencionais

No período pós-operatório imediato (POI) cardíaco, o manejo ventilatório ocorre comumente nos modos de ventilação controlados por volume ou pressão. Cada modo possui características próprias com possíveis diferenças no comportamento de ventilação intrapulmonar, cujas vantagens e desvantagens devem ser consideradas de acordo com o perfil clínico do paciente e principalmente das propriedades físicas e mecânicas do sistema respiratório (KOH, 2007; PARRA *et al.*, 2010).

O modo VCV tem como vantagens o controle do volume corrente e fluxo inspiratório, garantindo o volume ideal para o indivíduo independente da sua mecânica pulmonar. Uma desvantagem é a ausência de controle de pressão, com consequente maior possibilidade de gerar altas pressões (KOH, 2007). Adicionalmente, em função do fluxo inspiratório ser constante e não ajustável à demanda do paciente, o modo VCV pode estar associado a ocorrência de assincronia paciente-ventilador com aumento do trabalho inspiratório (FIGURA 1A) (JIANG *et al.*, 2016; KOH, 2007).

Em PCV a pressão é limitada e sua ciclagem é determinada por tempo. A pressão inspiratória na via aérea e o tempo inspiratório são ajustados, assim, a entrega do volume varia conforme mecânica respiratória e demanda do indivíduo. Esta variação de fluxo e volume de ar se modificam conforme a impedância do sistema respiratório, de forma inversamente proporcional (JIANG *et al.*, 2016; NICHOLS; HARANATH, 2007).

As vantagens de pressão limitada e fluxo desacelerado incluem distribuição de forças pela extensão do parênquima pulmonar, cujo comportamento uniforme permite minimizar as pressões de vias aéreas e *shunt* intrapulmonar e assim, proteger o parênquima pulmonar de traumas por pressão ou por volume (AL SHEHRI *et al.*, 2014a; CRUZ PARDOS *et al.*, 2009; HEIMBERG *et al.*, 2006)

Sob condições fisiológicas normais, no modo PCV há a liberação de fluxo rápido nas primeiras frações da fase inspiratória e consequente entrega rápida de volume de ar durante inspiração inicial. Em seguida, o fluxo decai ao longo da fase inspiratória até zerar ao fim desta fase. Este comportamento do modo contribui para uma igualdade de pressões nas regiões proximais e distais dos pulmões, ou seja,

uma homogeneidade da distribuição ventilatória na maior parte do pulmão. (FIGURA 1) (JIANG *et al.*, 2016; NICHOLS; HARANATH, 2007).

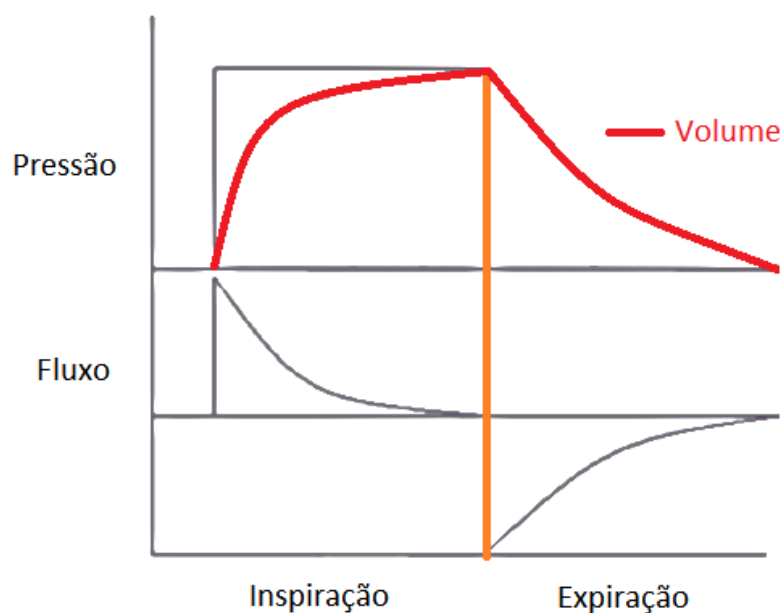


Figura 1 Relação entre as curvas de pressão e fluxo no tempo no modo PCV (Fonte: Modificado de Nichols; Haranath, 2007).

Este padrão de fluxo decrescente melhora a oxigenação em um pulmão lesado difusamente quando comparado a padrões de curva crescente e quadrada. Algumas desvantagens do modo PCV conhecidas são que o padrão de fluxo decrescente pode levar a hiperdistensão de alvéolos sadios mecanicamente e o alto fluxo inicial pode provocar lesões por cisalhamento aos alvéolos distais (NICHOLS; HARANATH, 2007).

Nos ciclos controlados, independentemente do modo ventilatório VCV ou PCV, há suporte total da ventilação pelo pré-ajuste de tempo e o padrão ventilatório do paciente é controlado conforme estes ajustes. À medida que o paciente apresenta esforços inspiratórios suficientes para atingir o limiar de sensibilidade configurado no ventilador ocorre o disparo e o indivíduo passa a influenciar na determinação de seu tempo e frequência respiratórios, caracterizando o momento assisto-controlado. O ventilador ainda determina alguns tempos de ciclos ventilatórios, porém há a interação do paciente (DE BEER; GOULD, 2013).

O momento de ventilação espontânea permite que o paciente assuma sua autonomia de regular o tempo de seus ciclos ventilatórios. Nesta modalidade, o ventilador presta assistência ventilatória parcial, sendo o modo mais comumente para simular o momento pós-extubação, cujo processo se chama desmame. O modo

espontâneo mais comum é o PSV, tendo como parâmetros principais de ajuste: pressão de suporte, PEEP e sensibilidade expiratória (ROSE, 2015)

O PSV é indicado ao paciente com competência de iniciar sua atividade inspiratória. O disparo é realizado à pressão ou fluxo, a depender da melhor adaptação do paciente, é um modo limitado à pressão e com ciclagem à fluxo livre. Ao iniciar a contração diafragmática, o ventilador reconhece e libera o ciclo ventilatório e mesmo assim, o esforço inspiratório do paciente permanece ao longo da duração do ciclo inspiratório. Assim como o PCV assistido, o PSV apresenta um rápido início de fluxo inspiratório respeitando a pressão limite estabelecida e em seguida desacelera (FIGURA 1B) e dependente da demanda do paciente. Conforme o fluxo desacelere até um pico de fluxo inspiratório predeterminado, geralmente 25%, a liberação da pressão é interrompida e inicia-se a fase expiratória (THILLE *et al.*, 2006).

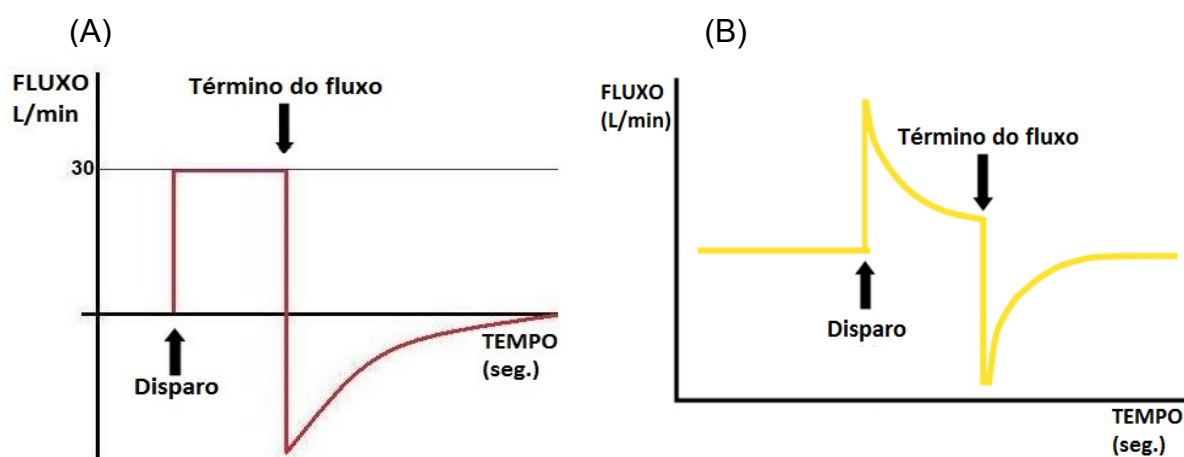


Figura 2 - Comportamento do fluxo no tempo inspiratório dos modos limitados a fluxo (VCV) e à pressão (PCV, PSV). Em (A), o fluxo quadrado entrega um alto fluxo por todo Tempo inspiratório (Tins). Em (B), rápida entrega de fluxo na primeira fração do Ti. (Fonte: Adaptado de Sakar *et al.* 2007)

O aumento da pressão inspiratória ocorre em função da demanda orgânica do paciente. O objetivo é que o paciente consiga manter sua demanda sob pressão inspiratória mecânica cada vez menor até perder sua dependência ao suporte. As demais funções como: disparo, tempo inspiratório e frequência respiratória são assumidas pelo paciente, facilitando a aquisição do padrão natural de respiração.

Comparado aos modos assisto-controlados, o PSV tem como vantagens: menor pressão de pico, maior volume, menor risco de lesão pulmonar por conflito entre configuração de tempo mecânico e o tempo neural, consequentemente reflete-se em melhor conforto do paciente, qualidade de sono e redução de sedação. E

particularmente aos pós-cirúrgicos cardíacos, nenhum relato de comprometimento da hemodinâmica foi associado. Suas desvantagens mais citadas são o volume corrente não-garantido, hipoventilação a níveis de baixa pressão e risco de assincronia (SARKAR; DONN, 2007).

2.2.2 Evidências na estratégia ventilatória no pós-operatório de cirurgia cardíaca

O conhecimento multiperspectivo das vantagens e desvantagens dos modos ventilatórios é importante para designar sua aplicação conforme finalidade da assistência, condição e demanda do paciente. Esta assistência tanto promove efeitos positivos quanto negativos, logo, além do raciocínio clínico, o conhecimento profissional também é diferencial em maximizar os benefícios e minimizar a efeitos iatrogênicos. As evidências de diferenciação dos modos ventilatórios podem variar principalmente por perfil de população e desfechos de interesse.

Em uma revisão sistemática com pacientes com lesão pulmonar aguda, indicou-se que não há evidências disponíveis que sejam suficientes para identificar superioridade entre os modos PCV e VCV (CHACKO *et al.*, 2015). No estudo de Jiang *et al.*, 2016, também baseando-se na metodologia de revisão sistemática envolvendo pacientes cirúrgicos em geral, concluiu-se que o modo PCV possibilitou vantagens em poucos desfechos, mais especificamente na fase intraoperatória, sendo eles: melhor índice de oxigenação, complacência dinâmica, gradiente alvéolo-capilar de oxigênio e PaCO₂ e pressão de platô. Não houve evidências suficientes sobre o modo ventilatório PCV e VCV para morbidade e mortalidade (JIANG *et al.*, 2016).

As estratégias ventilatórias são consideradas principalmente no meio intraoperatório para redução da incidência de complicações pulmonares pós-operatórias (CPP), uma vez que estas estão associadas ao risco de morbimortalidade (ARZULLAH *et al.*, 2001; BAGCHI *et al.*, 2017; NETO *et al.*, 2016; SHANDER *et al.*, 2011). Um estudo retrospectivo com mais de 100 mil pacientes encontrou que as CPP foram mais frequentes naqueles ventilados em PCV em relação a VCV, devido ao mecanismo de estiramento pulmonar excessivo (BAGCHI *et al.*, 2017). Em contraposição, a revisão sistemática feita por Jiang, *et al.* (2016), aponta que as

evidências presentes na literatura são insuficientes para determinar a diferença do modo para este desfecho. Em resumo, não há consenso para tal tomada de decisão.

Particularmente no pós-operatório cardíaco, as estratégias ventilatórias são discutidas visando dois pilares principais: *fast-tracking* e proteção pulmonar. O primeiro pilar preconiza retirada do paciente da ventilação mecânica em poucas horas, desde que sob condições hemodinâmicas e respiratórias adequadas (WONG *et al.*, 2016). Além de redução de custos ao serviço hospitalar, a abordagem “*fast-tracking*” reduz o risco de complicações associadas a ventilação mecânica de longo termo, como trauma de via aérea, disfunção respiratória e infecção nosocomial. O segundo pilar visa o retardo ou prevenção da incidência de morbidades pós-operatórias por meio de medidas quanto à decisão sobre modo ventilatório e ajustes de parâmetros adequados (CANVER; CHANDA, 2003; HEIN *et al.*, 2006; NEARMAN *et al.*, 2014).

O Quadro 1 ilustra alguns estudos focados em diferenças de modos ventilatórios para desfechos hemodinâmicos, respiratórios e principalmente tempo de ventilação mecânica. Observa-se que pacientes em modos que permitem seu maior grau de autonomia ventilatória e com esperado conforto ventilatório, apesar de não haver parâmetros que controlem este desfecho, passaram menos tempo em ventilação mecânica.

Quadro 1. Ensaios clínicos com comparação de modos ventilatórios no pós-operatório cardíaco.

Autores/ano	Desenho do estudo	População (n)	Comparação	Desfechos	Conclusão
Auler <i>et al.</i> 1995	Ensaio clínico <i>crossover</i>	PO cirurgia cardíaca (20)	VCV vs PCV	Sinais cardiorrespiratórios usuais, G(A-a)O ₂ , P _{ins} pico, P _{mva} e C _{dyn}	Maior índice cardíaco, menor RVS e P _{ins} para PCV.
Sulzer <i>et al.</i> 2001	Ensaio controlado randomizado	PO de RVM (36)	ASV vs SIMV	P _{pico} , FR, V _{t_e} , PaCO ₂ , PaO ₂ /FiO ₂ , T _{v_{mi}} .	Menor T _{v_{mi}} em ASV
Castellana <i>et al.</i> , 2003	Ensaio clínico randomizado	PO de RVM (61)	VCV vs PCV	PaO ₂ /FiO ₂ e <i>shunt</i> pulmonar	São iguais para tratamento de hipoxemia aguda
Hendrix <i>et al.</i> , 2006	Ensaio clínico randomizado	PO de RVM (20)	PRVC-VS vs PRVC-SIMV	T _{v_{mi}} , V _{t_e} , VEF ₁ , PaO ₂ , PaCO ₂	Menor T _{v_{mi}} em PRVC-VS
Gruber <i>et al.</i> , 2008	Ensaio clínico randomizado	PO de RVM (50)	PRVCa vs ASV	T _{v_{mi}} , pH, PaCO ₂ , PaO ₂ , HCO ₃ ⁻ , morbidade e mortalidade	Menor T _{v_{mi}} em ASV
Dongelmans <i>et al.</i> , 2009	Ensaio clínico randomizado	PO de RVM (128)	ASV vs PCV-PSV	T _{v_{mi}} ; V _{t_e} , FR, P _{ins} , pH, PaCO ₂ , PaO ₂ , HCO ₃ ⁻	T _{v_{mi}} foi menor em ASV
Samantaray <i>et al.</i> , 2011	Ensaio clínico randomizado	PO de cirurgia cardíaca	PRVC vs PCV	PaO ₂ /FiO ₂ ; P _{mva} ; DC; PaCO ₂	PRVC apresentou menor <i>shunt</i> intrapulmonar

Nota: PO - pós-operatório; RVM - revascularização do miocárdio; VCV - *volume-controlled ventilation*; PCV- *pressure-controlled ventilation*; ASV- *adaptive support ventilation*; PRVCa- *pressure release volume controlled (automated)*; SIMV - *synchronized intermittent-mandatory ventilation*; PRVC-VS- *pressure release volume controlled- volume support* G(A-a)O₂- gradiente alvéolo-capilar de oxigênio; P_{ins} - pressão inspiratória; C_{dyn} - complacência dinâmica; RVS - resistência vascular sistêmica; PaCO₂ - pressão arterial de gás carbônico; PaO₂ - pressão arterial de oxigênio; FiO₂ - fração inspirada de oxigênio; V_{t_e} - volume corrente expirado; FR - frequência cardíaca; VEF₁- volume expirado forçado no primeiro segundo; P_{mva} - pressão média de vias aéreas; DC - débito cardíaco; T_{v_{mi}} - tempo de ventilação mecânica invasiva

Os estudos recomendam que as estratégias ventilatórias a serem adotadas para pacientes intubados no pós-operatório cardíaco sejam similares àquelas usadas em pacientes com síndrome do desconforto respiratório do adulto (SDRA). Uma vez que, estes pacientes cirúrgicos têm risco de desenvolver SDRA em virtude do próprio insulto cirúrgico, transfusão sanguínea e resposta inflamatória desencadeada. Assim, visa-se essa redução de risco ao instituir volume corrente baixo (6-8 ml/kg predito) de forma antecipada. Inclusive repercutindo em menor tempo de ventilação e prevenção de disfunção orgânica (AHMED *et al.*, 2014; GAJIC *et al.*, 2011; KOR *et al.*, 2014; STEPHENS; SHAH; WHITMAN, 2013; ZUPANCICH *et al.*, 2005).

Como referenciado anteriormente, os estudos sobre manejo de ventilação mecânica têm como foco principalmente desfechos relacionados a oxigenação e ventilação. Contudo, o reconhecimento de assincronias paciente-ventilador (PVA, *patient-ventilator asynchrony*) também deve integrar esses objetivos, uma vez que seus índices estão associados a prognósticos graves como desencadeamento de resposta inflamatória e mortalidade.

Após investigação na literatura de estudo com PVA e pós-operatório cardíaco, foram encontrados um relato de caso e um estudo clínico prospectivo não-randomizado. O primeiro tratou-se de uma criança de quinze anos com fibrose cística em desmame difícil ao modo PSV, sofrendo com uma distensão gástrica causada principalmente por assincronia paciente-ventilador. Seu problema foi superado com permuta pelo modo NAVA, cuja assistência diminuiu precisamente os episódios de PVA e facilitou significativamente o desmame da ventilação mecânica. Enquanto o segundo, avaliou 104 adultos ventilados a SIMV a 10 m/kg predito com ajuste da sensibilidade de fluxo a 1L/min. A análise da assincronia de auto-disparo foi verificada pela observação de oscilações cardíacas. Os autores mostraram que a incidência desta assincronia foi maior naqueles pacientes que realizaram mais que 5 ciclos espontâneos por minuto neste modo intermitente em relação aos que fizeram menos de 5 ciclos por minuto (IMANAKA *et al.*, 2000; VITALE *et al.*, 2010).

2.3 INTERAÇÃO PACIENTE-VENTILADOR

A interação paciente-ventilador pode ocorrer de modo harmoniosa ou não. As assincronias ocorrem devido à incoordenação entre o esforço do paciente e a oferta de ventilação pelo ventilador mecânico de forma que quanto mais pobre a relação entre estes componentes, maior o índice de assincronias. Elas podem ocorrer em fases de disparo, inspiratória, ciclagem e expiratória. As assincronias descritas na literatura como mais frequentes são esforços ineficazes, duplo-disparo e os relacionados à ciclagem (ROBINSON *et al.*, 2013; YONIS *et al.*, 2015)

Neste trabalho, definimos as assincronias em auto-disparo, duplo disparo; esforço inefetivo durante fase inspiratória, esforço inefetivo durante fase expiratória, ciclagens precoce e tardia (CHEN *et al.*, 2008; NILSESTUEN; HARGETT, 2005; THILLE *et al.*, 2006). Auto disparo se refere à liberação de fluxo inspiratório pelo ventilador sem esforço respiratório do paciente (KONDILI *et al.*, 2009). E geralmente está associado a causas como frequência respiratória e *drive* respiratório reduzidos, sendo o *drive* respiratório referente ao estímulo dado pelo sistema nervoso central para modulação da frequência e volumes respiratórios. A oferta de fluxo inferior à demanda do indivíduo e fatores extrínsecos como oscilação de batimento cardíaco, escapes de ar e água no circuito também são causas que provocam este tipo de assincronia. Estes fatores extrínsecos provocam distorção na pressão de via aérea

ou fluxo e consequentemente má-leitura pelo ventilador mecânico (GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI, 2006; IMANAKA *et al.*, 2000).

Duplo-disparo se refere ao evento em que a ciclagem do ventilador ocorre quando o paciente ainda tem esforço inspiratório presente. Ou seja, o paciente ainda necessita de um tempo inspiratório maior, porém é interrompido por cessação abrupta da fase inspiratória pelo ventilador mecânico e o mesmo esforço inspiratório ainda vigente supera o limiar de sensibilidade configurado. Geralmente, ele é resultado quando a demanda de fluxo e volume de ar do paciente são superiores ao ofertado pelo ventilador mecânico. Esta assincronia por eventos como tosse ou suspiro é normal, porém por ajustes inadequados trazem riscos aos pacientes (NILSESTUEN; HARGETT, 2005).

Esforço inefetivo durante fase inspiratória em que após disparo há um aumento de abrupto de fluxo quando esforço inspiratório espontâneo presente, enquanto em modo controlado a modificação ocorre na curva de pressão marcada por uma queda transitória durante esforço inspiratório. Geralmente está relacionado a variações rápidas da musculatura respiratória, de forma que o ventilador não acompanha acuradamente ou um ajuste inadequado de tempo de pressurização limite entregue no início da fase inspiratória (CHEN *et al.*, 2008; GEORGOPOULOS, 2012; GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI, 2006; HESS, 2005)

Ciclagem precoce ocorre quando o ventilador cessa o ciclo ventilatório antecipadamente à necessidade do paciente. Esse tipo de assincronia está associada aos baixos níveis de pressão de suporte, curtas constantes de tempo e outras variáveis de ajuste que configuram tempo inspiratório curto em relação à demanda (MURIAS; LUCANGELO; BLANCH, 2016; SUBIRÀ *et al.*, 2018).

Ciclagem tardia ocorre quando o ventilador cessa o ciclo inspiratório tardiamente à necessidade do paciente, resultando em atividade muscular expiratória cujo esforço promove aumento de pressão em vias aéreas. Ela está associada a altos níveis de pressão de suporte, baixos fluxos que prolongam o tempo inspiratório e longas constantes de tempo (GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI, 2006; MELLEMA, 2013).

Esforço inefetivo durante fase expiratória ocorre quando o indivíduo exibe esforço para início de novo ciclo, porém o ventilador não reconhece tal esforço e consequentemente não libera novo ciclo. Os fatores associados a este padrão de

esforço “perdido” são alto nível de assistência ventilatória, fraqueza da musculatura inspiratória ou até hiperinsuflação dinâmica (CHEN *et al.*, 2008; THILLE *et al.*, 2006).

Disparo reverso, ainda sub-reconhecido, ocorre quando o esforço do paciente é ativado após insuflação ventilatória mecânica, assim o indivíduo recebe um estímulo vagal por estiramento pulmonar. Este esforço geralmente persiste além do ciclo ventilatório (SUBIRÀ *et al.*, 2018). As assincronias por curvas de pressão, fluxo e volume foram identificadas com base nas definições descritas no QUADRO 2, também ilustradas conforme figura 2.

Quadro 2. Definição de reconhecimento das assincronias paciente-ventilador nas curvas de pressão, fluxo e volume.

Tipo de assincronia específica	Caracterização gráfica nas curvas do ventilador mecânico
Fase disparo e fase inspiratória	
Auto-disparo	Início do fluxo e pressão, porém não é precedido de uma queda prévia ao disparo na curva pressão indicando ausência de esforço inspiratório do paciente
Duplo disparo	Dois esforços inspiratórios consecutivos sem tempo expiratório adequado entre si
Esforço insuficiente durante fase inspiratória	Queda na curva de pressão na fase inspiratória simultânea um aumento na curva de fluxo
Fase ciclagem e fase expiratória	
Ciclagem precoce	Queda abrupta na fase inspiratória da curva fluxo, antes de atingir a linha base, com aumento na curva de fluxo no início do ramo expiratório (ou em menos de 50% da curva expiratória)
Ciclagem tardia	Curta elevação na curva Pressão, parecido com pico, (<i>overshoot</i>) ao fim da fase inspiratória
Esforço insuficiente durante fase expiratória	Queda na curva de pressão durante expiração e simultâneo aumento no ramo expiratório da curva de fluxo (após 50% da curva expiratória) insuficiente para iniciar novo ciclo
Disparo reverso	Geralmente, primeiro ciclo disparado a tempo pelo ventilador e o ciclo seguinte disparado pelo paciente.
Fluxo	
Fluxo excessivo	Pico (<i>overshoot</i>) no início da fase inspiratória na curva de pressão
Fluxo Insuficiente	Curva de pressão “escavada” na fase inspiratória, invés de um aumento progressivo na curva de pressão.

Fonte: Modificado de Chen *et al.* 2008; Wit *et al.* 2008).

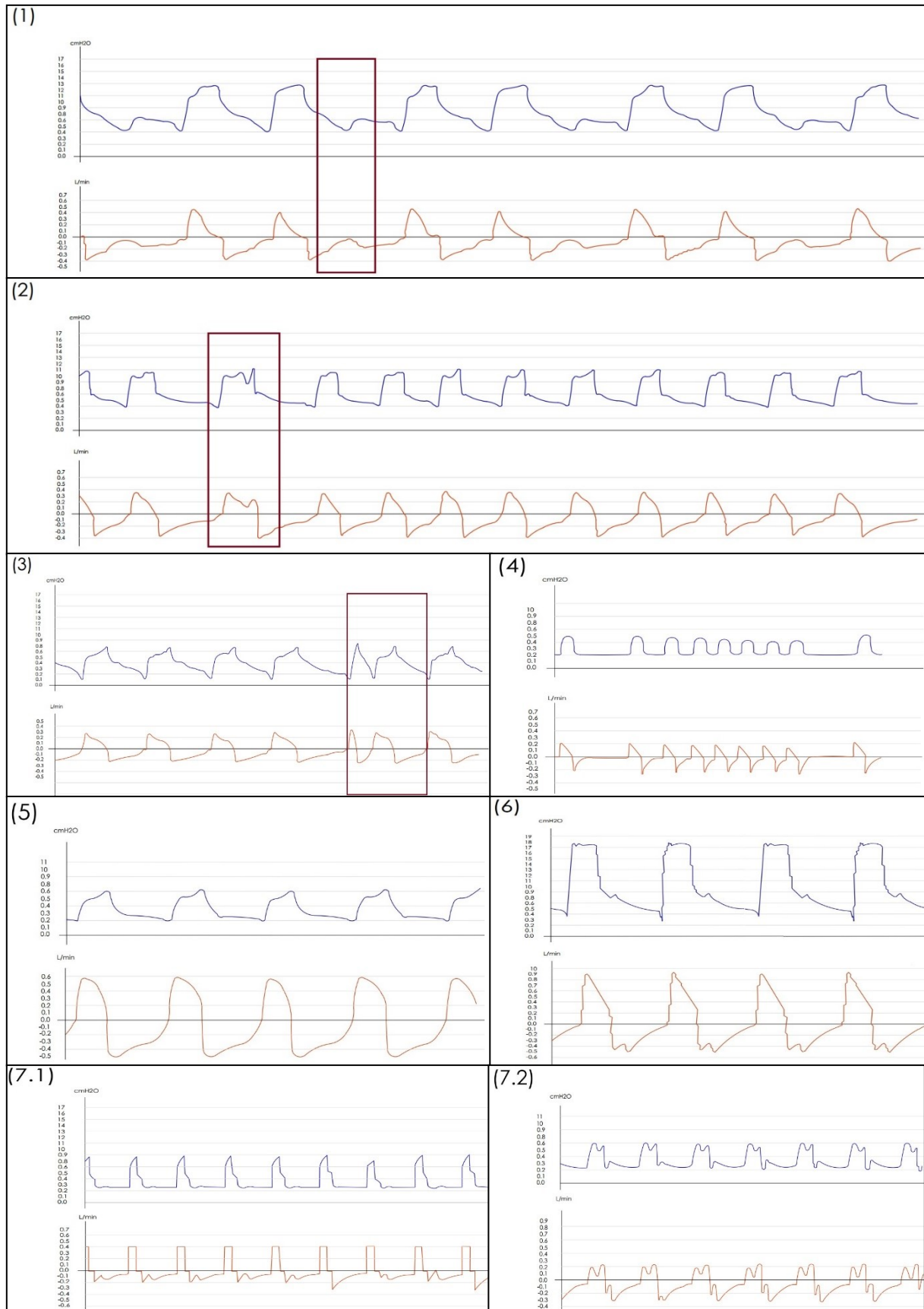


Figura 3 - Ilustrações das referências de padrões de assincronias para análise de inspeção visual. 1) esforço inefetivo durante expiração; 2) esforço inefetivo durante inspiração (modificado de Hoffman et al, 2008); 3) duplo-disparo; 4) auto-disparo; 5) ciclagem tardia; 6) ciclagem precoce; 7.1) disparo reverso em ventilação controlada à volume (VCV); 7.2) disparo reverso em ventilação controlada à pressão (PCV) (Fonte: acervo do autor modificado de Murias et al, 2015.)

Os estudos de prevalência de PVA em pacientes com mais de 24 horas em ventilação mecânica relatam certa variância entre si. Enquanto uns relatam que 24% dos pacientes podem apresentar índice de assincronia de 10% ou mais (THILLE *et al.*, 2006), outros relatam que em 12% ultrapassam o limiar dos 10% (BLANCH *et al.*, 2015; THILLE *et al.*, 2006). Do tipo de PVA mais comum o esforço ineficaz teve destaque com ocorrência de 24% (MELLOTT *et al.*, 2014) e outros estudos relatam ocorrência de 10% desta assincronia (CHAO; SCHEINHORN; STEARN-HASSENPFUG, 1997). Não encontramos na literatura índices de assincronias descritos em pacientes submetidas a ventilação mecânica invasiva em tempo inferior a 24 horas, como descrito no Quadro 3.

Quadro 3. Frequência de assincronia paciente ventilador e métodos de detecção em diferentes populações.

Autores/ano	População (n)	Tempo mínimo de VMI	Frequência de PVA	Método de detecção PVA
Fabry <i>et al.</i> 1995	Pacientes com IRpA (11)	>24h	81% disparo ineficaz	Sinais de fluxo, Pva e Pes gravados por 5 min.
Chao <i>et al.</i> 1997	Maioria com diagnóstico DPOC (174)	tempo não informado	10.9% disparo ineficaz	Sinais de Pes, Pva e fluxo gravados por 2 min.
Leung <i>et al.</i> 1997	Pacientes com DPOC (11)	tempo não informado	26-29% disparo ineficaz	Sinais de Pva, Pes e fluxo gravados por 10 min
Vitacca <i>et al.</i> 2004	55,5% com DPOC; 22,2% pós-cirúrgico (36)	>7dias	72% disparo ineficaz. Destes, 23% representa pós-cirurgia cardiotorácica.	Sinais Pva e fluxo por inspeção <i>online</i> do último minuto prévio a alteração de parâmetros
Thille <i>et al.</i> 2006	26% com DPOC; 74% sem DPOC. (36)	>24h	85% - disparo ineficaz (78% em expiração; 7% em inspiração) 13% - duplo disparo; <1% - auto-disparo, ciclagem tardia e ciclagem precoce.	Sinais de Pva e fluxo gravados por 30 min.
Younes <i>et al.</i> 2007	Pacientes estáveis com IRpA (21)	tempo não informado	80% de esforços ineficazes (fase inspiratória e expiratória)	Sinais de Paw, fluxo, Pes and Pga for 60 min.
De Witt <i>et al.</i> 2008	Não-cirúrgicos (60)	>24h	26% apresentou disparo ineficaz	Sinais gráficos de pressão-tempo e fluxo-tempo gravados por 10 min
Mellott <i>et al.</i> 2014	52% casos respiratórios; 37% cirurgia de trauma; 11% cirurgia cardíaca	tempo não informado	Disparo ineficaz 63%	Sinais de Pva e fluxo por sensor ligado ao NICO por 90 min
Vaschetto <i>et al.</i> 2014	Insuficiência respiratória por casos não-cirúrgicos (14)	PSV em ≤ 48h	Apenas índice de disparo inefetivo foi observado	EAdi
Blanch <i>et al.</i> 2015	6% pós-operativo; 94% clínicos diversos	>24h	Disparo ineficaz – 2,38%;	Sinais de Pva e fluxo por 60 min com <i>BetterCare</i> ™
Gautham <i>et al.</i> 2016	Pacientes cirúrgicos (20)	tempo não informado	1º ciclagem tardia 2º disparo ineficaz 3º ciclagem precoce	Sinais de fluxo e Pva foram gravados visualmente por 10 min.

Nota: Pva (pressão de via aérea); AET – aspiração endotraqueal NICO – *Non-Invasive Cardiac Output Cardiopulmonary Management System* EAdi (*electrical activity of the diaphragm*); Pga- pressão gástrica; Pes- pressão esofágica

Assim, enquanto alguns estudos relatam que há mais assincronias em modos assisto-controlados devido a maior quantidade de parâmetros de ajustes, e consequentemente, pode haver mais conflitos com a demanda ventilatória variável do paciente. Outros autores relatam mais assincronias no modo espontâneo, justificando

diferenças em configurações ventilatórias, duração do período de estudo e nível de consciência (BLANCH *et al.*, 2015; THILLE *et al.*, 2006)

2.3.1 Métodos de detecção da assincronia paciente-ventilador

Atualmente existem diferentes ferramentas de detecção do esforço do paciente sob efeito de pressão positiva, as quais podem ser utilizadas para diagnóstico de assincronia paciente-ventilador.

Dois métodos considerados padrão-ouro são mensuração de pressão esofágica e da atividade elétrica diafragmática. A pressão esofágica (Pes) aferida por inserção do balão esofágico no nível de diafragma, permite que o ventilador mecânico libere ciclos ventilatórios ao breve reconhecimento de esforço inspiratório. A mesma analogia de reconhecimento de sinal é feita por mensuração da atividade elétrica do diafragma (EADi) por meio de eletrodos incorporados em série na parte distal de um cateter também posicionado no nível de diafragma. Porém a aplicabilidade de ambos métodos é incomum, devido ao caráter semi-invasivo e de alto custo, e requererem habilidades específicas de posicionamento de cateter ou de eletrodos e reconhecimento das alterações gráficas (KARAKURT *et al.*, 2012; KONDILI *et al.*, 2009; MURIAS; LUCANGELO; BLANCH, 2016; SINDERBY *et al.*, 2013).

No contexto da rotina clínica, a detecção de assincronia paciente-ventilador viável é por monitorização de curvas de sinais de pressão, volume e fluxo na tela do ventilador mecânico. Apesar de acurácia menor para o diagnóstico, há evidências de boa correlação e confiabilidade ao ser comparada com métodos padrão-ouro, tornando aceitável a adesão ao método de inspeção visual (THILLE *et al.*, 2006).

2.3.2 Efeitos adversos da assincronia paciente-ventilador

Uma das maiores preocupações na atenção à monitorização da PVA é seu impacto no atraso do desmame da ventilação mecânica, pois, como conhecido na literatura, maior tempo de dependência à ventilação mecânica predispõe o paciente a maior risco de efeitos deletérios.

Em pacientes de pós-operatório cardíaco, o tempo médio de ventilação mecânica é estimado entre 6-9 horas (BERRY *et al.*, 1998; MICHALOPOULOS *et al.*,

1998), como rege os protocolos *fast-track*. Alguns autores referem 12 a 72 horas, sendo 24 horas considerado tempo de ventilação prolongada (BRANCA, 2001; CISbbrocrbrLAGHI; CONDEMI; CORONA, 2007; HEFNER *et al.*, 2016; KERN *et al.*, 2001; KOLLEF; WRAGGE; PASQUE, 1995; LEI *et al.*, 2009; PIĄTEK *et al.*, 2016; PIOTTO *et al.*, 2012; PRAPAS *et al.*, 2007; RAJAKARUNA *et al.*, 2005; REDDY *et al.*, 2007; SHARMA *et al.*, 2016; SIDDIQUI; PARAS; JALAL, 2012; TOTONCHI *et al.*, 2014; TROUILLET *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2013; YENDE; WUNDERINK, 2002).

As assincronias durante a ventilação mecânica invasiva podem promover lesões morfológicas da musculatura respiratória por esforços pliométricos, piora da mecânica respiratória, alteração na troca gasosa, maior gasto energético ineficaz. Estudos também referem desconforto do paciente e frequente administração de sedativos acarretando maior período de dependência à ventilação mecânica, indução a distúrbio de sono, hiperinsuflação dinâmica e clinicamente mais importante, maior risco de mortalidade hospitalar ou em UTI (BLANCH *et al.*, 2015; THILLE *et al.*, 2006).

No estudo de Blanch *et al* (BLANCH *et al.*, 2015), ao compararem pacientes que tiveram índices de assincronias acima de 10% com abaixo de 10%, viram frequências de reintubação e traqueostomia similares. Porém mortalidade hospitalar e permanência em ventilação mecânica foram maiores aos que estavam acima desse ponto-de-corte (BLANCH *et al.*, 2015; BOSMA, [s.d.]; DE WIT *et al.*, 2009b; SCOTT K EPSTEIN, 2011; THILLE *et al.*, 2006).

Como mencionado anteriormente, as assincronias estão associadas ao tempo de dependência do ventilador mecânico, e focando no paciente de pós-cirurgia cardíaco, o qual tem um prognóstico de desmame rápido, caso ocorra uma atenção ineficiente às assincronias advindas de um modo ventilatório, poderia haver comprometimento da evolução ao desmame da VM.

2.4 IMAGINOLOGIA PULMONAR FUNCIONAL À BEIRA DO LEITO

O avanço na tecnologia de assistência à saúde tem crescido e inovado nas funções que permitem monitorização e terapia cada vez mais personalizadas e eficazes. Na terapia intensiva, a imagiologia permite avaliação cada vez mais precisa de disfunções e distúrbios respiratórios, os quais são insuficientes para diagnóstico por quadro clínico apenas. Alguns exames de imagem têm tido

excelência em produzir imagem intrapulmonar de alta resolução, porém pecam na portabilidade, risco radiológico e temporalidade (BALL *et al.*, 2017).

A tomografia de impedância elétrica (EIT, do inglês *electrical impedance tomography*) vem inovando a avaliação intra-pulmonar dinâmica no ambiente da terapia intensiva. No decorrer de mais de 30 anos, as pesquisas têm elucidado formas de manejo, análise e interpretação de sinais por impedância elétrica para evidenciar fenômenos indesejados durante assistência e a partir de tal guiar a tomada de decisão clínica (FRERICHS; BECHER; WEILER, 2014).

O mecanismo de funcionamento da EIT é baseado na interação de fluxo de corrente elétrica e reação celular à corrente. Cada tecido biológico é um conjunto de células que funcionam como um circuito que apresentam características de resistividade e capacitância particulares, e consequentemente comportamentos diferentes sob passagem de corrente elétrica. A corrente de alta frequência e baixa amplitude aplicada no tórax se espalha em três dimensões, com distribuição dependente da resistividade do tecido que gera uma diferença potencial. Qualquer alteração na impedância do tecido local afetará a medida da voltagem na superfície do tórax. Inclusive fatores como mal posicionamento de eletrodos, que é contornado pelo algoritmo para estimativa de impedância por regularizador, compensando eventual mal posicionamento (FIGURA 3) (BAYFORD; TIZZARD, 2012; BROWN; BARBER; SEAGAR, 1985; PUTENSEN; WRIGGE; ZINSERLING, 2007).

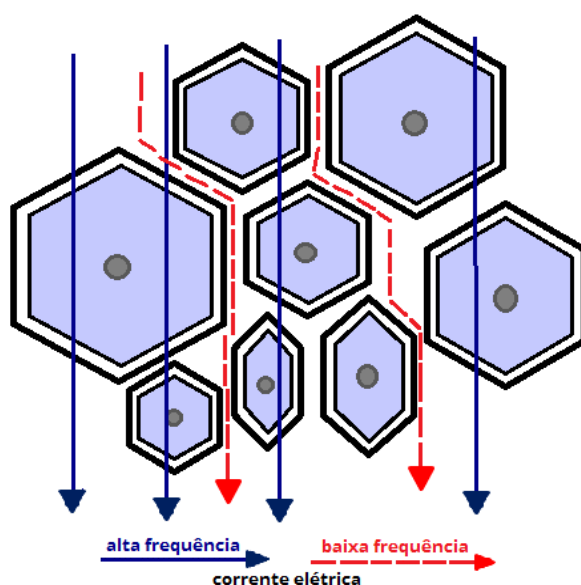


Figura 3 – Representação da passagem de corrente elétrica em duas frequências através de células. A corrente elétrica de baixa frequência encontra trajetos de menos obstáculos no tecido biológico. (Fonte: acervo do autor baseado em Bayford *et al.* 2012)

A apresentação da imagem pela EIT se dá por integração de três elementos: coleta de dados pelos eletrodos, gravação dos potenciais elétricos e algoritmos de reconstrução da imagem que “espelha” o que acontece nos pulmões. A imagem projetada ocorre por um sistema dinâmico, que mostra imagens de tecidos que alteram sua resistividade, comparando as imagens sequencialmente capturadas, em média 50 por segundo, e assim reproduzir a distribuição da ventilação. Logo, as estruturas estáticas, que não apresentam alteração de impedância, não aparecem no monitor. Este tipo de tecnologia se destaca por ser uma identidade do recurso ideal para rotinas clínicas que demandam monitoração contínua (COSTA; LIMA; AMATO, 2009).

A máquina processa a leitura do diferencial de voltagem por eletrodos organizados em torno de um plano do tórax uma cinta, os quais são organizados de forma que um par injeta uma corrente alternada e outro par adjacente mede o diferencial gerado pela passagem dessa corrente pelo tórax (figura 4). Conforme a corrente prossegue em uma sequência unidirecional, os eletrodos se reparam entre essas funções harmoniosamente e geram pixels que correspondem a variação de impedância de uma área, que por eles é representada no monitor como a dinâmica da ventilação em regiões do pulmão em tempo real (FIGURA 4).

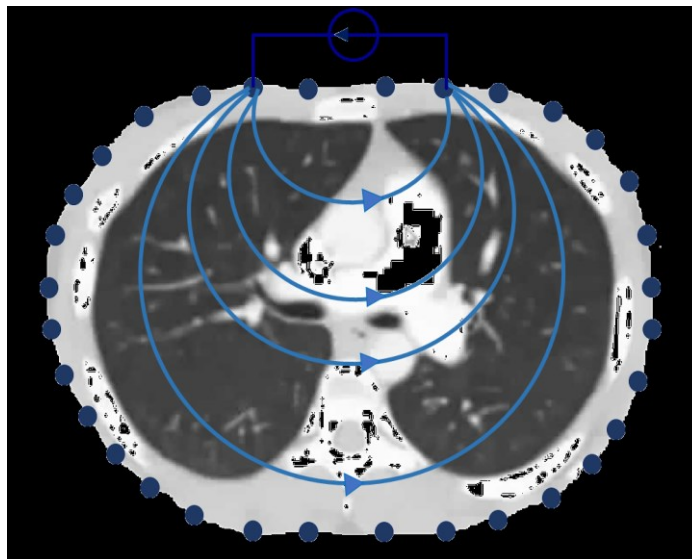


Figura 4 Representação da injeção pareada de corrente elétrica alternada aos pares de eletrodos. (Fonte: acervo do autor baseado em Costa et al., 2008.)

Na relação impedância elétrica e ciclo ventilatório, durante a inspiração os pulmões se distendem conforme o volume de ar aumenta. O ar é um pobre condutor de corrente elétrica, logo, há uma maior impedância elétrica. Durante expiração, o volume de ar nos pulmões diminui e consequentemente também a impedância

elétrica reduz. (LEONHARDT; LACHMANN, 2012; MUDERS; LUEPSCHEN; PUTENSEN, 2010).

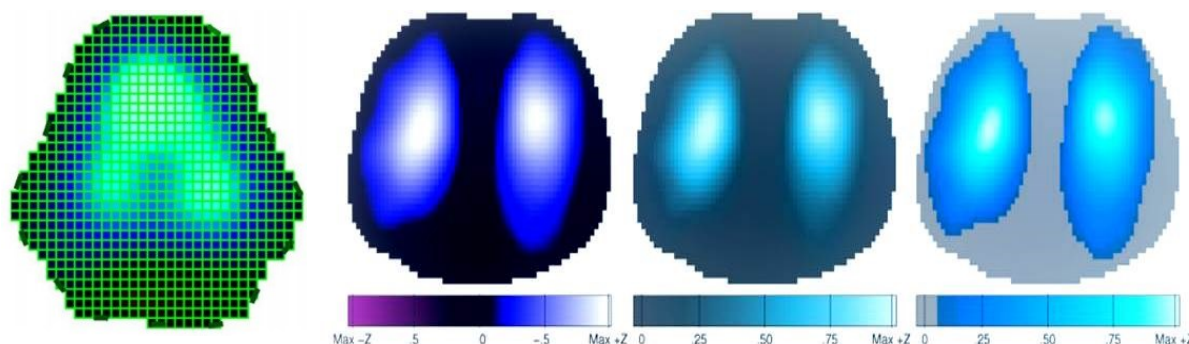


Figura 5 Modelo de malha em pixels interpretada pelos algoritmos da EIT e imagens funcionais geradas com esquemas de cores variados por fabricantes. (Fonte: Modificado de Friedrichs et al., 2016.)

A representação dinâmica da ventilação parte da coleta de dados EIT brutos, em um ciclo respiratório, chama-se de *frame*. Quando se delimita quantos frames se quer por segundo, significa que foi estimado a frequência de *scan* EIT. Ter a variação da impedância entre dois pontos no tempo, significa ter o dado *tdEIT* (*time-difference*), que é o que torna a reconstrução de imagem do EIT possível para observar fenômenos fisiológicos como ventilação e perfusão, que são variáveis periódicas. E podem ser observados por região de interesse (camadas, quadrantes ou *pixels* específicos), gerando *fEIT* (*functional EIT*) e a partir disso realizar os cálculos de alguma propriedade de interesse (FRERICHS et al., 2016; HAHN et al., 1995; HELDIGE, 1999).

A ferramenta tem sido aprimorada no sentido de desenvolver índices algorítmicos para representar fenômenos que estão ocorrendo instantaneamente dentro dos pulmões, em aspecto regional e global. Vários aprimoramentos são necessários para serem agregados ao sistema do aparelho de forma *online* e atingir ideal aderência da sua utilização à prática clínica (BIKKER et al., 2009; HINZ et al., 2003).

O Quadro 4 apresenta alguns índices e parâmetros intencionados a se averiguar nos pacientes de pós-cirurgia cardíaca, em princípio (COSTA; LIMA; AMATO, 2009; FRERICHS et al., 1998, 2016; LOWHAGEN; LUNDIN; STENQVIST, 2010; ZHAO; STEINMANN; GUTTMANN, 2009).

Quadro 4. Parâmetros e índices mensurados pela impedância elétrica direcionados ao estudo.

Variável	Método	Descrição
ΔZ	$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta Z_{i_{\max-\min}}$	Valor médio dado pela razão do somatório de variação da impedância pulmonar das fases inspiratórias dos ciclos de interesse pelo número total destes ciclos
Vt (inspirado)	$V_{t_{\text{pico}}} - V_{t_{\text{aerado inspiratório}}}$	Valor absoluto registrado no pico fase inspiratória do ciclo de interesse na curva de volume subtraído o volume aerado inspiratório. Expresso em mililitros (ml)
θ	$\arcsen(S1/S4)$	Valor absoluto de arco seno das curvas de pletismografia entre zona 1 (ventral) e zona 4 (dorsal) da área de ventilação pulmonar.

Fonte: Fragmento de Bikker *et al.* (2013) e Murders *et al.* (2012)

Existem evidências que os modos ventilatórios convencionais à pressão (PCV, PSV) causam um maior efeito de redistribuição do fluxo aéreo para regiões pulmonares basais comparada ao modo ciclado a volume (VCV). Possivelmente por duas razões: padrão de fluxo aéreo nos modos à pressão como mencionado anteriormente e sincronia do esforço ventilatório do paciente com o ventilador, ou seja, ausência de assincronias paciente-ventilador. A forma de fluxo desacelerado no modo VCV ocorre por configuração direta no ventilador, enquanto no modo PCV, se dá por gradual diferença de pressão entre paciente e ventilador. Este padrão de fluxo no PCV contribui para uma entrega mais laminar do fluxo com maiores chances de estender essa homogeneidade ventilatória às zonas distais (DELLINGER *et al.*, 2007).

De acordo com as Diretrizes Brasileiras de Ventilação mecânica de 2013, a recomendação é que esses pacientes sejam ventilados a baixos volumes (6ml/kg predito) durante fase pós-operatória. Assim, caso a demanda ventilatória aumente, haverá aumento do trabalho diafragmático para supri-la. No estudo realizado por Blackman *et al.* (2014) foi visto que a ventilação melhora nas regiões dependentes à baixos volumes no PSV durante pós-operatório cardíaco bem como uma ventilação homogênea durante PCV, apesar que no PSV a ventilação é maior devido a maior mobilidade diafragmática (BLANKMAN; VAN DER KREEFT; GOMMERS, 2014).

Como citado anteriormente, indivíduos sob ventilação mecânica estão sujeitos à assincronias que prejudicam sua evolução ao desmame. Uma assincronia obtida por dados da tomografia de impedância elétrica é a assincronia de esvaziamento dos

pulmões, expressa pela medida angular extraída dos sinais pletismográficos de cada pulmão. Esse ângulo, formado pelos vetores resistência e impedância, mostra o comportamento de onda de cada pulmão. Quando em fase significa que ambos os pulmões possuem mesmo tempo de esvaziamento. Esta propriedade já foi observada em pacientes com derrame pleural e transplantados pulmonares. Considerando que no modo controlado o pulmão do indivíduo no pós-operatório cardíaco está com menor resistência na região não-dependente, é possível que seja detectado um atraso de esvaziamento da região dependente (AFONSO JR, 2010; ALVES SHS, 2012).

3 JUSTIFICATIVA

A ventilação mecânica apesar de sua eficiência em suporte de vida para estabilidade ventilatória pulmonar do paciente até a restauração de sua autonomia, também está associada a complicações intrapulmonar e extrapulmonar.

Tais complicações podem ser minimizadas pela constante monitorização da sincronia entre demanda do paciente e oferta de assistência do ventilador, caso contrário a assincronia entre ambos envolvidos pode dificultar o desmame e favorecer complicações advindas da ventilação artificial.

Os métodos de detecção e classificação de assincronias levantados na literatura vem revelando não apenas novos tipos, como também associações a desfechos negativos e conseqüentemente busca de estratégias de captação e correção destes eventos com base em prevalência destes tipos. Não há discussão em torno de diferenças de grau de magnitude dos tipos de assincronias entre si e se há repercussões nos parâmetros associados ao paciente em virtude dessas diferenças.

Acreditamos que junto a uma ferramenta capaz de monitorização contínua da dinâmica ventilatória em tempo real, a busca por essa observação é possível e o questionamento pertinente quanto ao cuidado de assistência ventilatória artificial.

4 HIPÓTESES

Artigo 1

H0. Os índices de assincronia são similares tanto nos ciclos ventilados a VCV quanto nos ciclos ventilados a PCV em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco

H. Os índices de assincronia são maiores nos ciclos ventilados a VCV comparados aos ciclos ventilados a PCV em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco

Artigo 2

H0. Os ciclos com assincronia de duplo disparo apresentam variação de impedância pulmonar similar aos ciclos sem assincronias e aos com assincronia de ciclagem precoce em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco

H1. Os ciclos com assincronia de duplo disparo apresentam maior variação de impedância pulmonar comparado aos ciclos sem assincronias e aos com assincronia de ciclagem precoce em pacientes adultos no pós-operatório imediato cardíaco

5 OBJETIVOS

5.1 GERAL

- Analisar a interação paciente-ventilador e distribuição regional da ventilação pulmonar em modos ventilatórios convencionais no pós-operatório cardíaco adulto

5.2 ESPECÍFICOS

- Avaliar a incidência de assincronias paciente-ventilador
- Verificar confiabilidade/ reprodutibilidade do método de inspeção visual para detecção das assincronias
- Comparar os índices de assincronias nos modos VCV, PCV e PSV em pacientes adultos pós-operatório cardíaco
- Comparar a distribuição regional da ventilação entre as assincronias ciclagem precoce e duplo disparo, independente da estratégia protetora pulmonar
- Descrever o comportamento de variáveis mensuradas por impedância elétrica que caracterizem assincronias de duplo disparo e ciclagem precoce.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

6.1 LOCAL, PERÍODO E DESENHO DE ESTUDO

Este estudo foi realizado na unidade de terapia intensiva dedicada a pacientes no pós-operatório de cirurgia cardíaca do Real Hospital Português de Beneficência em Pernambuco, Recife – PE, no período de Fevereiro de 2017 à Novembro de 2017. Este projeto foi desenvolvido por colaboração entre pesquisadores do LIM-09 do (FMUSP) laboratório de investigação médica em Pneumologia da Faculdade de Medicina de São Paulo), LACAP-UFPE (Laboratório de Fisiologia e Fisioterapia Cardiorrespiratória da Universidade Federal de Pernambuco) e LINDEF-UFPE (Laboratório Multiusuário de Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Pernambuco).

Trata-se de um estudo do tipo ensaio clínico paralelo, aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com parecer 1.928.293 e registro no ClinicalTrials.gov NCT03141216.

6.2 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Critérios de inclusão

Pré-operatório: ambos sexos, na faixa etária entre 18 e 65 anos, IMC na faixa 18,5 a 29,9 kg/m² (OMS), consentimento mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) conforme a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde

Pós-operatório: estar sob ventilação mecânica invasiva, presença de dois drenos (um mediastinal e um pleural esquerdo), ter realizado circulação extracorpórea durante a cirurgia.

Critérios de exclusão

Pré-operatório: doença neuromuscular e doença pulmonar crônica; fatores que interfiram na aquisição de dados pela EIT (presença de feridas, erupções ou queimaduras na região de aplicação da cinta dos eletrodos) e deformidade torácica.

Pós-operatório: uso de marcapasso, desfibrilador cardíaco, tempo de

circulação extra-corpórea maior que 120 minutos; débito de sangramento pós-operatório maior que 500ml na primeira hora ou maior que 300 ml por duas horas consecutivas ou acima de um litro nas primeiras 8h (MIANA *et al.*, 2004) ou ainda maior que 800 ml em menos de 12 h, equivalentes a sangramento moderado pela UDPB (*Universal definition of perioperative bleeding*) (DYKE *et al.*, 2014); 2-4 transfusões sanguíneas em menos de 12 horas (DYKE *et al.*, 2014).

6.3 RANDOMIZAÇÃO E ALOCAÇÃO DE PARTICIPANTES

Foram randomizados 17 participantes que estavam intubados no pós-operatório cardíaco e alocados em um dos dois grupos estudados. Estes grupos foram categorizados de acordo com modo ventilatório instituído assim que o paciente foi admitido na unidade de terapia intensiva, ventilação controlada a volume (grupo VCV) ou ventilação controlada à pressão (grupo PCV).

A randomização foi realizada previamente ao dia de coleta por um pesquisador voluntário externo ao estudo em um *software* livre disponível na internet (www.randomization.com). O tipo de randomização adotado foi em blocos para assegurar uma distribuição igualitária do número de indivíduos entre os grupos. A sequência de intervenção gerada pelo software em uma tabela foi transferida para uma série de envelopes opacos, selados e enumerados. Os envelopes foram encaminhados para o pesquisador responsável e abertos no dia de coleta.

Quatro pesquisadores participaram de três etapas deste estudo: 1 pesquisador para randomização dos participantes, 2 pesquisadores para coleta dos dados e 2 pesquisadores para dupla verificação de análise de dados.

6.4 OPERACIONALIZAÇÃO DAS VARIÁVEIS

6.4.1 Variáveis independentes

- VCV – ventilação assisto-controlada a volume
- PCV – ventilação assisto-controlada à pressão
- PSV – ventilação de pressão de suporte

6.4.2 Variáveis dependentes

- Volume corrente expirado por peso predito (V_{te}): volume de ar mobilizado normalmente a cada ciclo respiratório em relação ao peso predito. Variável quantitativa contínua, expressa em mL/kg.
- Frequência respiratória (FR): Número de ciclos respiratórios por uma unidade de tempo. Variável quantitativa discreta, expresso em respirações por minuto (rpm).
- pH: relação entre bicarbonato e dióxido de carbono concentrados no sangue arterial. Variável quantitativa contínua expressa em unidades decimais.
- Pressão arterial de gás carbônico ($PaCO_2$): pressão parcial de gás carbônico no sangue arterial. Variável quantitativa contínua expressa em mmHg.
- Índice de oxigenação (PaO_2/FiO_2): relação entre pressão parcial de oxigênio arterial e fração inspirada de oxigênio. Variável quantitativa contínua expressa em números absolutos.
- Índice de assincronia (AI): número de ciclos com assincronia dividido pelo número de ciclos disparados ou não disparados. Variável quantitativa contínua expressa em porcentagem.
- Índice de assincronias específicos ($AI_{\text{especifico}}$): número de ciclos com o tipo de assincronia de interesse dividido pelo número de ciclos disparados ou não disparados. Variável quantitativa contínua expressa em %.
- Volume corrente de incremento (V_{tin}): diferença de volume de ar inspirado entre os dois ciclos consecutivos em assincronia de duplo disparo. Variável quantitativa contínua expressa em mL.
- Variação de impedância global (ΔZ_{global}): soma dos valores de impedância dos *pixels* das 4 camadas equidistantemente distribuídas, correspondentes à área transeccional avaliada no ciclo de interesse. Variável quantitativa contínua expressa em unidades arbitrárias.
- Variação de impedância ventral ($\Delta Z_{\text{ventral}}$): soma dos valores de impedância dos *pixels* compreendidos pelas duas primeiras camadas, correspondentes à região ventral. Variável quantitativa contínua expressa em %.

- Variação de impedância dorsal (ΔZ dorsal): soma dos valores de impedância dos pixels compreendidos pelas duas últimas camadas, correspondentes à região dorsal. Variável quantitativa contínua expressa em expresso em %.
- Ângulo de fase (Φ): indicador de assincronia ventilatória dentre os pulmões durante ciclos respiratórios. Variável quantitativa contínua expressa em graus.

6.4.3 Variáveis de controle

- Sexo: condição orgânica de diferenciação entre masculino e feminino. Variável qualitativa nominal dicotômica expressa em masculino ou feminino
- Idade: tempo de vida decorrido desde o nascimento até uma data determinada. Variável quantitativa discreta expressa em anos.
- Índice de massa corpórea (IMC): medida de peso corporal dada por uma relação entre a massa da pessoa e a sua altura. Variável quantitativa contínua expressa em kg/m^2 .
- Pressão arterial média (PAM): média aritmética do produto de pressão arterial sistólica por duas vezes pressão arterial diastólica dividido por três. Variável quantitativa discreta expressa em mmHg.
- Frequência cardíaca (FC): Número de batimentos cardíaco por uma unidade de tempo, representando o tempo de enchimento diastólico e do volume diastólico final. Variável quantitativa discreta expressa em bpm.
- Saturação arterial de oxigênio (SaO_2): estimativa da pressão de oxigênio arterial mensurada por gasometria arterial. Variável quantitativa discreta expressa em %.

6.4.4 Variáveis descritivas

- EuroScore II: escala de risco de mortalidade da qualidade cirúrgica cardíaco. Variável quantitativa discreta expressa em números absolutos.
- Escala de coma de Glasgow: escala de avaliação do nível de consciência. Variável quantitativa discreta expressa em número absoluto.
- Volume em drenos: volume de líquido intra-torácico pós-operatório drenado. Variável quantitativa discreta expressa em mL.

- Tipo de cirurgia: identificação de procedimento cirúrgico cardíaco a qual o participante foi submetido. Variável qualitativa nominal.
- Tempo de cirurgia: duração da cirurgia cardíaca ao qual o indivíduo foi submetido. Variável quantitativa contínua expressa em minutos.
- Tempo de CEC: duração do procedimento de circulação sanguínea extracorpórea durante a cirurgia. Variável quantitativa contínua expressa em minutos.
- Tempo em VMI: duração do período em ventilação mecânica invasiva no pós-operatório imediato. Variável quantitativa contínua expressa em horas.
- Comorbidades: existência de uma ou mais doenças em simultâneo à doença principal de tratamento cirúrgico na mesma pessoa. Variável qualitativa dicotômica expressa em nenhuma ou uma a três.

6.5 COLETA DE DADOS

6.5.1 Monitorização multiparamétrica

Os parâmetros respiratórios e hemodinâmicos dos pacientes foram monitorizados durante a coleta e estadia na UTI pelo monitor multiparamétrico Dash 4000 (GE *Healthcare*, UK) (Figura 6) para acompanhamento da estabilidade clínica.

A monitorização respiratória foi considerada estável quando $SpO_2 \geq 90\%$ e FR entre 10 e 35 incursões por minuto. A monitorização hemodinâmica foi considerada estável quando PAM entre 60 a 120 mmHg e FC entre 60 e 120 batimentos por minuto. (Jones *et. al.*, 2013).

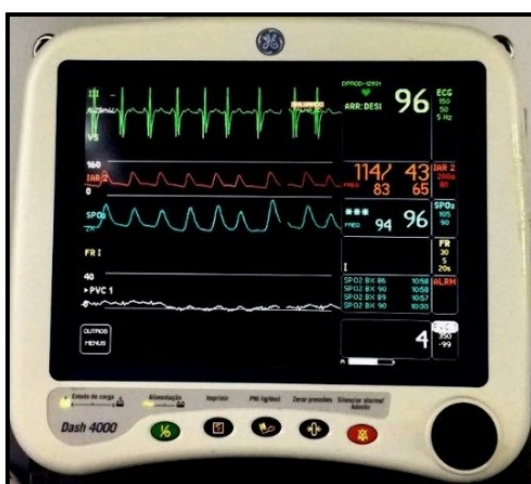


Figura 6 Monitorização de traçado ECG por derivação DII, pressão arterial (PA) e oximetria de pulso (SpO_2) por Dash 4000, GE healthcare, Fairfield. (Fonte: acervo do autor)

6.5.2 Ventilação mecânica invasiva

Os pacientes foram submetidos à ventilação artificial por meio do ventilador *Engström Carestation* (GE Medical, Winsconsin, Estados Unidos) ou do *Savina® 300* (Dräger, Lübeck, Alemanha). Ventilação mecânica inicial se refere ao modo ventilatório designado pelo envelope como terapêutica assim que admitido na unidade terapia intensiva cirúrgica, VCV ou PCV. E posteriormente, ambos grupos foram ventilados em PSV.

Desta forma, temos dois grupos VCV e PCV e como fases ventilatórias cronologicamente classificadas em assisto-controlada (A/C -fase em modo ventilatório inicial à admissão na UTI), PSV1 (primeiro momento assim que feita a transição para este modo) e PSV2 (segundo momento e bem prévio à extubação).

No momento em PSV2, os pacientes foram avaliados quanto a nível de consciência, monitorização respiratória e hemodinâmica para prosseguir com extubação.

Todos parâmetros configurados característicos de cada momento estão descritos na Figura 7.

Assisto-controlado		PSV1	PSV2
PCV	Pins: Vt ~8 ml/Kg de peso predito Tins ajustado conforme fluxo 30 mL/min FR: 14-20 rpm PEEP: 5 cmH ₂ O FiO ₂ : mínimo para SpO ₂ ≥90% Sens. ins.: 2 L/min	PS: Vt~8 ml/kg de peso predito PEEP: 5 cmH ₂ O FIO ₂ : mínimo para SpO ₂ ≥90% Sens. Ins.: 2 L/min Sens. Exp.: 25%	
VCV	Vt: ~8 ml/Kg de peso predito Fluxo em torno de 30 mL/min FR: 14-20 rpm PEEP: 5 cmH ₂ O FiO ₂ : mínimo para SpO ₂ ≥90% Sens. ins.: 2 L/min		
Avaliação	- MH; MR; GA - Dados da EIT	- MH; MR; GA - Dados da EIT	

Figura 7 Esquema de fase ventilatórias dos pacientes durante pós-operatório em ventilação mecânica e respectivos tipos de avaliações realizadas. MH- monitorização hemodinâmica; MR – monitorização respiratória; GA – gasometria arterial

Em cada fase, foram realizadas as seguintes avaliações: 1) monitorização hemodinâmica (MH) dada por registro de líquido torácico drenado, FC e PA; 2) monitorização respiratória (MR) dada por registro de Vte, FR e SpO₂; 3) GA, dada por registro de pH, PaO₂, PaCO₂ e HCO₃⁻ e 4) impedância elétrica por EIT, dada por registro de variação de impedância elétrica (ΔZ) e de sinais de pressão, fluxo e volume feitos em gravações de 5 minutos após 10 minutos de acomodação à fase ventilatória vigente com participante em estabilidade respiratória e hemodinâmica.

6.5.3 Tomografia de impedância elétrica

As gravações de dados pela tomografia de impedância elétrica englobaram medidas de pressão, fluxo e volume obtidos pelo sensor de fluxo (*Respironics Novamatrix*, Wallingford, EUA) e de variação de impedância elétrica captada por uma cinta com 32 eletrodos de tamanhos diferentes (PP, P, M G, GG), escolhidos conforme circunferência da região entre 4º e 5º espaço intercostal do tórax do indivíduo. O aparelho utilizado foi o modelo DX1800 ENLIGHT (Timpel S.A., São Paulo, Brazil), o qual é capaz de produzir 50 imagens por segundo. Além do sensor de fluxo e cinta de eletrodos, o tomógrafo conta com eletrodos de referência e de eletrocardiograma (Figura 8).

A gravação era feita com verificação de estabilidade respiratória e hemodinâmica do paciente para garantir uma situação clínica equiparável entre os indivíduos e minimizar riscos de interferência na qualidade do sinal por possível agitação do indivíduo durante a gravação dos dados.

Preparação do paciente para monitorização por tomografia de impedância elétrica para este estudo:

1. Elevação da cabeceira à 30°;
2. Após aferição do diâmetro do tórax e escolha do tamanho de cinta adequado, os eletrodos eram posicionados entre 4º e 5º espaços intercostais, a partir da região do dorso sem deixar espaço entre as cintas e em seguida conectadas por velcro na região anterior, preservando o espaço de incisão cirúrgica (esternotomia).
3. Conexão do sensor de fluxo entre o tubo orotraqueal e a traqueia artificial do circuito do ventilador mecânico;
4. Monitorização do eletrocardiograma (ECG) online pelo aparelho e um

eletrodo de referência colocado sobre a pele em região óssea supra-acromial;

5. Verificação *online* da qualidade do sinal dos eletrodos;
6. Aquisição e gravação de dados de pressão, fluxo, volume e impedância elétrica relativa por no mínimo 5 minutos para cada momento de interesse

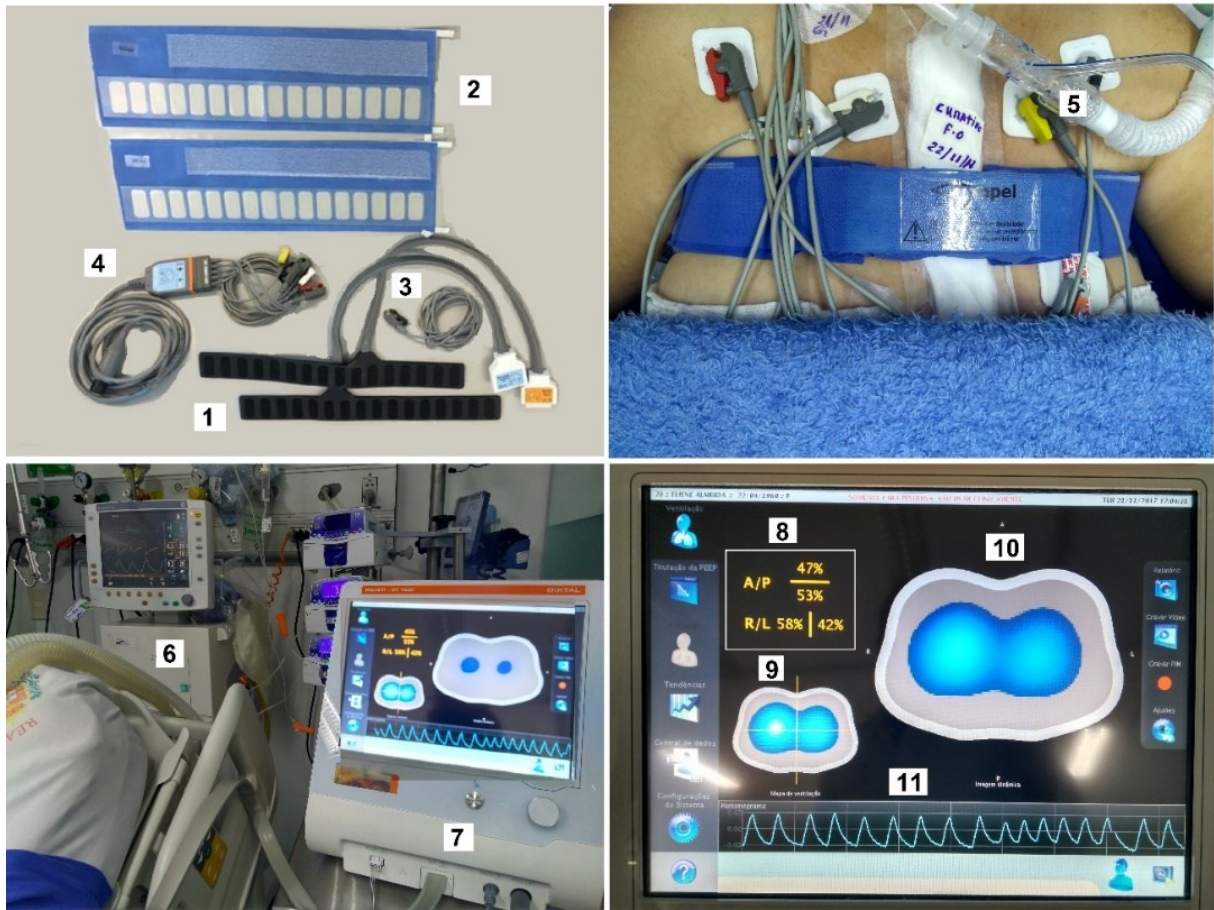


Figura 8 Acessórios e montagem de EIT para monitorização do paciente. 1 - cinta de eletrodos; 2- adesivo descartável; 3 - eletrodo referência; 4- eletrodos ECG; 5 - sensor de fluxo (pneumotacógrafo); 6- ventilador mecânico; 7 - tomógrafo de impedância elétrica; 8 – relação de distribuição regional da ventilação online: A- anterior, P- posterior, R (right) – direito, L (left) – esquerdo; 9 – mapa de ventilação; 10 – imagem dinâmica; 11 – pletismograma (Fonte: acervo do autor)

6.6 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE DADOS DE IMPEDÂNCIA

Os dados de impedância elétrica gravados na memória interna do equipamento foram extraídos da máquina e analisados *offline* em *software* de análise da EIT, desenvolvido em plataforma Labview (EIT Analysis Tools v.8.11, FMUSP, Brasil).

Para análise dos dados de curvas de pressão, fluxo e volume foi utilizado o *software* *Pneumobench* v.9.1 (FMUSP, Brasil) também executado em plataforma

Labview versão 2014 (*National Instruments*, Tx, EUA) com visualização sincronizada das três curvas (Figura 9).

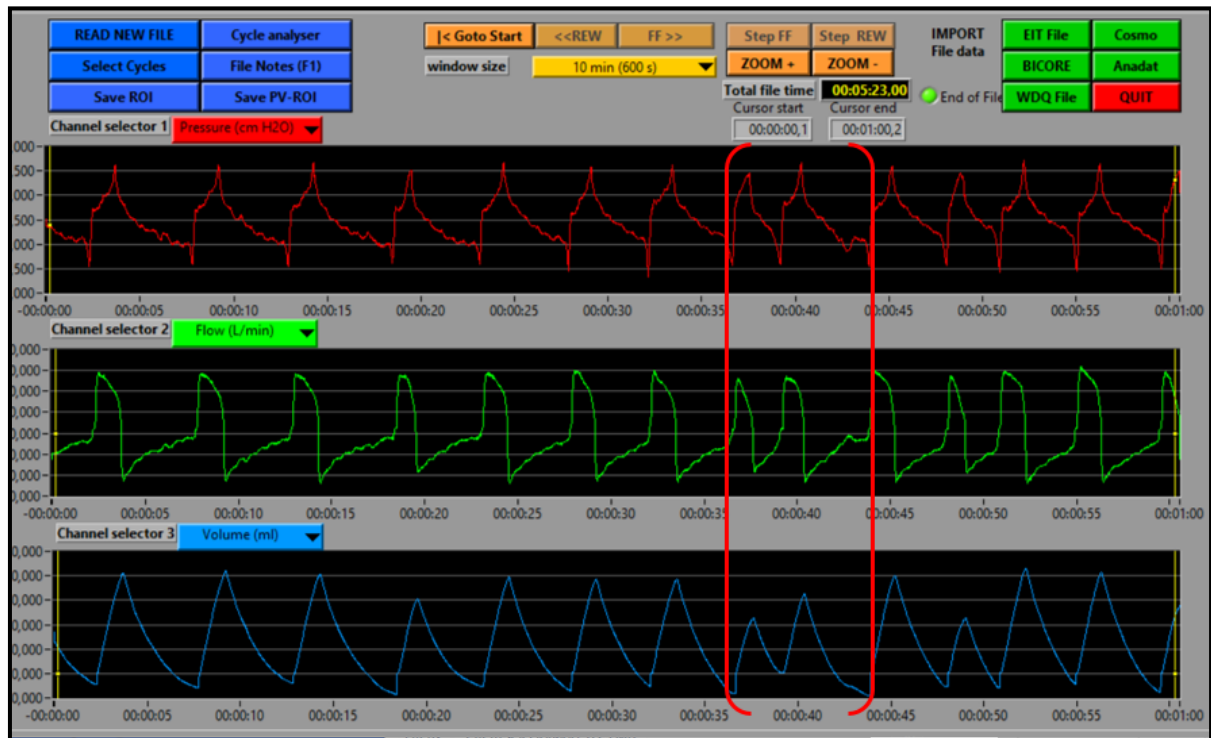


Figura 9 Tela do software para inspeção visual das assincronias. Na figura, nota-se a representação da assincronia de duplo disparo sincronia nas curvas de pressão, fluxo e volume. (Fonte: acervo do autor)

O método de detecção de assincronia paciente-ventilador adotado foi a inspeção visual por meio das curvas de pressão, fluxo e volume sincronizadas. Os tipos de assincronia definidos como referência para identificação estão descritos no Quadro 5. A busca foi feita nos cinco minutos, minuto a minuto, de cada fase ventilatória. Os dados de cada paciente foram avaliados por dois avaliadores independentes, de forma cega para informações do paciente e modos ventilatórios.

Quadro 5 - Definição de identificação do tipo de assincronia paciente-ventilador por alterações nas curvas pressão, fluxo de volume.

Esforço inefetivo durante fase expiratória	Queda na curva de pressão durante expiração e simultâneo aumento no ramo expiratório da curva de fluxo (após 50% da curva expiratória) insuficiente para iniciar novo ciclo
Esforço inefetivo durante fase inspiratória	Queda na curva de pressão na fase inspiratória simultânea à uma queda na curva de fluxo também na fase inspiratória.
Duplo disparo	2 esforços inspiratórios consecutivos com tempo expiratório abaixo do tempo médio dos demais ciclos.
Auto-disparo	Início do fluxo e pressão, porém não é precedido de uma queda prévia ao disparo na curva pressão indicando ausência de esforço inspiratório do paciente.
Ciclagem tardia	Curta elevação na curva Pva, parecido com pico, (<i>overshoot</i>) ao fim da fase inspiratória.
Ciclagem precoce	Queda abrupta na fase inspiratória da curva fluxo, antes de atingir a linha base, com aumento na curva de fluxo no início do ramo expiratório (ou em menos de 50% da curva expiratória).
Disparo reverso	Fenômeno semelhante a ciclagem precoce (duplas espículas na fase inspiratória com aumento no início do ramo expiratório da curva de fluxo

Fonte: Modificado de Chen *et al.* 2008; Wit *et al.* 2008.

Com o método de inspeção visual, foi possível estimar as assincronias paciente-ventilador mais frequentes. Após eleição das duas assincronias mais frequentes, a detecção era transcrita pelo registro do tempo correspondente à ocorrência da assincronia pelo *Pneumobench*. Em seguida, esse tempo era convertido em frames para possibilitar localização no software EIT Main 8.11 e assim registrar os valores de impedância elétrica correspondentes aos ciclos sincrônicos e assincrônicos de interesse. As variáveis obtidas pelos dados gravados pela EIT foram:

- a. Variação de impedância elétrica em regiões de interesse (ROI) – valores absolutos de impedância elétrica (A.U.) em frações equidistantes horizontais de uma área transversal correspondente ao diâmetro do tórax avaliado. As ROI foram visualizadas por uma imagem funcional de matriz 32 x 32, gerada a partir da delimitação por barras amarelas de um trecho do plestismograma correspondente aos ciclos ventilatórios de interesse. Ao gerar a imagem funcional, três barras horizontais eram posicionadas de forma mais equidistante possível entre si, dividindo a área total em frações numeradas em 1, 2, 3 e 4 no sentido crânio-cauda. As ROI 1 e 2 representaram a região ventral e as ROI 3 e 4 representaram a região dorsal (FIGURA 10). As barras horizontais delimitam as ROI e foram posicionadas em diferentes números de eixo definidos no arquivo correspondente à fase

assistido-controlada. Esta mesma posição de eixo foi mantida nos arquivos correspondentes às fases PSV1 e PSV2 para garantir mesma delimitação de espaço ROI por indivíduo.

- b. Distribuição regional da ventilação pulmonar – dada em porcentagem pela razão entre valor absoluto de ΔZ do ROI e valor absoluto do ΔZ da área total da imagem funcional. O ΔZ está associado a variação de volume corrente pulmonar, quantificado pela diferença entre a impedância elétrica ao final da inspiração e do final da expiração a cada ciclo ventilatório. (VICTORINO *et al.*, 2004). O delta Z expresso em valor absoluto foi extraído segundo curvas de ciclos ventilatório sem assincronias e em ciclos ventilatórios com assincronias do tipo ciclagem precoce e de duplo disparo, resultantes como as mais incidentes neste estudo. Nos casos de presença de duplo disparo, foi estimado o incremento de ΔZ dado pela diferença entre a ΔZ do primeiro ciclo disparado e do segundo ciclo consecutivo. (figura 10).
- c. Estimativa do ângulo fase entre regiões ventral e dorsal – Avaliação do comportamento da sincronia das fases de inspiração e expiração nos ciclos sem assincronias e naqueles com assincronias de interesse selecionados entre as regiões ventral e dorsal, utilizamos a medida de ângulo fase (Φ) obtida pelo *software* EIT Main 8.11. Para determinar o Φ foi selecionado os ROI 1 e 4, de forma a avaliar os ROIs mais extremos como representantes das regiões ventral e dorsal, respectivamente, uma vez que é permitida apenas a seleção de 2 ROIs para estimar o ângulo fase e a seleção dos ROIs 3 e 4 percebeu-se pouca variação indicativa de assincronia. A interpretação do Φ foi dada quanto ao sentido de rotação da ala normalizada, podendo este valor ser expresso em graus com valor positivo (sentido horário) ou valor negativo (sentido anti-horário), tendo a região ventral como referência. Quanto mais próximo a grau zero, mais sincrônico são as fases de ventilação entre as duas regiões de interesse. Valor de grau positivo significa que a região dorsal esvazia mais precoce em relação a região ventral, enquanto valor negativo do grau significa que região dorsal esvazia de forma mais tardia.
- d. Volume corrente inspirado – calculado pelo software de EIT Main 8.11. Uma vez selecionado o trecho de ciclo ventilatório de interesse, foi selecionada uma curva de volume correspondente ao trecho e então posicionado uma

barra de referência no pico da curva de volume do ciclo. Nos casos de presença de duplo disparo, foi estimado o incremento de volume representando o grau de diferença de ar inspirado entre os ciclos desta assincronia. O incremento de volume foi determinado pela diferença entre os volumes inspirados dos dois ciclos consecutivos da assincronia de duplo disparo.

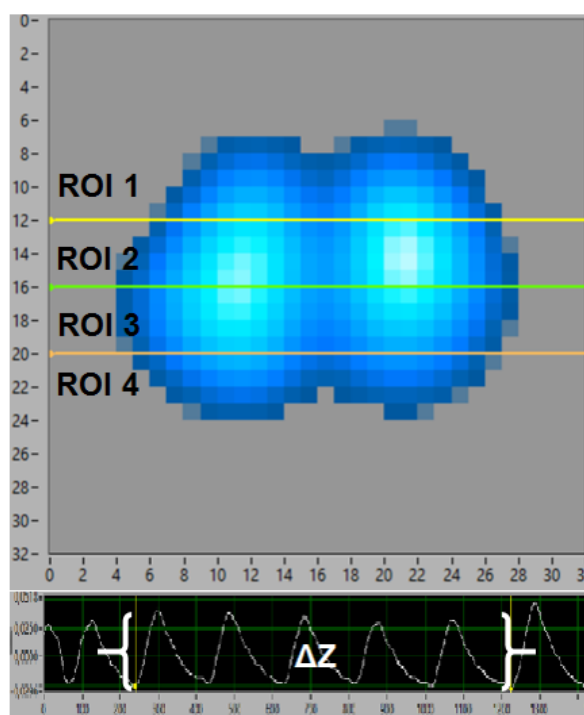


Figura 10 - Mapeamento de ventilação pulmonar exibido na EIT medida pelo Delta Z (ΔZ). (Fonte: acervo do autor)

6.7 CÁLCULO AMOSTRAL

Foi realizado a partir de um estudo piloto com 9 pacientes (VCV= 5; PCV= 4), utilizando um software *GPower* v3.0. Considerando nível de significância de 95% ($p < 0,05$), um poder de 80%, média e desvio padrão de cada grupo para índice de assincronia na fase ventilatória assisto-controlada: VCV ($17,20 \pm 5,35$) e PCV ($9,75 \pm 2,34$) por cento, obtivemos como resultado tamanho de efeito 1,80, e 6 participantes por grupo. O tamanho amostral total foi estimado em no mínimo 12 participantes. Com acréscimo de 20% por possível perda, foram recrutados 17 participantes.

6.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise das variáveis e desfechos deste estudo foi realizada pelo software SPSS 20 (IBM, Chicago, IL, USA), considerando para todas comparações significativa diferença para um valor $p < 0,05$. De forma sistemática, as análises empregadas seguem descritas considerando a produção de dois artigos científicos.

No artigo 1 intitulado “Índices de assincronia paciente-ventilador em modos ventilatórios convencionais durante ventilação mecânica de curto prazo em adultos no pós-operatório cardíaco”, as variáveis categóricas foram expressas em frequência simples e percentual e as variáveis contínuas em média e desvio padrão.

Algumas análises foram realizadas sobre o número de indivíduos ($n_{\text{indivíduos}} = 17$) e outras sobre o número de casos, que equivalem ao indivíduo em três fases ventilatórias ($n_{\text{casos}} = 51$), conforme abaixo:

1. Variáveis antropométricas e clínicas à admissão na UTI foram analisadas pelo número de indivíduos em amostra única e em substrato por grupos. Destas variáveis as do tipo quantitativas foram comparadas pelo teste *Mann-Whitney* e as categóricas pelo Chi-quadrado de *Pearson*.
2. Parâmetros de monitorização da ventilação e oxigenação foram apresentados em média $\pm$ desvio padrão e estratificados por fases ventilatórias para cada grupo com base no número de indivíduos. As análises inter-grupos e inter-fases foram realizadas pelo teste Anova de dois fatores.
3. A confiabilidade do método de inspeção visual foram realizada pelo teste de correlação *Spearman* e concordância inter-avaliador (ICC) de medidas únicas no modelo misto de duas vias usando como definição concordância absoluta para as variáveis de número total de assincronia e AI. Estabelecemos como coeficiente intra-classe maior que 0,60 como aceitável de confiabilidade, de acordo com Kottner *et al.* (2011).
4. As chances de ocorrência do AI de 10% ou maior foi expressa pelo valor de *odds ratio* (OR) dado pelo *Cochran-Mantel Haenzel* nas seguintes situações:
 - 1) associação entre o AI $\geq 10\%$ e grupos VCV vs PCV;
 - 2) associação entre AI $\geq 10\%$ e as fases assisto-controlado e PSV
 - 3) associação entre AI $\geq 10\%$ e as fases assisto-controlado e TRE
 - 4) associação entre AI $\geq 10\%$ e as fases PSV e TRE
 - 5) associação entre o AI $\geq 10\%$ e grupos nas fases do item 2.

- 6) associação entre o AI $\geq 10\%$ e grupos nas fases do item 3.
- 7) associação entre o AI $\geq 10\%$ e grupos nas fases do item 4.

Devido a variabilidade de ocorrência dos tipos de assincronia, o *OR* foi estimado sobre pesos atribuídos aos casos por ponderação do total de assincronias.

No artigo 2 intitulado “Assincronias de ciclagem na ventilação pulmonar regional durante ventilação mecânica à curto prazo em adultos no pós-cirúrgico cardíaco” foi analisada a distribuição de normalidade pelo teste Shapiro-Wilk. As análises inter-grupo das variáveis hemodinâmicas, ventilatórias, desfechos da impedância elétrica e ângulo fase foram realizadas por Anova de um fator.

6.9 ASPECTOS ÉTICOS

Esta proposta de pesquisa segue termos dirigidos pelo Conselho Nacional de Saúde (Resolução 466 de 2012) para pesquisa em seres humanos. Os pacientes foram informados sobre o propósito do estudo, métodos e foram incluídos no estudo mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e resguardados do direito de recusa da. O cronograma de coleta da pesquisa foi iniciado após emissão do parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa para seres humanos.

Os dados coletados nesta pesquisa (imagens e questionários) foram armazenados em computador pessoal, sob a responsabilidade do pesquisador principal, no endereço informado no TCLE, e assim permanecerão por no mínimo 5 anos-

7 RESULTADOS

Atendendo às normas vigentes no regimento interno do Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Fisioterapia da UFPE para elaboração da dissertação, este projeto resultou na elaboração de dois artigos em anexo

ARTIGO ORIGINAL 1- “Indexes of patient-ventilator asynchrony in conventional ventilation modes during short-term mechanical ventilation in adults in the immediate cardiac postoperative care”

Revista submetida: Intensive Care Medicine

Área de concentração: 21

Qualis CAPES: A1

ARTIGO ORIGINAL 2- “Assincronias de ciclagem na ventilação pulmonar regional durante ventilação mecânica à curto prazo em adultos no pós-cirúrgico cardíaco”

Revista para submissão: AJRCCM – American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine

Área de concentração: 21

Qualis CAPES: A1

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O índice de assincronia de 10% ou mais é mais comum nos ciclos ventilados a VCV comparados aos ciclos ventilados a PCV em pacientes adultos pós-operatório cardíaco e a assíncrona de duplo disparo promove maior variação de impedância global que pode ou não ser refletido pelo incremento de ar pulmonar, cuja ocorrência é indesejada devido ao risco de lesão pulmonar.

REFERÊNCIAS

- AFONSO JÚNIOR, José Eduardo. **Análise regional da dinâmica ventilatória em transplante pulmonar com tomografia de impedância elétrica**. 2010. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- AHMED, A. H. *et al.* The role of potentially preventable hospital exposures in the development of acute respiratory distress syndrome: A population-based study. **Critical Care Medicine**, v. 42, n. 1, p. 31–39, 2014.
- AKHTAR, M. I. *et al.* Fast track extubation in adult patients on pump open heart surgery at a tertiary care hospital. **Journal of Ayub Medical College**, v. 28, n. 4, p. 639, 2016.
- AKOUMIANAKI, E. *et al.* The application of esophageal pressure measurement in patients with respiratory failure. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 189, n. 5, p. 520–531, 2014.
- AL-QUBATI, F. A. A.; DAMAG, A.; NOMAN, T. Incidence and outcome of pulmonary complications after open cardiac surgery , Thowra Hospital , Cardiac center , Sana ' a , Yemen. **Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis**, v. 62, n. 4, p. 775–780, 2013.
- AL JAALY, E. *et al.* Pulmonary protection strategies in cardiac surgery: are we making any progress? **Oxidative Medicine and Cellular Longevity**, v. 2015, 2015.
- AL SHEHRI, A. M. *et al.* Right ventricular function during one-lung ventilation: Effects of pressure-controlled and volume-controlled ventilation. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, 2014.
- ALBU, G. *et al.* Changes in airway and respiratory tissue mechanics after cardiac surgery. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 89, n. 4, p. 1218–1226, 2010.
- ALVES, Sergio Henrique Saraiva. **Impacto na ventilação e aeração pulmonar após remoção de derrame pleural neoplásico: um estudo com tomografia de impedância elétrica**. 2012. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- AROZULLAH, A. M. *et al.* Development and validation of a multifactorial risk index for predicting postoperative pneumonia after major noncardiac surgery. **Annals of Internal Medicine**, v. 135, n. 10, p. 847–857, 2001.
- AULER, J. O. C. *et al.* Haemodynamic effects of pressure-controlled ventilation versus volume-controlled ventilation in patients submitted to cardiac surgery. **Clinical Intensive Care**, v. 6, n. 3, p. 100–106, 1995.
- BAGCHI, A. *et al.* The association of postoperative pulmonary complications in 109,360 patients with pressure-controlled or volume-controlled ventilation. **Anaesthesia**, v. 72, n. 11, p. 1334–1343, 2017.
- BALL, L. *et al.* Lung imaging: how to get better look inside the lung. **Annals of Translational Medicine**, v. 5, n. 14, p. 294–294, 2017.
- BASSUONI, A. S. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during daily interruption of sedation versus no sedation protocol. **Anesthesia, Essays and Researches**, v. 6, n.

2, p. 151–156, 2012.

BAYFORD, R.; TIZZARD, A. Bioimpedance imaging: an overview of potential clinical applications. **The Analyst**, v. 137, n. 20, p. 4635, 2012.

BEITLER, J. R. *et al.* Quantifying unintended exposure to high tidal volumes from breath stacking dyssynchrony in ARDS: the BREATHE criteria. **Intensive Care Medicine**, v. 42, n. 9, p. 1427–1436, 2016.

BERRY, P. D. *et al.* Myocardial ischaemia after coronary artery bypass grafting: early vs late extubation. **Br.J Anaesth.**, v. 80, n. 1, p. 20–25, 1998.

BIKKER, I. G. *et al.* Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels. **Intensive Care Medicine**, v. 35, n. 8, p. 1362–1367, 2009.

BLANCH, L. *et al.* Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality. **Intensive Care Medicine**, v. 41, n. 4, p. 633–641, 2015.

BLANKMAN, P.; VAN DER KREEFT, S. M.; GOMMERS, D. Tidal ventilation distribution during pressure-controlled ventilation and pressure support ventilation in post-cardiac surgery patients. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, v. 58, n. 8, p. 997–1006, 2014.

BRANCA, P. Factors associated with prolonged mechanical ventilation following coronary artery bypass surgery. **Chest**, v. 119, n. 2, p. 537–546, 2001.

BRIMS, F. J. H. *et al.* The effects of pleural fluid drainage on respiratory function in mechanically ventilated patients after cardiac surgery. **BMJ open respiratory research**, v. 2, n. 1, p. e000080, 2015.

BROCHARD, L. Measurement of esophageal pressure at bedside: pros and cons. **Current opinion in critical care**, v. 20, n. 1, p. 39–46, 2014.

BROWN, B. H.; BARBER, D. C.; SEAGAR, A. D. Applied potential tomography: possible clinical applications. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 6, n. 2, p. 109–121, 1985.

CANVER, C. C.; CHANDA, J. bypass Intraoperative and Postoperative Risk Factors for. v. 4975, n. 02, p. 853–857, 2003.

CHACKO, B. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for acute respiratory failure due to acute lung injury (ALI) or acute respiratory distress syndrome (ARDS). **Cochrane Database Syst Rev**, v. 1, n. 1, p. CD008807, 2015.

CHAO, D. C.; SCHEINHORN, D. J.; STEARN-HASSENPFUG, M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. **Chest**, v. 112, n. 6, p. 1592–1599, 1997.

CHEN, C. W. *et al.* Detecting ineffective triggering in the expiratory phase in mechanically ventilated patients based on airway flow and pressure deflection: Feasibility of using a computer algorithm. **Critical Care Medicine**, v. 36, n. 2, p. 455–461, 2008.

- CHENG, D. C. H. Fast-track cardiac surgery: economic implications in postoperative care. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 12, n. 1, p. 72–79, 1998.
- CISLAGHI, F.; CONDEMI, A. M.; CORONA, A. Predictors of prolonged mechanical ventilation in a. **Minerva Anestesiologica**, v. 73, n. 12, p. 615–621, 2007.
- CONTI, Vincent. R. Pulmonary injury after cardiopulmonary bypass. **Chest**, v. 119, n. 1, p. 2–4, 2001.
- COSTA, E. L.; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. Electrical impedance tomography. **Curr Opin Crit Care**, v. 15, n. 1, p. 18–24, 2009.
- CRUZ PARDOS, P. *et al.* Effects of ventilatory mode during one-lung ventilation on intraoperative and postoperative arterial oxygenation in thoracic surgery. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 23, n. 6, p. 770–774, 2009.
- DE BEER, J. M.; GOULD, T. Principles of artificial ventilation. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine**, v. 14, n. 3, p. 83–93, 2013.
- DE WIT, M. *et al.* Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation*. **Crit Care Med**, v. 37, n. 10, p. 2740–2745, 2009a.
- DE WIT, M. *et al.* Observational study of patient-ventilator asynchrony and relationship to sedation level. **Journal of Critical Care**, v. 24, n. 1, p. 74–80, 2009b.
- DELLINGER, R. P. *et al.* Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. **Critical care (London, England)**, v. 11, n. 1, p. R26, 2007.
- DONGELMANS, D. A. *et al.* Weaning automation with adaptive support ventilation: a randomized controlled trial in cardiothoracic surgery patients. **Anesthesia and analgesia**, v. 108, n. 2, p. 565–71, 2009.
- DRES, M.; RITTAYAMAI, N.; BROCHARD, L. Monitoring patient–ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 3, p. 246–253, 2016.
- DRES, M.; TEBOUL, J. L.; MONNET, X. Weaning the cardiac patient from mechanical ventilation. **Current Opinion in Critical Care**, v. 20, n. 5, p. 493–498, 2014.
- DYKE, C. *et al.* Universal definition of perioperative bleeding in adult cardiac surgery. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 147, n. 5, p. 1458–1463, 2014.
- ELKE, G. *et al.* Quantification of ventilation distribution in regional lung injury by electrical impedance tomography and xenon computed tomography. **Physiological Measurement**, v. 34, n. 10, p. 1303–1318, 2013.
- FRERICHS, I. *et al.* Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. **Acta Anaesthesiol Scand**, v. 42, n. 6, p. 721–726, 1998.
- FRERICHS, I. *et al.* Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 93, n. 2, p. 660–666, 2002.

FRERICHS, I. *et al.* Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDY group. **Thorax**, v. 72, n.1, p. 83-93, 2017.

FRERICHS, I.; BECHER, T.; WEILER, N. Electrical impedance tomography imaging of the cardiopulmonary system. **Current Opinion in Critical Care**, v. 20, n. 3, p. 323-332, 2014.

GAJIC, O. *et al.* Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, v.32, n. 9, p. 1817-1824, 2004.

GAJIC, O. *et al.* Early identification of patients at risk of acute lung injury: Evaluation of lung injury prediction score in a multicenter cohort study. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 183, n. 4, p. 462–470, 2011.

GATTINONI, L.; CAIRONI, P. Refining ventilatory treatment for acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. **Jama**, v. 300, n. 1, p. 33–39, 2008.

GEORGOPOULOS, D. Ineffective efforts during mechanical ventilation: The brain wants, the machine declines. **Intensive Care Medicine**, v. 38, n. 5, p. 738–740, 2012.

GEORGOPOULOS, D.; PRINIANAKIS, G.; KONDILI, E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 1, p. 34–47, 2006.

GONG, B. *et al.* Electrical impedance tomography: functional lung imaging on its way to clinical practice? **Expert review of respiratory medicine**, v. 9, n. 6, p. 721–37, 2015.

GRAF, J. Pleural effusion in the mechanically ventilated patient. **Current opinion in critical care**, v. 15, n. 1, p. 10–17, 2009.

GRANT, C. A. *et al.* Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. **Critical Care**, v. 15, n. 1, p. R37, 2011.

GRUBER, P. C. *et al.* Randomized controlled trial comparing adaptive-support ventilation with pressure-regulated volume-controlled ventilation with automode in weaning patients after cardiac surgery. **Anesthesiology**, v. 109, n. 1, p. 81–87, 2008.

GUIZILINI, S. *et al.* Influence of pleurotomy on pulmonary function after off-pump coronary artery bypass grafting. **The Annals of thoracic surgery**, v. 84, n. 3, p. 817–22, 2007.

HAHN, G. *et al.* Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. **Physiological measurement**, v. 16, p. A161–A173, 1995.

HARNISCH, L. O. *et al.* Adjusting ventilator off-cycling in invasively ventilated COPD patients needs comprehensive adjustments. **Minerva Anestesiologica**, v. 82, n. 7, p. 743–750, 2016.

HEDENSTIERNA, G.; EDMARK, L. Mechanisms of atelectasis in the perioperative period. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**, v. 24, n. 2, p. 157–

169, 2010.

HEFNER, Jennifer L. *et al.* Quality improvement intervention to decrease prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **American Journal of Critical Care**, v. 25, n. 5, p. 423-430, 2016.

HEIMBERG, C. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled one-lung ventilation for MIDCAB. **Thoracic and Cardiovascular Surgeon**, v. 54, n. 8, p. 516–520, 2006.

HEIN, O. V. *et al.* Prolonged intensive care unit stay in cardiac surgery: Risk factors and long-term-survival. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 81, n. 3, p. 880–885, 2006.

HELLIGE, G. Thoracic electrical impedance tomographic measurements during volume controlled ventilation-effects of tidal volume and positive end-expiratory pressure. **IEEE transactions on medical imaging**, v. 18, n. 9, p. 764-773, 1999.

HENDRIX, H. *et al.* A randomized trial of automated versus conventional protocol-driven weaning from mechanical ventilation following coronary artery bypass surgery. **European journal of cardio-thoracic surgery: official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery**, v. 29, n. 6, p. 957–63, 2006.

HESS, D. R. Ventilator waveforms and the physiology of pressure support ventilation. **Respiratory care**, v. 50, p. 166- 186; discussion 183-186, 2005.

HINZ, J. *et al.* Regional ventilation by electrical impedance tomography: a comparison with ventilation scintigraphy in pigs. **Chest**, v. 124, n.1, p.314-322, 2003.

IMANAKA, H. *et al.* Autotriggering caused by cardiogenic oscillation during flow-triggered mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, v. 28, n. 2, p. 402–407, 2000.

JIANG, J. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for surgical patients: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 30, n. 2, p. 501–514, 2016.

KACMAREK, R. M.; VILLAR, J.; BLANCH, L. Cycle asynchrony: always a concern during pressure ventilation! **Minerva Anestesiologica**, v. 82, n. 7, p. 728–730, 2016.

KALLET, R. H.; LUCE, J. M. Detection of patient-ventilator asynchrony during low tidal volume ventilation, using ventilator waveform graphics. **Respiratory care**, v. 47, n. 2, p. 183–185, fev. 2002.

KANG, W. S.; KIM, S. H.; CHUNG, J. W. OO. Comparison of pulmonary gas exchange according to intraoperative ventilation modes for mitral valve repair surgery via thoracotomy with one-lung ventilation: a randomized controlled trial. **Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia**, v. 28, n. 4, p. 908–913, 2014.

KARAKURT, Z. *et al.* Physiologic determinants of prolonged mechanical ventilation in patients after major surgery. **Journal of Critical Care**, v. 27, n. 2, p. 221.e9-221.e16, 2012.

KERN, H. *et al.* Risk factors for prolonged ventilation after cardiac surgery using APACHE II, SAPS II, and TISS: Comparison of three different models. **Intensive Care**

Medicine, v. 27, n. 2, p. 407–415, 2001.

KOBYLIANSKII, J. *et al.* Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review. **Journal of Critical Care**, v. 35, p. 33–50, 2016.

KOH, S. O. Mode of mechanical ventilation: volume controlled mode. **Critical Care Clinics**, v. 23, n. 2, p. 161–167, 2007.

KOLLEF, M. H.; WRAGGE, T.; PASQUE, C. Determinants of mortality and multiorgan dysfunction in cardiac surgery patients requiring prolonged mechanical ventilation. **Chest**, v. 107, n. 5, p. 1395–1401, 1995.

KONDILI, E. *et al.* Identifying and relieving asynchrony during mechanical ventilation. **Expert Review of Respiratory Medicine**, v. 3, n. 3, p. 231–243, 2009.

KOR, D. J. *et al.* Predicting risk of postoperative lung injury in high-risk surgical patients: a multicenter cohort study. **Anesthesiology**, v. 120, n. 5, p. 1168–1181, 2014.

LE, J. *et al.* Does more than a single chest tube for mediastinal drainage affect outcomes after cardiac surgery? **Canadian Journal of Surgery**, v. 58, n. 2, p. 100–106, 2015.

LEI, Q. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation after aortic arch surgery with deep hypothermic circulatory arrest plus antegrade selective cerebral perfusion. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 23, n. 4, p. 495–500, 2009.

LELLOUCHE, F. *et al.* Perioperative ventilatory strategies in cardiac surgery. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**, v. 29, n. 3, p. 381–395, 2015.

LEONHARDT, S.; LACHMANN, B. Electrical impedance tomography: The holy grail of ventilation and perfusion monitoring? **Intensive Care Medicine**, v. 38, n. 12, p. 1917–1929, 2012.

LOCKE, T. J. *et al.* Rib cage mechanics after median sternotomy. **Thorax**, v. 45, n. 6, p. 465–468, 1990.

LOWHAGEN, K.; LUNDIN, S.; STENQVIST, O. Regional intratidal gas distribution in acute lung injury and acute respiratory distress syndrome - assessed by electric impedance tomography. **Minerva Anestesiologica**, v. 76, n. December, p. 1024–35, 2010.

MELLEMA, M. S. Ventilator Waveforms. **Topics in Companion Animal Medicine**, v. 28, n. 3, p. 112–123, 2013.

MELLOTT, K. G. *et al.* Patient ventilator asynchrony in critically ill adults: Frequency and types. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**, v. 43, n. 3, p. 231–243, 2014.

MIANA, L. A. *et al.* Fatores de risco de sangramento no pós-operatório de cirurgia cardíaca em pacientes adultos. **Cardiovascular Surgery**, v. 19, n. 3, p. 280–286, 2004.

MICHALOPOULOS, A. *et al.* Change in anaesthesia practice and postoperative sedation shortens ICU and hospital length of stay following coronary artery bypass surgery. **Respiratory Medicine**, v. 92, n. 8, p. 1066–1070, 1998.

MILOT, J. *et al.* Incidence and predictors of ARDS after cardiac surgery. **Chest**, v. 119, n. 3, p. 884–888, 2001.

MUDERS, T.; LUEPSCHEN, H.; PUTENSEN, C. Impedance tomography as a new monitoring technique. **Current opinion in critical care**, v. 16, n. 3, p. 269–275, 2010.

MURIAS, G.; LUCANGELO, U.; BLANCH, L. Patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 1, p. 53–59, 2016.

NEARMAN, H. *et al.* Perioperative complications of cardiac surgery and postoperative care. **Critical Care Clinics**, v. 30, n. 3, p. 527–555, 2014.

NETO, A. S. *et al.* Association between driving pressure and development of postoperative pulmonary complications in patients undergoing mechanical ventilation for general anaesthesia: A meta-analysis of individual patient data. **The Lancet Respiratory Medicine**, v. 4, n. 4, p. 272–280, 2016.

NICHOLS, D.; HARANATH, S. Pressure Control Ventilation. **Critical Care Clinics**, v. 23, n. 2, p. 183–199, 2007.

NILSESTUEN, J. O.; HARGETT, K. D. Using ventilator graphics to identify patient-ventilator asynchrony. **Respiratory care**, v. 50, n. 2, p. 202–34; discussion 232–4, 2005.

OĞURLU, M. *et al.* Pressure-controlled vs volume-controlled ventilation during laparoscopic gynecologic surgery. **Journal of minimally invasive gynecology**, v. 17, n. 3, p. 295–300, 2010.

PARRA, C. A. M. *et al.* Ventilatory strategies for hypoxemia during cardiac surgery: survey validation for anesthesiologists in brazil. **Brazilian Journal of Anesthesiology**, v. 60, n. 4, p. 406–414, 2010.

PIĄTEK, J. *et al.* Coronary artery disease in young adults: who needs surgical revascularization? A retrospective cohort study. **The heart surgery forum**, v. 19, n. 4, p. E170–4, 2016.

PIOTTO, R. F. *et al.* VNI - BYPASS Independent predictors of prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **Revista brasileira de cirurgia cardiovascular: orgao oficial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 27, n. September, p. 520–528, 2012.

POHLMAN, M. C. *et al.* Excessive tidal volume from breath stacking during lung-protective ventilation for acute lung injury. **Critical Care Medicine**, v. 36, n. 11, p. 3019–3023, 2008.

PRAPAS, S. N. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation following aorta no-touch off-pump coronary artery bypass surgery. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 32, n. 3, p. 488–492, 2007.

PRINIANAKIS, G.; KONDILI, E.; GEORGIOPOULOS, D. Patient-ventilator interaction:

An overview. **Respiratory care clinics of North America**, v.11, n. 2, p. 201-224, 2005.

PUTENSEN, C.; WRIGGE, H.; ZINSERLING, J. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. **Current opinion in critical care**, v. 13, n. 3, p. 344–350, 2007.

RAGNARSDOTTIR, M. *et al.* Short-term changes in pulmonary function and respiratory movements after cardiac surgery via median sternotomy. **Scandinavian Cardiovascular Journal**, v. 38, p. 46–52, 2004.

RAJAKARUNA, C. *et al.* Risk factors for and economic implications of prolonged ventilation after cardiac surgery. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130, n. 5, p. 1270–1277, 2005.

RAMIREZ, I. I. *et al.* Ability of icu health-care professionals to identify patient-ventilator asynchrony using waveform analysis. **Respiratory Care**, v. 62, n. 2, p. 144–149, 2017.

REDDY, S. L. C. *et al.* Logistic risk model for prolonged ventilation after adult cardiac surgery. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 84, n. 2, p. 528–536, 2007.

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, n. 11, p. 1522-1528, 2005.

ROBINSON, B. R. *et al.* Patient-ventilator asynchrony in a traumatically injured population. **Respiratory Care**, p.respcare. 02237, 2013.

ROSE, L. Strategies for weaning from mechanical ventilation: A state of the art review. **Intensive and Critical Care Nursing**, v. 31, n. 4, p. 189–195, 2015.

SAMANTARAY, A.; HEMANTH, N. Comparison of two ventilation modes in post-cardiac surgical patients. **Saudi Journal of Anaesthesia**, v. 5, n. 2, p. 173, 2011.

SARKAR, S.; DONN, S. M. In Support of Pressure Support. **Clinics in Perinatology**, v. 34, n. 1, p. 117–128, 2007.

SCOTT K EPSTEIN, M. How often does patient-ventilator asynchrony occur and what are the consequences? **Respiratory Care**, v. 56, n. 1, p. 25–38, 2011.

SHANDER, A. *et al.* Clinical and economic burden of postoperative pulmonary complications: Patient safety summit on definition, risk-reducing interventions, and preventive strategies. **Critical Care Medicine**, v. 39, n. 9, p. 2163-2172, 2011.

SHARMA, V. *et al.* A derived and validated score to predict prolonged mechanical ventilation in patients undergoing cardiac surgery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 153, n. 1, p. 108-115, 2017.

SIDDIQUI, M.-M. A.; PARAS, I.; JALAL, A. Risk factors of prolonged mechanical ventilation following open heart surgery: what has changed over the last decade? **Cardiovascular diagnosis and therapy**, v. 2, n. 4, p. 192–9, 2012.

SINDERBY, C. *et al.* An automated and standardized neural index to quantify patient-

ventilator interaction. **Critical care (London, England)**, v. 17, n. 5, p. R239, 2013.

STEPHENS, R. S.; SHAH, A. S.; WHITMAN, G. J. R. Lung injury and acute respiratory distress syndrome after cardiac surgery. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 95, n. 3, p. 1122–1129, 2013.

SUBIRÀ, C. *et al.* Minimizing asynchronies in mechanical ventilation: current and future trends. **Respiratory Care**, p. respcare.05949, 2018.

SULZER, C. F. *et al.* Adaptive support ventilation for fast tracheal extubation after cardiac surgery. **Anesthesiology**, v. 95, p. 1339–1345, 2001.

TENLING, ARNE HACHENBERG, THOMAS TYDÉN, HANS WEGENIUS, G. H.; GORAN. Atelectasis and gas exchange after cardiac surgery. **Anesthesiology**, v. 89, n. 2, p. 371–8, 1998.

THILLE, A. W. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 10, p. 1515–1522, 2006.

THILLE, A. W. *et al.* Reduction of patient-ventilator asynchrony by reducing tidal volume during pressure-support ventilation. **Intensive Care Medicine**, v. 34, n. 8, p. 1477–1486, 2008.

THILLE, A. W.; BROCHARD, L. Promoting patient-ventilator synchrony. **Clinical Pulmonary Medicine**, v. 14, n. 6, p. 350–359, 2007.

TOTONCHI, Z. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation after open heart surgery. **Journal of Cardiovascular and Thoracic Research**, v. 6, n. 4, p. 211–216, 2014.

TROUILLET, J.-L. *et al.* Prolonged mechanical ventilation after cardiac surgery: Outcome and predictors. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 138, n. 4, p. 948–953, 2009.

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

VITALE, V. *et al.* Neurally adjusted ventilatory assist and lung transplant in a child: A case report. **Pediatric critical care medicine : a journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies**, v. 11, n. 5, p. e48-51, 2010.

WANG, C. *et al.* A local risk prediction model for prolonged ventilation after adult heart valve surgery in a Chinese single center. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**, v. 42, n. 1, p. 13–18, 2013.

WEISSMAN, C. Pulmonary function after cardiac and thoracic surgery. **Anesthesia & Analgesia**, v. 88, n. 6, p. 1272–1279, 1999.

WELSBY, I. J. *et al.* The association of complication type with mortality and prolonged stay after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass. **Anesthesia and analgesia**, v. 94, n. 5, p. 1072–8, 2002.

WIT, M. DE. Monitoring of patient-ventilator interaction at the bedside. **Respiratory**

Care, v. 56, n. 1, p. 61–72, 2011.

WONG, W.-T. *et al.* Fast-track cardiac care for adult cardiac surgical patients. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 9, 2016.

WRIGGE, H. *et al.* Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. **Critical care medicine**, v. 36, n. 3, p. 903–909, 2008.

WYNNE, R.; BOTTI, M. Postoperative pulmonary dysfunction in adults after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass: clinical significance and implications for practice. **American Journal of Critical care**, v. 13, n. 5, p. 384–393, 2004.

YENDE, S.; WUNDERINK, R. Causes of prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **Chest**, v. 122, n. 1, p. 245–252, 2002.

YONIS, H. *et al.* Patient-ventilator synchrony in Neurally Adjusted Ventilatory Assist (NAVA) and Pressure Support Ventilation (PSV): a prospective observational study. **BMC anesthesiology**, v. 15, n. 1, p. 117, 2015.

YOUNES, M. *et al.* A method for monitoring and improving patient: Ventilator interaction. **Intensive Care Medicine**, v. 33, n. 8, p. 1337–1346, 2007.

ZHAO, Z.; STEINMANN, D.; GUTTMANN, J. Global and local inhomogeneity indices of lung ventilation based on electrical impedance tomography. In: **4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering**. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009. p. 256-259.

ZUPANCICH, E. *et al.* Mechanical ventilation affects inflammatory mediators in patients undergoing cardiopulmonary bypass for cardiac surgery: A randomized clinical trial. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130, n. 2, p. 378–383, 2005.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-graduação em Fisioterapia

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o (a) Sr. (a) para participar como voluntário (a) da pesquisa “EFEITOS DE MODOS VENTILATÓRIOS A PRESSÃO, A VOLUME E PRESSÃO DE SUPORTE NO PÓS-OPERATÓRIO IMEDIATO DE CIRURGIA CARDÍACA SOBRE A IMPEDÂNCIA ELÉTRICA PULMONAR, MOBILIDADE DIAFRAGMÁTICA E SINCRONIA NO DESMAME: ENSAIO CLÍNICO PARALELO”, que está sob a responsabilidade do (a) pesquisador (a) (Wagner Souza Leite, Rua Lago Verde, 210, apto 01, Iputinga, Recife, CEP 50670-460 – Telefone (81)981410170 e e-mail wagnersouzaite@hotmail.com e está sob a orientação d Profa Dra. Shirley Lima Campos, Telefone: (81) 2126-7779, e-mail: shirleylcampos@uol.com.br. Caso este Termo de Consentimento contenha informações que não lhe sejam compreensíveis, as dúvidas podem ser tiradas com a pessoa que está lhe entrevistando e apenas ao final, quando todos os esclarecimentos forem dados, caso concorde com a realização do estudo pedimos que rubriche as folhas e assine ao final deste documento, que está em duas vias, uma via lhe será entregue e a outra ficará com o pesquisador responsável. Caso não concorde, não haverá penalização, bem como será possível retirar o consentimento a qualquer momento, também sem nenhuma penalidade.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

- O objetivo deste estudo é comparar a impedância elétrica pulmonar, mobilidade diafragmática e sincronia no desmame durante os modos ventilatórios controlados à pressão, à volume e pressão de suporte em pacientes de pós cirurgia cardíaca em unidade de terapia intensiva. Esta pesquisa consistirá em realizar uma única avaliação de ultrassom, tomográfica de impedância elétrica e dados clínicos, na unidade de terapia intensiva em três momentos diferentes durante assistência ventilatória invasiva no pós-cirúrgico cardíaco. No exame ultrassonográfica, será usado o aparelho para avaliar a mobilidade do diafragmadurante a ventilação mecânica. No exame do tomógrafo, será utilizado um aparelho composto de uma cinta e um monitor. Esta cinta será colocada ao redor do tórax do paciente para visualizar a distribuição de volumes de ar dentro do paciente e ter uma monitoração mais segura do funcionamento de seus pulmões.
- **RISCOS:** O presente estudo oferece mínimos riscos (desconforto de pressão) para o paciente, uma vez que o indivíduo estará sob monitorização contínua em uma unidade de terapia intensiva, e será avaliado quantos aos critérios de estabilidade clínica, hemodinâmica e de contraindicação para realização dos exames de imagem, ressaltando que ambas ferramentas de avaliação são não invasivas e livres de radiação. Qualquer desconforto de pressão da cinta ou do transdutor ao tórax do paciente será completamente monitorado pelo avaliador.
- **BENEFÍCIOS:** Este estudo pretende oferecer uma avaliação e atendimento com tecnologia de ponta que ajudará na otimização do tempo de recuperação pós-operatória com parâmetros assistidos constantemente para que o paciente esteja bem adequado reduzindo os impactos da ventilação artificial. A contribuição com os estudo pode auxiliar as tomadas de decisão no cuidado intensivo e melhor forma de ventilar os pacientes, diminuindo seu tempo de internamento na UTI, na unidade hospitalar e sequelas pós-terapia intensiva.

Todas as informações desta pesquisa serão confidenciais e serão divulgadas apenas em eventos ou publicações científicas, não havendo identificação dos voluntários, a não ser entre os responsáveis pelo estudo, sendo assegurado o sigilo sobre a sua participação. Os dados coletados nesta pesquisa (imagens e questionários), ficarão armazenados em computador pessoal, sob a responsabilidade do pesquisador Wagner Souza Leite, no endereço acima informado, pelo período de mínimo 5 anos.

Nada lhe será pago e nem será cobrado para participar desta pesquisa, pois a aceitação é voluntária, mas fica também garantida a indenização em casos de danos, comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, conforme decisão judicial ou extra-judicial. Se houver necessidade, as despesas para a sua participação serão assumidas pelos pesquisadores (ressarcimento de transporte e alimentação). Em caso de dúvidas relacionadas aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UFPE no endereço: (Avenida da Engenharia s/n – 1º Andar, sala 4 - Cidade Universitária, Recife-PE, CEP: 50740-600, Tel.: (81) 2126.8588 – e-mail: cepccs@ufpe.br).

(assinatura do pesquisador)

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO VOLUNTÁRIO (A)

Eu, _____, CPF _____, abaixo assinado, após a leitura (ou a escuta da leitura) deste documento e de ter tido a oportunidade de conversar e ter esclarecido as minhas dúvidas com o pesquisador responsável, concordo em participar do estudo *Efeitos de modos ventilatórios a pressão, a volume e pressão de suporte no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca sobre a impedância elétrica pulmonar, mobilidade diafragmática e sincronia no desmame: ensaio clínico paralelo*, como voluntário (a). Fui devidamente informado (a) e esclarecido (a) pelo(a) pesquisador (a) sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade (ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento).

Local e data _____

Assinatura do participante (ou representante): _____

Presenciamos a solicitação de consentimento, esclarecimentos sobre a pesquisa e aceite do voluntário em participar.

Nome:	Nome:
Assinatura:	Assinatura

APÊNDICE B – FICHA DE COLETAS DE DADOS

Nome:		Registro:
DN:	HD:	Perimetria/tam cinta:
Tcirurgia:	T anestesia:	Tcec:
Eq Cirurg.:	Ventilador:	Tadm/extub:
Sexo:	Alt (cm)	Peso ^{real/ideal} :
V _{ideal} :	Drenos qtd/tipo:	
PPCs: : () hipoxemia () pneumonia () atelectasia () LPA () outras:.....		
Estadia na UTI/Hospitalar:		Comorbidade: () HAS () diabético () outras:

	VCV ()	PCV ()	
	Assisto-controlado	PSV	TRE
Parâmetros clínicos			
PAS/PAD (PAM)			
FC			
SpO ₂			
Drogas _{vazão}			
Drenos (ml)			
Glasgow/Ramsay			
Parâmetros VM			
ΔP/V			
PEEP			
FRc/FRp			
Ti (fluxo)			
FiO ₂			
I:E			
Sens			
Ciclagem			
Gasometria Arterial			
pH/PaCO ₂ /HCO ₃ ⁻			
PaO ₂ /FiO ₂			
Lactato			
G(A-a)			
Relação P/F			

Observações:

APÊNDICE C – ARTIGO 1

Indexes of patient-ventilator asynchrony in conventional ventilation modes during short-term mechanical ventilation in adults in the immediate cardiac postoperative care

Wagner Souza Leite^{a*}; Alita Novaes, Cláudia Pinto^a; Emanuelle Olympia Ribeiro^a; Monique Bandeira^a; Caio César Moraes^b; Catarina Rattes^a; Maria Karoline Richtmoc^a; Armèle Dornelas De Andrade^a; Daniella Cunha Brandão^a; Shirley Lima Campos^{a*}

- a. Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil.
- b. Laboratório de Pneumologia LIM-09, Disciplina de Pneumologia, Heart Institute (Incor) Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brazil.

* Corresponding author:

Corresponding author Wagner Souza Leite*

Mailing address:

Universidade Federal de Pernambuco

Av. Prof. Moraes Rego, 1235 - Cidade Universitária, Recife – PE, Brazil.

Tel.: +55-81-21268496;

E-mail: shirleylcampos@uol.com.br

ABSTRACT

Purposes: Patients under MV in immediate cardiac postoperative care are usually ventilated in conventional modes. Issues related to patient-ventilator asynchrony (PVA) are unknown in these patients. We aimed to evaluate the incidence of PVA and to compare asynchrony index (AI) in volume (VCV) or pressure (PCV) ventilation and in three ventilation phases: assist-control (A/C), initial pressure support (PSV1) and final pressure support (PSV2). **Methods:** Parallel clinical trial performed with 17 patients still under MV (9 in VCV and 8 in PCV). They were randomly allocated to VCV or PCV. Asynchronies were detected by visual inspection method (VIM). We analyzed inter-rater reliability and reproducibility of VIM, PVA incidence, AI and specific AI and OR for AI of 10% or higher. **Results:** We found a high inter-rater agreement (ICC 0.978; CI_{95%}, 0.963-0.987) and good reproducibility ($r = 0.945$, $p < 0.001$) for AI by VIM. 82% of the patients presented asynchrony, with 7% of their cycles asynchronous. Early cycling and double-triggering had the highest rates in the groups, but with no difference between them. The highest odds for AI of 10% or higher were observed in VCV regardless ventilation phase OR 2.79 (1.36-5.73) between A / C and PSV1, $p = 0.005$; OR 2.61 (1.27-5.37) between A/C and PSV2, $p = 0.009$ and OR 4.99 (2.37-10.37) between PSV1 and PSV2, $p < 0.001$. However, this result should be analyzed with caution, since the inspiratory time was not analyzed in this study, which may have influenced the result. **Conclusions:** The incidence of asynchrony in postoperative patients in short-term of mechanical ventilation is high, and it suggests that VCV mode may be associated with greater chance for AI of 10% or higher in all phases.

Keywords: ventilator weaning; thoracic surgery; breath triggering; cycle asynchrony

BACKGROUND

Mechanical ventilation (MV) in the postoperative care of cardiac surgery should not be of long duration in order to avoid complications associated with prolonged duration of mechanical ventilation, such as long ICU and hospital stays (1-3). Mechanical ventilation management usually occurs in volume controlled (VCV) or pressure controlled (PCV) modes, with weaning from VM in pressure support mode (PSV) (4).

During the mechanical ventilation period, the imbalance between patient demand and ventilator assistance known as patient-ventilator asynchrony (PVA) (5, 6) may be associated with higher rate of weaning failure, higher tracheostomy rate and higher mortality risk (8, 22, 23). Studies show that these events are quite frequent, but there is no consensus or estimation of incidence with a great variability (7-11), due to reasons such as different methods of evaluation and investigation restricted to specific conditions, especially acute lung injury or pulmonary disease chronic disease under MV for more than 24h (12-15). Thus, there are no studies of the incidence of PVA in patients in the immediate postoperative care.

The detection of PVA by visual inspection of time-synchronized pressure, volume and flow waveforms is a reliable, reproducible and feasible method in clinical practice (8, 16-19), but may depend on knowledge and professional experience (20, 21). The signals can be analyzed in real time at bedside or later from recorded data through flow transducers to the respiratory system or integrated in the mechanical ventilator. This analysis can also be performed by means of the electrical impedance tomograph, which also do recordings of pressure, volume and flow waveforms by a flow sensor simultaneously to acquisition to electrical impedance variation. However, evaluation of reproducibility and reliability for this method is required.

Considering poor outcomes associated with PVA and the need to enhance its knowledge in patients in the cardiac postoperative care, this study evaluated the reliability of the visual inspection method for detection of asynchrony by flow, airway pressure and volume waveforms, PVA incidence and compared asynchrony index (AI) in volume (VCV) or pressure (PCV) control ventilation modes in three ventilation phases.

METHODS

This is a parallel clinical trial performed at the postoperative cardiothoracic ICU at a hospital in Recife, Brazil, from March to December 2017. The study was approved by the appropriate ethics committee and have therefore been performed in accordance with the ethical standards laid down in the 1964 Declaration of Helsinki and its later amendments and registered at ClinicalTrials.gov (NCT03141216). All participants gave their informed consent prior to their inclusion in the study.

Patients

We included adult patients, aged 18-65 years, BMI 18.5 to 29.9 kg/m², under MV in the immediate postoperative period of cardiac surgery with extracorporeal circulation. Patients with a history of chronic pulmonary disease, neuromuscular and/or thoracic deformity were excluded, and from analysis, those weaned from mechanical ventilation over 12 hours or presented alternations in their pressure, flow and volume waveforms with their quality compromised by artifacts which limited the power of detection were also excluded.

Protocol

Upon admission to ICU, patients received routine care, monitoring and positioning in bed with a headboard elevated to 30°. They used a 32-electrode strap around their upper thorax attached to the DX Enlight 1800 model of electrical impedance tomography (EIT) (Timpel, Brazil) and a flow sensor (Respironics Novamatrix, Wallingford, USA) attached to the orotracheal tube.

According to a randomized sequence, the patient was initially ventilated by volume (VCV group) or pressure (PCV group) assisted-controlled mode (A/C). Upon availability of the reserved bed, mechanical ventilation assistance was provided by the Engstrom Pro (GE Medical, USA) or Savina 300 (Dräger, Germany) ventilators. In all cases a passive humidification system was adopted.

We randomized 17 participants who were still intubated in the postoperative care and assigned them to one of the two groups. These groups were categorized according to the initial ventilation mode initiated. The order of allocation group was decided on the day of evaluation at access to an opaque sealed and enumerated

envelope, which its content was randomly generated in blocks by a software available in the internet (www.randomization.com). Randomization was performed by an external volunteer researcher.

The ventilation parameters initially configured were: tidal volume of approximately 8 ml/kg predicted, respiratory rate between 12-20 ipm, FiO₂ lowest possible to maintain SpO₂ ≥90%, PEEP between 5 and 8 cmH₂O and inspiratory sensitivity at 2L/min. With the evolution of MV weaning, both initial ventilation modes (VCV or PCV) were transitioned to pressure support (PSV1), whose adjustments besides FIO₂, PEEP and pressure level support for adjustment of tidal volume by weight predicted, we set expiratory sensitivity at 25% of peak inspiratory flow. Prior to extubation, the patients were ventilated in low set parameters (PSV2): pressure support level 7 cmH₂O and PEEP 5 cmH₂O with FiO₂ <40% [1], being considered success if the patient maintained hemodynamic and respiratory stability, according to Zein *et al.* (2016) [2] without altering the level of consciousness during the trial according to Ebrahimabadi *et al.* (2017) [3].

Data collect

To characterize the sample, the following data were recorded: sex, age, EuroScore II, time of postoperative MV, type of cardiac surgery, time of extracorporeal circulation and comorbidities.

For each group (VCV or PCV), the pressure, volume and flow signals acquired by the flow sensor were recorded for 5 minutes in each ventilation phases with a stable patient after 10 minutes of adaptation to the current phase: A/C phase – assist-controlled ventilation in VCV or PCV; PSV1 phase - transition from A/C modes to PSV and PSV2 phase – final pressure support before extubation. Thus, the data collection lasted 15 minutes per patient recorded by the EIT. In addition, in each ventilation phase, hemodynamic data such as heart rate (HR) and blood pressure (BP), respiratory variables such as expiratory tidal volume (Vte), respiratory rate (RF) and peripheral oxygen saturation (SpO₂) and data were recorded (PaO₂), blood pressure of carbon dioxide (PaCO₂), and relationship between PaO₂ and FiO₂.

Data analysis

The signals recorded in the EIT were extracted and processed for off-line analysis in a specific software run on Labview 9.1 platform (National Instruments, Austin, TX, USA).

Analysis of the three simultaneous pressure, volume and flow waveforms was performed and repeated by two independent evaluators, blinded to clinical data and interventions. Applying the method of visual inspection in the waveforms, we analyzed by group and ventilation phase:

- number of asynchronous cycles;
- total number of ventilatory cycles, determined by the sum of cycles triggered or not;
- number of specific asynchrony according to the classification of its types (Table 1);
- Asynchrony index (AI) calculated according to equation (1), having as numerator the total number of asynchronous cycles;

$$AI = \frac{n \text{ of cycles with asynchrony}_{total}}{n \text{ of cycles triggered or not}} \cdot 100 \quad (\text{Eq.1})$$

- indexes of specific asynchrony calculated according to equation (2), having as numerator the number of asynchronous cycles with IIE -ineffective inspiratory effort; DT - double-triggering; EC- early cycling; IEE- ineffective expiratory effort or RT- reverse triggering

$$AI_{specific} = \frac{n \text{ of cycles with asynchrony}_{specific}}{n \text{ of cycles triggered or not}} \cdot 100 \quad (\text{Eq.2})$$

Framework 1. Definition of patient-ventilator asynchrony for identification

IEE	Drop in the pressure curve during expiration and simultaneous increase in the expiratory branch of the flow curve (after 50% of the expiratory curve) insufficient to start a new cycle
IIE	Fall in the inspiratory phase pressure curve simultaneously with a fall in the flow curve also in the inspiratory phase..
DT	Two consecutive inspiratory efforts without adequate expiratory time
AT	Start of the flow and pressure, but it is not preceded by a drop prior to triggering at the pressure curve indicating no patient inspiratory effort.
DC	Short elevation in the pressure curve, similar to peak, (overshoot) at the end of the inspiratory phase.
EC	Abrupt fall in the inspiratory phase of the flow curve, before reaching the baseline, with increase in the flow curve at the beginning of the expiratory branch (or in less than 50% of the expiratory curve).
RT	Phenomenon similar to early cycling (double spicules in the inspiratory phase with increase at the beginning of the expiratory branch of the flow curve

Statistical analysis

The categorical variables were expressed in simple and percentage frequency and the continuous variables in mean and standard deviation. Some analyzes were performed on the number of individuals ($n_{\text{individuals}} = 17$) and others on the number of cases, which are equivalent to the individual in three ventilation phases ($n_{\text{casos}} = 51$).

To characterize the sample, anthropometric and clinical variables at admission to the ICU were analyzed by the number of individuals in a single sample and in substrate by groups. Of these quantitative variables were compared by the Man-Whitney test and the categorical variables by Pearson's Chi-chart.

For analysis of ventilation and oxygenation monitoring parameters, the quantitative data were distributed through ventilation phases for each group. Based on the number of individuals, the inter-group and inter-phase analyzes were performed by the Anova two-factor.

For reliability of the visual inspection method Spearman correlation tests and inter-rater concordance (ICC) of single measures were performed in the two-way mixed model using as definition absolute agreement for the variables of total number

of asynchrony and AI. We established as intra-class coefficient greater than 0.60 as acceptable reliability, according to Kottner *et al.* (2011).

The chances of occurrence of AI of 10% or higher were expressed as the odds ratio (OR) by Cochran-Mantel Haenzel test in the following situations:

- association between AI of 10% or higher and VCV vs PCV groups;
- association between AI of 10% or higher and the assist-controlled and PSV1 phases
- association between AI of 10% or higher and the assist-controlled and PSV2 phases
- association between AI of 10% or higher and PSV1 and PSV2 phases
- association between AI of 10% or higher and groups in the phases of item 2.
- association between AI of 10% or higher and groups in the phases of item 3.
- association between AI of 10% or higher and groups in the phases of item 4.

Due to the variability of the occurrence of the types of asynchrony, the OR was estimated on the cases weighted by the total of asynchrony.

All tests were two-tailed with $p < 0.05$ considered significant and analyzed by SPSS software (version 20.0, IBM Corp., USA).

RESULTS

- Analysis of results on total number of patients

We analyzed 17 patients with 53 ± 10.9 years (ranging from 21 to 65 years), 60% of whom were overweight ($BMI 27.7 \pm 2.5 \text{ kg / m}^2$). The majority were submitted to myocardial revascularization (58.8%), nine of whom were ventilated by volume-targeted and eight by pressure-targeted. Both groups were clinically comparable and presented a low mortality risk by EuroScore II considering Nashesf *et al.* al. (1999), respiratory and hemodynamic stability. The use of neuromuscular blockers, opioids, general and local anesthesia in patients during intraoperative period were similar between both groups. Sedatives and opioids were also rare in post-operative periods, which had no difference in the few patients per group who had them.

(Table 1)

From the ICU admission, in the A / C phase to PSV2, the ventilatory variables remained within normal limits and oxygenation with $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ index > 200 , without statistical differences in the comparative analyzes between the VCV and PCV groups, between the phases and group-phase interaction (Table 2).

(Table 2)

The results of the inter-rater reliability analysis for the estimates of the number of asynchrony ($r = 0.948$, $p < 0.001$) and asynchrony indexes ($r = 0.945$; $p < 0.001$) detected by the visual inspection method between two independent assessors presented strong correlation. The concordance was also high for the number of asynchronies 0.98 (95% CI 0.965-0.988) and asynchrony index 0.978 (CI 95% 0.963-0.987) among the estimated by the assessors.

From 17 patients, 14 patients (82.3%) presented asynchrony at some point during their mechanical ventilation course. Each patient was analyzed in three phases defined previously, which resulted in 51 cases of analysis, 27 in VCV and 24 in PCV. These cases summed up 255 minutes of recordings, corresponding to 3,813 respiratory cycles, in which 267 (7%) were detected with asynchrony.

- Analysis of results on the total of cases

From 51 cases analyzed, 45.1% ($n = 23$) presented asynchrony at some phase. 51.9% ($n = 14$) of them ventilated by VCV and 37.5% ($n = 9$) ventilated by PCV. By analyses of cases, the mean number of total asynchrony was 9.04 (7.44) asynchronous cycles and the AI was 12.22 (7.99) %.

The waveforms trend of AI in the VCV and PCV groups in the different ventilation phases are shown in figure 1.

(Fig 1)

From the cases with asynchrony at some point during their MV course ($n = 23$), 16 had severe asynchrony index ($\text{AI} \geq 10\%$) and 7 had AI less than 10%, with no statistical differences in EuroScore II ($p = 0.46$) and respiratory variables according to this classification asynchrony index severity (Table 3).

(Table 3)

The severity of the AI also showed no significant associations with the mechanical ventilator models ($p = 1.00$).

In cases of AI of 10% or higher ($n = 16$), 13 cases occurred in the Savina ventilator and 3 cases in Engstrom and for AI less than 10% ($n = 7$), 6 cases occurred under ventilation in the Savina and 1 in the ventilator Engstrom.

The odds of occurrence of AI $\geq 10\%$ were higher in the VCV group in relation to the PCV [VCV 146 (75.6%) vs. PCV 47 (24.4%), OR 3.46 (1.97-6.07); $p < 0.001$].

As to ventilation phases, regardless of the groups, the AI of 10% or greater was more likely to occur during the A/C phase than in the PSV1 [A / C 86 (70.5%) vs. PSV1 36 (29.5%), OR 3.85 (1.9-7.79); $p < 0.001$]. Among the spontaneous breathing phases (PSV1 and PSV2), the AI presents a greater chance of severity in PSV2 phase [PSV1 36 (33.6%) vs. PSV2 71 (66.4%), OR 0.47 (0.24-0.91); $p = 0.025$].

When analyzing the severity of the AT in groups and in the ventilation phases, we observed that the odds of AT of 10% or greater were higher in patients initially ventilated at VCV for the different ventilation phases [OR 2.79 (1.36-5.73) between A / C and PSV1; $p = 0.005$, OR 2.61 (1.27-5.37) between A/C and PSV2; $p = 0.009$ and OR 4.99 (2.37-10.37) between PSV1 and PSV2; $p < 0.001$]. (Figure 2).

(Fig 2)

In relation to the specific AI, double triggering and early cycling were the most frequent and with greater magnitude in the groups, while auto-triggering and late cycling were not detected. In both group and ventilatory analysis, there were no significant differences for specific AIs (Table 4).

(Table 4)

DISCUSSION

The main findings in this study were: (1) the visual inspection method proved to be reproducible and reliable for the detection of patient-ventilator asynchrony with strong correlation and high inter-rater agreement obtained for total asynchrony and AI; (2) The high incidence of patients in the immediate cardiac postoperative care with asynchrony, at some point during their mechanical ventilation course, occurred with a

low percentage of asynchronous cycles compared to all their ventilatory cycles; (3) The presence of asynchrony and $AI \geq 10\%$ in the short term mechanical ventilation was not influenced by clinical severity and did not lead to alterations in oxygenation and ventilation; (4) The chance of $AI \geq 10\%$ is higher in ventilation at controlled volume than in PCV and remains in PSV1 and PSV2. (5) Among the types of asynchrony, double triggering and early cycling had the highest incidences and with the highest indexes over the short-term of mechanical ventilation.

The most advanced means of asynchrony detection include automatic softwares [3-7] and semi-invasive methods [8-11], which allow more accurate monitoring of the interaction of the mechanical ventilator with the patient through the capture of diaphragmatic activity in the presence of inspiratory effort. Even so, advanced methods of asynchrony detection have their limitations for applicability into clinical practice.

The limitations of softwares are mainly its restriction to the protocols of research and its availability to specific ventilator models only while the semi-invasive methods require expertise for correct positioning of catheter, for operation and recognition of a trustworthy signal captured and high costs of both methods, which makes accessibility to everyday clinical practice unfeasible [3, 5, 7, 12].

The method of visual inspection of waveforms in mechanical ventilators allows an acceptable level of recognition of their alterations and thus guiding corrective measures. The results of Thille *et al.*, For evaluation of this method by two evaluators showed good reproducibility due to strong and significant correlation ($n = 62$, $p = 0.94$, $p < 0.01$) and high agreement (κ value 0.96 ($p < 0.01$) in patients under mechanical ventilation. [13] These results were similar to ours.

According to Kottner *et. al.*, despite variation among objectives, diagnoses and estimated margin of error for decision making, evaluation methods with values of at least 0.60 for intra-class coefficient are recognized as acceptable in reliability [14]. Thus, we consider that the method of visual inspection adopted for this study is reliable and reproducible for the detection of asynchrony. However, we recognize that the analysis may be underestimated in relation to semi-invasive methods [15].

Our incidence, around 80% of the patients was similar to the findings in some studies with patients of different profiles. Kuo *et al.* (2016) reported an incidence of asynchrony of 87% and Fabry *et al.* (1999) detected 81%, both of which had the majority of patients with COPD. De Witt *et al.* (2009) detected 85% in patients with ARF mainly due to pneumonia [16-18]. In these studies, the incidence of asynchrony was associated to the hyperinflation condition of some patients and deep sedation. In patients with COPD, they have a biomechanical disadvantage of the diaphragm and consequently their respiratory muscle weakness decreases their ability to trigger spontaneous ventilatory cycles, whereas sedation is due to neural reflex to a low inspiratory flow. As for other studies, our incidence rate was lower, as Chao *et al.*, (1997) 10.9% in chronic weaning patients difficult, Robinson *et al.*, (2013) 25.7% in young people in MV by physical trauma reasons. Researchers associate asynchrony with poorly adjusted mechanical ventilator parameters [19,20]. In all of these studies, people were in mechanical ventilation for at least 24 hours.

Unlike these studies that selected patients based on long mechanical ventilation time, our study selected patients based on their clinical profile, which in contrast, present a short period of mechanical ventilation. Normal respiratory muscle activity is altered in patients undergoing upper thoracic surgeries, including airway, abdominal, and diaphragmatic muscles [21]. Anesthetic agents and postoperative analgesic drugs are contributing factors that respond not only to changes in respiratory muscle strength but also to the incoordination of muscle groups, physiological reflexes and control mechanisms on which these muscle groups depend on. It is reported in the literature that the respiratory drive may take a few weeks after surgery until restoration to normal level [21, 22].

It is noteworthy that, although the incidence was high, it had a small magnitude counting only 7% of asynchronous cycles, and no repercussions were observed on oxygenation and ventilation. Some studies report associations of asynchronous cycles with the worst prognosis in clinical outcomes such as longer mechanical ventilation [11], higher incidence of tracheostomy [13], longer ICU stay and hospital mortality [23]. Others evaluated associations between high prevalence of asynchrony and changes in physiological variables, such as ventilation and oxygenation, described in the literature as influencing the severity of the asynchrony index.

The study by Thille *et al.* analyzed 62 patients with no specific profile with duration of mechanical ventilation around 10 days. They were able to trigger assisted-controlled cycles or to maintain themselves in PSV. Regarding the severity of the incidence of asynchrony considered to be critical when its index is 10% or higher, the ventilation variables (tidal volume, respiratory rate and PaCO₂) and oxygenation (PaO₂/FIO₂) among patients with or without index of critical asynchrony did not differ. The same result was observed by Rolland-Debord *et al.* (2017) who assessed tidal volume by predicted weight, respiratory rate, PaCO₂ and oxygenation index in a study of 103 patients intubated by different etiologies of acute respiratory failure with mean time of invasive mechanical ventilation between 10 and 12 days. [13,15,24].

The frequency of asynchrony is measured by the asynchrony index obtained by the ratio between cycles with asynchrony and total of all cycles. From Thille's study, 10% or more were scored as a cutoff point because they were associated with worse clinical outcomes. This reference parameter was adopted in the next studies on patient-ventilator asynchrony [18, 23-26].

The fact that the highest incidence of AI of 10% or higher occurs in VCV ventilation may be related to the characteristic of the mode that promotes constant fixed volume delivery, contrasting with the physiological process in which the inspired volume varies every spontaneous breath. It is probable that the asynchrony coincided when the delivered volume was not adequate to the need in certain cycles, whereas in PCV these moments were of less frequency, since in this mode the volume is variable depending the respiratory mechanics [27, 28].

Disregarding the initial ventilation mode, severe AI (AI $\geq$ 10) was higher during assist-controlled cycles than in spontaneous cycles phases, which was also observed by Thille and Chanques. However, the patient profile assessed by them had been in MV time over 20 hours. We believe that factors influencing the occurrence of asynchrony in patients under short-term mechanical ventilation, such as surgical ones, are not the same as those factor that explain asynchrony in clinical patients at a longer mechanical ventilation time.

During the SBT there was a higher frequency of severe AI than in the transitional phase of A/C for PSV1. In the PSV2, patients are submitted to minimum parameters set for the trial which may not correspond to the individual's metabolic needs at this

ventilation phase [29]. Given this under-assistance, patients end up being forced to increase their respiratory work and lung volumes, consequently they present a greater magnitude of asynchrony, among them double-triggering and associated stacking [30].

The studies indicate ineffective effort during the expiratory phase, also commonly called as wasted effort and ineffective trigger, as the most common asynchrony due to reasons such as: abnormal respiratory mechanics, reduced respiratory drive associated with deep sedation and poorly ventilator parameters setting [16, 24, 31-34]. Its occurrence is common in clinical patients with deficit in respiratory muscle strength, which makes difficult to trigger cycles and thus they are prone to difficult weaning. After ineffective effort, early cycling and double triggering are the most common asynchronies, as reported by Thille *et al.* And De Wit 2008 *et al.* The harmony between ventilator and neural time adjustment is difficult since the neural time of the patient is not always constant as it is to set in the ventilator. Previous studies also point out that double-triggering cycles are directly proportional to respiratory drive [33,35,36].

Patients with normal lung mechanics, as expected in our sample with no history of any type of lung disease, are more likely to develop cycling asynchrony. Early cycling can usually result in double triggering. These patients who experience these asynchronies suffer from a greater energy expenditure because they have to "fight" against an obligation imposed by the ventilator that does not meet their needs at the moment and may affect their clinical prognosis [37]. The relationship between the two types of asynchrony are intimate, because they depend on the degree of inspiratory muscle effort, so that when "weak" in response to the premature opening of the expiratory valve of the ventilator in relation to neural time, early cycling asynchrony occurs. However, the continuity of the inspiratory effort after the opening of the expiratory valve can activate the triggering again and thus, a second cycle occurs with a brief expiratory period between both cycles.

As described in the literature [38,39], inadequate tidal volume and inspiratory time are common causes of asynchrony, mainly because they cannot be controlled in spontaneous ventilation. In our study, in the assist-controlled phase, the inspiratory time was set at 0.95s and in the spontaneous mode, the cycling criterion was fixed at 25% of inspiratory peak flow. Thus, these parameters setting may have been below

the need for participants' neural time and as a response early and double triggering occurred. [40].

In this study, two mechanical ventilators from different manufacturers were used, with small differences in its operating characteristics. We believe that this did not influence the results, since the asynchrony indexes did not differ in the analysis stratified by mechanical ventilator models.

Some limitations to be considered are that our results are based on a selected population profile, less than 65 years old, not obese, with low risk for severity score, who underwent elective surgeries and without a history of pulmonary disease. We did not perform preoperative respiratory function and muscle strength assessments, which may influence the incidence of asynchrony. In future studies, it would be interesting to verify if the implications observed in this study apply to obese cardiac postoperative patients, who were older, who had a longer time on mechanical ventilation or presented postoperative complications, since we noticed a larger quantitative of these patients and ended up being excluded from our study because they did not meet our criteria. Also, we did not track closely the inspiratory time of patients between groups. We are aware that they may play some level of influence on our results.

It should be noted that in patients with a "healthy" profile there is already a high presence of asynchrony and most cases with an important asynchrony index, although we cannot extrapolate the results to more severe clinical conditions.

It was also not possible to guarantee dosage control of anesthetics and sedatives used during the intraoperative period, but it is worth mentioning that none of the participants was induced by neuromuscular blocker.

The method of visual inspection, although reliable and reproducible, is done offline that allows reanalysis which in clinical practice is not possible. This offline method is time-consuming, also requires expertise to recognize and classify changes in waveforms and to managing the files to be analyzed later.

As a message to the clinical implications, we have seen that before this high presence of asynchrony and a significant incidence of asynchrony index of 10% or greater, it is necessary to reinforce that the intensive professionals involved in the management of mechanical ventilation are attentive to monitor these events and

minimize them to better clinical prognosis. In these patients, PCV ventilation seems to be better, because they had a lower chance of critical asynchrony index, and the additional advantage of preventing pulmonary complications due to unregulated pressure.

We conclude that there is a high incidence of patients with asynchrony at some point during ventilation during the short period of mechanical ventilation in the postoperative period, although with a low incidence of asynchronous cycles, with emphasis on early cycling and double-triggering. The VCV mode presented a greater chance of occurrence of asynchrony index of 10% or higher, remaining during the prospective stages of weaning. Although we should have caution to link this chance to the VCV, as we have not tracked the difference of inspiratory time between both ventilation modes which may have some degree of influence to our outcomes.

The authors declare that they have no conflict of interest.

REFERENCES

- AFONSO JÚNIOR, José Eduardo. **Análise regional da dinâmica ventilatória em transplante pulmonar com tomografia de impedância elétrica**. 2010. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- AHMED, A. H. *et al.* The role of potentially preventable hospital exposures in the development of acute respiratory distress syndrome: A population-based study. **Critical Care Medicine**, v. 42, n. 1, p. 31–39, 2014.
- AKHTAR, M. I. *et al.* Fast Track Extubation In Adult Patients On Pump Open Heart Surgery At A Tertiary Care Hospital. **Journal of Ayub Medical College, Abbottabad : JAMC**, 2016.
- AKOUMIANAKI, E. *et al.* The application of esophageal pressure measurement in patients with respiratory failure. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 189, n. 5, p. 520–531, 2014.
- AL-QUBATI, F. A. A.; DAMAG, A.; NOMAN, T. Incidence and outcome of pulmonary complications after open cardiac surgery , Thowra Hospital , Cardiac center , Sana ' a , Yemen. **Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis**, v. 62, n. 4, p. 775–780, 2013.
- AL JAALY, E. *et al.* Pulmonary Protection Strategies in Cardiac Surgery: Are We Making Any Progress? **Oxidative Medicine and Cellular Longevity**, v. 2015, 2015.
- AL SHEHRI, A. M. *et al.* Right ventricular function during one-lung ventilation: Effects of pressure-controlled and volume-controlled ventilation. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, 2014a.
- AL SHEHRI, A. M. *et al.* Right ventricular function during one-lung ventilation: effects of pressure-controlled and volume-controlled ventilation. **Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia**, v. 28, n. 4, p. 880–884, 2014b.
- ALBU, G. *et al.* Changes in Airway and Respiratory Tissue Mechanics After Cardiac Surgery. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 89, n. 4, p. 1218–1226, 2010.
- ALVES, Sergio Henrique Saraiva. **Impacto na ventilação e aeração pulmonar após remoção de derrame pleural neoplásico: um estudo com tomografia de impedância elétrica**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2012.
- AROZULLAH, A. M. *et al.* Development and validation of a multifactorial risk index for predicting postoperative pneumonia after major noncardiac surgery. **Annals of Internal Medicine**, v. 135, n. 10, p. 847–857, 2001.
- AULER, J. O. C. *et al.* Haemodynamic effects of pressure-controlled ventilation versus volume-controlled ventilation in patients submitted to cardiac surgery. **Clinical Intensive Care**, v. 6, n. 3, p. 100–106, 1995.
- BAGCHI, A. *et al.* The association of postoperative pulmonary complications in 109,360 patients with pressure-controlled or volume-controlled ventilation. **Anaesthesia**, v. 72, n. 11, p. 1334–1343, 2017.

BALL, L. *et al.* Lung imaging: how to get better look inside the lung. **Annals of Translational Medicine**, v. 5, n. 14, p. 294–294, 2017.

BASSUONI, A. S. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during daily interruption of sedation versus no sedation protocol. **Anesthesia, Essays and Researches**, v. 6, n. 2, p. 151–156, 2012.

BAYFORD, R.; TIZZARD, A. Bioimpedance imaging: an overview of potential clinical applications. **The Analyst**, v. 137, n. 20, p. 4635, 2012.

BEITLER, J. R. *et al.* Quantifying unintended exposure to high tidal volumes from breath stacking dyssynchrony in ARDS: the BREATHE criteria. **Intensive Care Medicine**, v. 42, n. 9, p. 1427–1436, 2016.

BERRY, P. D. *et al.* Myocardial ischaemia after coronary artery bypass grafting: early vs late extubation. **Br.J Anaesth.**, v. 80, n. 1, p. 20–25, 1998.

BIKKER, I. G. *et al.* Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels. **Intensive Care Medicine**, v. 35, n. 8, p. 1362–1367, 2009.

BLANCH, L. *et al.* Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality. **Intensive Care Medicine**, v. 41, n. 4, p. 633–641, 2015.

BLANKMAN, P.; VAN DER KREEFT, S. M.; GOMMERS, D. Tidal ventilation distribution during pressure-controlled ventilation and pressure support ventilation in post-cardiac surgery patients. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, v. 58, n. 8, p. 997–1006, 2014.

BOSMA, K. J. Asynchrony During Mechanical Ventilation. [s.d.].

BRANCA, P. Factors Associated With Prolonged Mechanical Ventilation Following Coronary Artery Bypass Surgery. **Chest**, v. 119, n. 2, p. 537–546, 2001.

BRIMS, F. J. H. *et al.* The effects of pleural fluid drainage on respiratory function in mechanically ventilated patients after cardiac surgery. **BMJ open respiratory research**, v. 2, n. 1, p. e000080, 2015.

BROCHARD, L. Measurement of esophageal pressure at bedside: pros and cons. **Current opinion in critical care**, v. 20, n. 1, p. 39–46, 2014.

BROWN, B. H.; BARBER, D. C.; SEAGAR, A D. Applied potential tomography: possible clinical applications. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 6, n. 2, p. 109–121, 1985.

CANVER, C. C.; CHANDA, J. bypass Intraoperative and Postoperative Risk Factors for. v. 4975, n. 02, p. 853–857, 2003.

CHACKO, B. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for acute respiratory failure due to acute lung injury (ALI) or acute respiratory distress syndrome (ARDS). **Cochrane Database Syst Rev**, v. 1, n. 1, p. CD008807, 2015.

CHAO, D. C.; SCHEINHORN, D. J.; STEARN-HASSENPFUG, M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. **Chest**, v. 112, n. 6, p. 1592–

1599, 1997.

CHEN, C. W. *et al.* Detecting ineffective triggering in the expiratory phase in mechanically ventilated patients based on airway flow and pressure deflection: Feasibility of using a computer algorithm. **Critical Care Medicine**, v. 36, n. 2, p. 455–461, 2008.

CHENG, D. C. H. Fast-track cardiac surgery: Economic implications in postoperative care. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 12, n. 1, p. 72–79, 1998.

CISLAGHI, F.; CONDEMI, A. M.; CORONA, A. Predictors of prolonged mechanical ventilation in a. **Minerva Anestesiologica**, v. 73, n. 12, p. 615–621, 2007.

CONTI, V. R. Pulmonary Injury After Cardiopulmonary. **J Am Coll Cardiol**, v. 34, p. 1262–1347, 1999.

COSTA, E. L.; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. Electrical impedance tomography. **Curr Opin Crit Care**, v. 15, n. 1, p. 18–24, 2009.

CRUZ PARDOS, P. *et al.* Effects of Ventilatory Mode During One-Lung Ventilation on Intraoperative and Postoperative Arterial Oxygenation in Thoracic Surgery. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 23, n. 6, p. 770–774, 2009.

DE BEER, J. M.; GOULD, T. Principles of artificial ventilation. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine**, v. 14, n. 3, p. 83–93, 2013.

DE WIT, M. *et al.* Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation*. **Crit Care Med**, v. 37, n. 10, p. 2740–2745, 2009a.

DE WIT, M. *et al.* Observational study of patient-ventilator asynchrony and relationship to sedation level. **Journal of Critical Care**, v. 24, n. 1, p. 74–80, 2009b.

DELLINGER, R. P. *et al.* Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. **Critical care (London, England)**, v. 11, n. 1, p. R26, 2007.

DONGELMANS, D. A. *et al.* Weaning automation with adaptive support ventilation: a randomized controlled trial in cardiothoracic surgery patients. **Anesthesia and analgesia**, v. 108, n. 2, p. 565–71, 2009.

DRES, M.; RITTAYAMAI, N.; BROCHARD, L. Monitoring patient–ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 3, p. 246–253, 2016.

DRES, M.; TEBOUL, J. L.; MONNET, X. **Weaning the cardiac patient from mechanical ventilation** *Current Opinion in Critical Care*, 2014.

DYKE, C. *et al.* Universal definition of perioperative bleeding in adult cardiac surgery. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 147, n. 5, p. 1458–1463.e1, 2014.

ELKE, G. *et al.* Quantification of ventilation distribution in regional lung injury by electrical impedance tomography and xenon computed tomography. **Physiological Measurement**, 2013.

FRERICHS, I. *et al.* Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. **Acta Anaesthesiol Scand**, v. 42, n. 6, p. 721–726, 1998.

FRERICHS, I. *et al.* Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 93, n. 2, p. 660–666, 2002.

FRERICHS, I. *et al.* Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. **Thorax**, p. thoraxjnl-2016-208357, 2016.

FRERICHS, I.; BECHER, T.; WEILER, N. **Electrical impedance tomography imaging of the cardiopulmonary system** *Current Opinion in Critical Care*, 2014.

GAJIC, O. *et al.* **Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation** *Critical Care Medicine*, 2004.

GAJIC, O. *et al.* Early identification of patients at risk of acute lung injury: Evaluation of lung injury prediction score in a multicenter cohort study. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 183, n. 4, p. 462–470, 2011.

GATTINONI, L.; CAIRONI, P. Refining Ventilatory Treatment for Acute Lung Injury and Acute Respiratory Distress Syndrome. **Jama**, v. 300, n. 1, p. 33–39, 2008.

GEORGOPOULOS, D. Ineffective efforts during mechanical ventilation: The brain wants, the machine declines. **Intensive Care Medicine**, v. 38, n. 5, p. 738–740, 2012.

GEORGOPOULOS, D.; PRINIANAKIS, G.; KONDILI, E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 1, p. 34–47, 2006.

GONG, B. *et al.* Electrical impedance tomography: functional lung imaging on its way to clinical practice? **Expert review of respiratory medicine**, v. 9, n. 6, p. 721–37, 2015.

GRAF, J. Pleural effusion in the mechanically ventilated patient. **Current opinion in critical care**, v. 15, n. 1, p. 10–17, 2009.

GRANT, C. A. *et al.* Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. **Critical Care**, v. 15, n. 1, p. R37, 2011.

GRUBER, P. C. *et al.* Randomized controlled trial comparing adaptive-support ventilation with pressure-regulated volume-controlled ventilation with automode in weaning patients after cardiac surgery. **Anesthesiology**, v. 109, n. 1, p. 81–87, 2008.

GUIZILINI, S. *et al.* Influence of pleurotomy on pulmonary function after off-pump coronary artery bypass grafting. **The Annals of thoracic surgery**, v. 84, n. 3, p. 817–22, 2007.

HAHN, G. *et al.* Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. **Physiological measurement**, v. 16, p. A161–A173, 1995.

HARNISCH, L. O. *et al.* Adjusting ventilator off-cycling in invasively ventilated COPD patients needs comprehensive adjustments. **Minerva Anestesiologica**, v. 82, n. 7, p. 743–750, 2016.

HEDENSTIERNA, G.; EDMARK, L. Mechanisms of atelectasis in the perioperative period. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**, v. 24, n. 2, p. 157–169, 2010.

HEFNER, B. J. L. *et al.* Intervention to. v. 25, n. 5, p. 423–431, 2016.

HEIMBERG, C. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled one-lung ventilation for MIDCAB. **Thoracic and Cardiovascular Surgeon**, v. 54, n. 8, p. 516–520, 2006.

HEIN, O. V. *et al.* Prolonged intensive care unit stay in cardiac surgery: Risk factors and long-term-survival. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 81, n. 3, p. 880–885, 2006.

HELLIGE, G. Thoracic Electrical Impedance Tomographic Measurements During Volume Controlled Ventilation-Effects of Tidal Volume and Positive End-Expiratory Pressure. v. 18, n. 9, p. 764–773, 1999.

HENDRIX, H. *et al.* A randomized trial of automated versus conventional protocol-driven weaning from mechanical ventilation following coronary artery bypass surgery. **European journal of cardio-thoracic surgery: official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery**, v. 29, n. 6, p. 957–63, 2006.

HESS, D. R. Ventilator waveforms and the physiology of pressure support ventilation. **Respiratory care**, v. 50, p. 166–186; discussion 183–186, 2005.

HINZ, J. *et al.* Regional Ventilation by Electrical Impedance Tomography *: A Comparison With Ventilation Scintigraphy in Pigs Regional Ventilation by Electrical Impedance Tomography * A Comparison With Ventilation Scintigraphy in Pigs. **Analysis**, 2003.

IMANAKA, H. *et al.* Autotriggering caused by cardiogenic oscillation during flow-triggered mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, v. 28, n. 2, p. 402–407, 2000.

JIANG, J. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for surgical patients: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 30, n. 2, p. 501–514, 2016.

KACMAREK, R. M.; VILLAR, J.; BLANCH, L. Cycle asynchrony: Always a concern during pressure ventilation! **Minerva Anestesiologica**, v. 82, n. 7, p. 728–730, 2016.

KALLET, R. H.; LUCE, J. M. Detection of patient-ventilator asynchrony during low tidal volume ventilation, using ventilator waveform graphics. **Respiratory care**, v. 47, n. 2, p. 183–185, fev. 2002.

KANG, W. S.; KIM, S. H.; CHUNG, J. W. OO. Comparison of pulmonary gas exchange according to intraoperative ventilation modes for mitral valve repair surgery via thoracotomy with one-lung ventilation: a randomized controlled trial. **Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia**, v. 28, n. 4, p. 908–913, 2014.

KARAKURT, Z. *et al.* Physiologic determinants of prolonged mechanical ventilation in patients after major surgery. **Journal of Critical Care**, v. 27, n. 2, p. 221.e9-221.e16, 2012.

KERN, H. *et al.* Risk factors for prolonged ventilation after cardiac surgery using APACHE II, SAPS II, and TISS: Comparison of three different models. **Intensive Care Medicine**, v. 27, n. 2, p. 407–415, 2001.

KOBYLIANSKII, J. *et al.* Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review. **Journal of Critical Care**, v. 35, p. 33–50, 2016.

KOH, S. O. Mode of Mechanical Ventilation: Volume Controlled Mode. **Critical Care Clinics**, v. 23, n. 2, p. 161–167, 2007.

KOLLEF, M. H.; WRAGGE, T.; PASQUE, C. Determinants of mortality and multiorgan dysfunction in cardiac surgery patients requiring prolonged mechanical ventilation. **Chest**, v. 107, n. 5, p. 1395–1401, 1995.

KONDILI, E. *et al.* Identifying and relieving asynchrony during mechanical ventilation. **Expert Review of Respiratory Medicine**, v. 3, n. 3, p. 231–243, 2009.

KOR, D. J. *et al.* Predicting Risk of Postoperative Lung Injury in High-risk Surgical Patients: A Multicenter Cohort Study. **Anesthesiology**, v. 120, n. 5, p. 1168–1181, 2014.

LE, J. *et al.* Does more than a single chest tube for mediastinal drainage affect outcomes after cardiac surgery? **Canadian Journal of Surgery**, v. 58, n. 2, p. 100–106, 2015.

LEI, Q. *et al.* Predictors of Prolonged Mechanical Ventilation After Aortic Arch Surgery With Deep Hypothermic Circulatory Arrest Plus Antegrade Selective Cerebral Perfusion. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 23, n. 4, p. 495–500, 2009.

LELLOUCHE, F. *et al.* Perioperative ventilatory strategies in cardiac surgery. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**, v. 29, n. 3, p. 381–395, 2015.

LEONHARDT, S.; LACHMANN, B. Electrical impedance tomography: The holy grail of ventilation and perfusion monitoring? **Intensive Care Medicine**, v. 38, n. 12, p. 1917–1929, 2012.

LOCKE, T. J. *et al.* Rib cage mechanics after median sternotomy. **Thorax**, v. 45, n. 6, p. 465–468, 1990.

LOWHAGEN, K.; LUNDIN, S.; STENQVIST, O. Regional intratidal gas distribution in acute lung injury and acute respiratory distress syndrome - assessed by electric impedance tomography. **Minerva Anestesiologica**, v. 76, n. December, p. 1024–35, 2010.

MELLEMA, M. S. Ventilator Waveforms. **Topics in Companion Animal Medicine**, v. 28, n. 3, p. 112–123, 2013.

MELLOTT, K. G. *et al.* Patient ventilator asynchrony in critically ill adults: Frequency

and types. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**, v. 43, n. 3, p. 231–243, 2014.

MIANA, L. A. *et al.* Fatores de risco de sangramento no pós-operatório de cirurgia cardíaca em pacientes adultos. **Cardiovascular Surgery**, v. 19, n. 3, p. 280–286, 2004.

MICHALOPOULOS, A. *et al.* Change in anaesthesia practice and postoperative sedation shortens ICU and hospital length of stay following coronary artery bypass surgery. **Respiratory Medicine**, v. 92, n. 8, p. 1066–1070, 1998.

MILOT, J. *et al.* Incidence and predictors of ARDS after cardiac surgery. **Chest**, v. 119, n. 3, p. 884–888, 2001.

MUDERS, T.; LUEPSCHEN, H.; PUTENSEN, C. Impedance tomography as a new monitoring technique. **Current opinion in critical care**, v. 16, n. 3, p. 269–275, 2010.

MURIAS, G.; LUCANGELO, U.; BLANCH, L. Patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 1, p. 53–59, 2016.

NEARMAN, H. *et al.* Perioperative complications of cardiac surgery and postoperative care. **Critical Care Clinics**, v. 30, n. 3, p. 527–555, 2014.

NETO, A. S. *et al.* Association between driving pressure and development of postoperative pulmonary complications in patients undergoing mechanical ventilation for general anaesthesia: A meta-analysis of individual patient data. **The Lancet Respiratory Medicine**, v. 4, n. 4, p. 272–280, 2016.

NICHOLS, D.; HARANATH, S. Pressure Control Ventilation. **Critical Care Clinics**, v. 23, n. 2, p. 183–199, 2007.

NILSESTUEN, J. O.; HARGETT, K. D. Using ventilator graphics to identify patient-ventilator asynchrony. **Respiratory care**, v. 50, n. 2, p. 202–34; discussion 232–4, 2005.

OĞURLU, M. *et al.* Pressure-Controlled vs Volume-Controlled Ventilation During Laparoscopic Gynecologic Surgery. **Journal of Minimally Invasive Gynecology**, 2010.

PARRA, C. A. M. *et al.* Ventilatory Strategies for Hypoxemia During Cardiac Surgery: Survey Validation for Anesthesiologists in Brazil. **Brazilian Journal of Anesthesiology**, v. 60, n. 4, p. 406–414, 2010.

PIĄTEK, J. *et al.* Coronary Artery Disease in Young Adults: Who Needs Surgical Revascularization? A Retrospective Cohort Study. **The heart surgery forum**, v. 19, n. 4, p. E170–4, 2016.

PIOTTO, R. F. *et al.* VNI - BYPASS Independent predictors of prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **Revista brasileira de cirurgia cardiovascular: orgao oficial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 27, n. September, p. 520–528, 2012.

POHLMAN, M. C. *et al.* Excessive tidal volume from breath stacking during lung-protective ventilation for acute lung injury. **Critical Care Medicine**, 2008.

PRAPAS, S. N. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation following aorta no-touch off-pump coronary artery bypass surgery. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 32, n. 3, p. 488–492, 2007.

PRINIANAKIS, G.; KONDILI, E.; GEORGIOPOULOS, D. **Patient-ventilator interaction: An overview** *Respiratory Care Clinics of North America*, 2005.

PUTENSEN, C.; WRIGGE, H.; ZINSERLING, J. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. **Current opinion in critical care**, v. 13, n. 3, p. 344–350, 2007.

RAGNARSDOTTIR, M. *et al.* Short-term changes in pulmonary function and respiratory movements after cardiac surgery via median sternotomy. **Scandinavian Cardiovascular Journal**, v. 38, p. 46–52, 2004.

RAJAKARUNA, C. *et al.* Risk factors for and economic implications of prolonged ventilation after cardiac surgery. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130, n. 5, p. 1270–1277, 2005.

RAMIREZ, I. I. *et al.* Ability of ICU Health-Care Professionals to Identify Patient-Ventilator Asynchrony Using Waveform Analysis. **Respiratory Care**, v. 62, n. 2, p. 144–149, 2017.

REDDY, S. L. C. *et al.* Logistic Risk Model for Prolonged Ventilation After Adult Cardiac Surgery. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 84, n. 2, p. 528–536, 2007.

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**, 2005.

ROBINSON, B. R. *et al.* Patient-Ventilator Asynchrony in a Traumatically Injured Population. **Respiratory Care**, 2013.

ROSE, L. Strategies for weaning from mechanical ventilation: A state of the art review. **Intensive and Critical Care Nursing**, v. 31, n. 4, p. 189–195, 2015.

SAMANTARAY, A.; HEMANTH, N. Comparison of two ventilation modes in post-cardiac surgical patients. **Saudi Journal of Anaesthesia**, v. 5, n. 2, p. 173, 2011.

SARKAR, S.; DONN, S. M. In Support of Pressure Support. **Clinics in Perinatology**, v. 34, n. 1, p. 117–128, 2007.

SCOTT K EPSTEIN, M. How Often Does Patient-Ventilator Asynchrony Occur and What Are the Consequences? **Respiratory Care**, v. 56, n. 1, p. 25–38, 2011.

SHANDER, A. *et al.* **Clinical and economic burden of postoperative pulmonary complications: Patient safety summit on definition, risk-reducing interventions, and preventive strategies** *Critical Care Medicine*, 2011.

SHARMA, V. *et al.* A derived and validated score to predict prolonged mechanical ventilation in patients undergoing cardiac surgery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, 2016.

SIDDIQUI, M.-M. A.; PARAS, I.; JALAL, A. Risk factors of prolonged mechanical ventilation following open heart surgery: what has changed over the last decade? **Cardiovascular diagnosis and therapy**, v. 2, n. 4, p. 192–9, 2012.

SINDERBY, C. *et al.* An automated and standardized neural index to quantify patient-ventilator interaction. **Critical care (London, England)**, v. 17, n. 5, p. R239, 2013.

STEPHENS, R. S.; SHAH, A. S.; WHITMAN, G. J. R. Lung Injury and Acute Respiratory Distress Syndrome After Cardiac Surgery. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 95, n. 3, p. 1122–1129, 2013.

SUBIRÀ, C. *et al.* Minimizing Asynchronies in Mechanical Ventilation: Current and Future Trends. **Respiratory Care**, p. respcare.05949, 2018.

SULZER, C. F. *et al.* Adaptive Support Ventilation for Fast Tracheal Extubation After Cardiac Surgery. **Anesthesiology**, v. 95, p. 1339–1345, 2001.

TENLING, ARNE HACHENBERG, THOMAS TYDÉN, HANS WEGENIUS, G. H.; GORAN. Atelectasis and Gas Exchange after cardiac surgery. **Anesthesiology**, v. 89, n. 2, p. 371–8, 1998.

THILLE, A. W. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. **Intensive Care Medicine**, v. 32, n. 10, p. 1515–1522, 2006.

THILLE, A. W. *et al.* Reduction of patient-ventilator asynchrony by reducing tidal volume during pressure-support ventilation. **Intensive Care Medicine**, v. 34, n. 8, p. 1477–1486, 2008.

THILLE, A. W.; BROCHARD, L. Promoting Patient-Ventilator Synchrony. **Clinical Pulmonary Medicine**, v. 14, n. 6, p. 350–359, 2007.

TOTONCHI, Z. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation after open heart surgery. **Journal of Cardiovascular and Thoracic Research**, v. 6, n. 4, p. 211–216, 2014.

TROUILLET, J.-L. *et al.* Prolonged mechanical ventilation after cardiac surgery: Outcome and predictors. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 138, n. 4, p. 948–953, 2009.

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

VITALE, V. *et al.* Neurally adjusted ventilatory assist and lung transplant in a child: A case report. **Pediatric critical care medicine : a journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies**, v. 11, n. 5, p. e48-51, 2010.

WANG, C. *et al.* A local risk prediction model for prolonged ventilation after adult heart valve surgery in a Chinese single center. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**, v. 42, n. 1, p. 13–18, 2013.

WEISSMAN, C. Pulmonary function after cardiac and thoracic surgery. p. 47–51, 2000.

WELSBY, I. J. *et al.* The association of complication type with mortality and prolonged

stay after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass. **Anesthesia and analgesia**, v. 94, n. 5, p. 1072–8, 2002.

WIT, M. DE. Monitoring of Patient-Ventilator Interaction at the Bedside. **Respiratory Care**, v. 56, n. 1, p. 61–72, 2011.

WONG, W.-T. *et al.* Fast-track cardiac care for adult cardiac surgical patients. In: **Cochrane Database of Systematic Reviews**. [s.l.: s.n.].

WRIGGE, H. *et al.* Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. **Critical care medicine**, v. 36, n. 3, p. 903–909, 2008.

WYNNE, R.; BOTTI, M. Postoperative pulmonary dysfunction in adults after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass: clinical significance and implications for practice. **American Journal of Critical care**, v. 13, n. September, p. 384–393, 2004.

YENDE, S.; WUNDERINK, R. Causes of prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **Chest**, v. 122, n. 1, p. 245–252, 2002.

YONIS, H. *et al.* Patient-ventilator synchrony in Neurally Adjusted Ventilatory Assist (NAVA) and Pressure Support Ventilation (PSV): a prospective observational study. **BMC anesthesiology**, v. 15, p. 117, 2015.

YOUNES, M. *et al.* A method for monitoring and improving patient: Ventilator interaction. **Intensive Care Medicine**, v. 33, n. 8, p. 1337–1346, 2007.

ZHAO, Z.; STEINMANN, D.; GUTTMANN, J. Global and local inhomogeneity indices of lung ventilation based on electrical impedance tomography. n. Vili, p. 256–259, 2009.

ZUPANCICH, E. *et al.* Mechanical ventilation affects inflammatory mediators in patients undergoing cardiopulmonary bypass for cardiac surgery: A randomized clinical trial. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130, n. 2, p. 378–383, 2005.

Table 1 - Characteristics of the patient at ICU admission

	Global (n=17)	VCV (n=9)	PCV (n=8)	p*
sex (male, n/%)	10 (58.8)	6 (66.7)	4 (50)	0.49 ^a
Age (years)	52.9 (10.9)	52 (5.9)	54 (15.14)	0.21 ^b
BMI (kg/m ²)	27.7 (2.5)	27.1 (2.5)	28.39 (2.6)	0.25 ^b
EuroScore II (n/%)				
0-2 points (low risk)	6 (35.3)	3 (33.3)	3 (37.5)	
3-5 points (medium risco)	8 (47.1)	4 (44.4)	4 (50)	0.87 ^a
≥ 6 points (high risk)	3 (17.6)	2 (22.2)	1 (12.5)	
GCS (points)	8.5 (0.5)	8.2 (0.4)	8.75 (0.5)	0.07 ^b
MAP (mmHg)	80.1 (13.5)	78.9 (14.3)	81.38 (13.4)	0.77 ^b
HR (bpm)	91.4 (17.4)	93.7 (15.1)	88.88 (20.5)	0.34 ^b
SaO ₂ (%)	98.8 (1.7)	99.3 (1.3)	98.75 (2.8)	0.91 ^b
Drainage (ml) pleural	12.5 (28.9)	6.3 (17.7)	18.75 (37.2)	0.49 ^b
mediastinal	73.1 (76.1)	59.4 (46.7)	87.5 (99.1)	0.79 ^b
Surgery type (n/%)				
CABG	10 (58.8)	5 (55.6)	5(62.5)	0.28 ^a
TV	7 (41.2)	4 (44.4)	3(37.5)	
Surgery duration (min)	199.4 (81.44)	226.88 (69.3)	171.88 (87.6)	0.27 ^b
ECC duration (min)	81.7 (31.0)	89.3 (29.8)	75 (32.5)	0.11 ^b
Intraoperative NMBs use (yes, n/%)	13 (76.5)	5 (55.6)	8 (100)	0.20
Intraoperative Opioids use (yes, n/%)	16 (94.1)	8 (88.9)	8 (100)	-
Intraoperative General anesthesia (yes, n/%)	15 (88.2)	8 (88.9)	7 (87.5)	1.00
Intraoperative Local anesthesia (yes, n/%)	7 (41.2)	4 (44.4)	3 (37.5)	1.00
Intraoperative sedative agents (yes, n/%)	11 (64.7)	5 (55.6)	6 (75)	1.00
Use of Opioids in post-op. (yes, n/%)	16 (94.1)	2 (22.2)	2 (25)	1.00
Use of sedatives in post-op. (yes, n/%)	1 (5.9)	1 (11.1)	0 (0)	1.00
Dosage of NMBs use (mg/ml)	24.69 (13.09)	29.2 (13.16)	21.88 (13.08)	0.23
Dosage of intraoperative Opioids (mg/ml)	20.5 (19.38)	18.36 (18.48)	22.38 (21.22)	0.66
Dosage of intraoperative General anesthesia (mg/ml)	23.47 (16.33)	19.64 (11.25)	27.86 (20.79)	0.59
Dosage of intraoperative Local anesthesia (mg/ml)	7 (9.41)	9 (9.74)	5 (9.26)	0.46
Dosage of intraoperative sedative agents (mg/ml)	5 (0.0)	5 (0.0)	5 (0.0)	1.00
MV time (h)	5.88 (2.15)	5.89 (2.47)	5.88 (1.89)	0.69 ^b
Comorbidities (n/%)				
None	5 (29.4)	2(22.2)	3 (37.5)	0.62 ^a
One to three	12 (70.6)	7 (77.8)	5 (62.5)	
(DM. HBP. Dyslipidemia)				

^aChi-quadrado de Pearson; ^b Mann-Whitney test; *p-valor comparison of mean values between VCV and PCV; BMI: body mass index; GCS: Glasgow coma score; MAP: mean arterial pressure; HR: heart rate; SaO₂: arterial oxygen saturation; CABG: coronary artery bypass grafting; VR: valve replacement; ECC: extracorporeal

circulation; DM: diabetes melitus; HBP: high blood pressure.

Table 2 - Parameters for monitoring ventilation and oxygenation.

Initial Mode	ventilation phase	Vte (ml/Kg)	RR (rpm)	pH	PaCO ₂ (mmHg)	PaO ₂ /FiO ₂
VCV	A/C (n= 9)	8.9 (2.5)	17.8 (4.4)	7.38 (0.1)	38.9 (7.2)	356.5 (91.7)
	PSV (n= 9)	10.2 (2.7)	14.8 (2.7)	7.36 (0.1)	38.3 (3.0)	398.9 (87.9)
	TRE (n= 9)	9 (3.3)	15.7 (3.0)	7.33 (0.6)	39.0 (6.0)	381.6 (73.8)
PCV	A/C (n= 8)	8.7 (1.3)	16.9 (2.1)	7.30 (0.1)	40.6 (6.0)	375.6 (91.4)
	PSV (n= 8)	8.7 (1.3)	15.8 (2.5)	7.33 (0.1)	39.3 (3.7)	346.7 (45.3)
	TRE (n= 8)	8.9 (2)	16.8 (4.0)	7.36 (0.1)	36.8 (2.8)	360.2 (63.6)
p-value	<u>Intergroup</u> VCV X PCV	0.36	0.40	0.24	0.95	0.80
	<u>Inter-phase</u> A/C X PSV1	0.20	0.09	0.88	0.72	0.95
	A/C X PSV2	0.57	0.21	0.76	0.38	0.66
	PSV1 X PSV2	0.48	0.64	0.89	0.62	0.62
	<u>Interaction</u> Group-phase	0.89	0.45	0.09	0.66	0.38

Paw- airway pressure; Vte/kg – tidal volume by predicted weight; PaCO₂ – carbon dioxide partial pressure; PaO₂ – oxygen partial pressure; FiO₂- oxygen inspired fraction. Mean values (DP). ANOVA two-factor test

Table 3 – Comparison of severity score and respiratory variables according to AI stratification

	AI < 10% (n=7)	AI ≥ 10% (n=16)	p
EuroScore II	1.5 (2.12)	2.71 (1.8)	0.46
Vte (mL/kg)	10.52 (3.27)	9.25 (2.12)	0.29
RR (rpm)	16.57 (2.15)	15.06 (2.11)	0.20
Ph	7.34 (0.04)	7.37 (0.07)	0.34
PaCO ₂ (mmHg) ^b	39.4 (4.44)	41.16 (5.9)	0.48
PaO ₂ /FiO ₂ ^b	357.28 (48.3)	371.16 (86.3)	0.46
Mann-Whitney test			

Table 4- Indexes of specific asynchrony by modes and moments

Initial Phase	ventilation mode	AI	IIE	DT	EC	IEE
VCV	A/C (n= 5)	17.20 (5.35)	-	10.75 (5.37)	6	2
	PSV1 (n= 3)	14.7 (4.8)	3	4 (1.41)	2.67 (1.15)	1.5 (0.71)
	PSV2 (n=6)	14.39 (8.5)	1.25 (0.5)	8.83 (12.35)	3.75 (3.1)	-
PCV	A/C (n= 4)	9.75 (2.34)	1	4.5 (4.95)	2.5 (0.71)	6
	PSV1 (n= 3)	10.86 (7.36)	-	2.3 (1.53)	2 (1.41)	10
	PSV2 (n= 2)	12.16 (5.13)	1	3.5 (0.71)	-	4 (1.4)
p	<u>Inter-group</u> VCV X PCV	0.37	0.67	0.46	0.53	0.06
	<u>Inter-phase</u> A/C X PSV1	0.96	1.00	0.56	0.33	0.15
	A/C X PSV2	0.22	-	0.68	0.70	0.50
	PSV1 X PSV2	0.26	-	0.97	0.29	0.10
	<u>Interaction</u> <u>group-phase</u>	0.64	0.87	0.74	0.24	0.24

Note: AI – asynchrony index; IIE –ineffective inspiratory effort; DT – double-triggering; EC- early cycling; IEE- ineffective expiratory effort; RT- reverse triggering; Anova two-way.

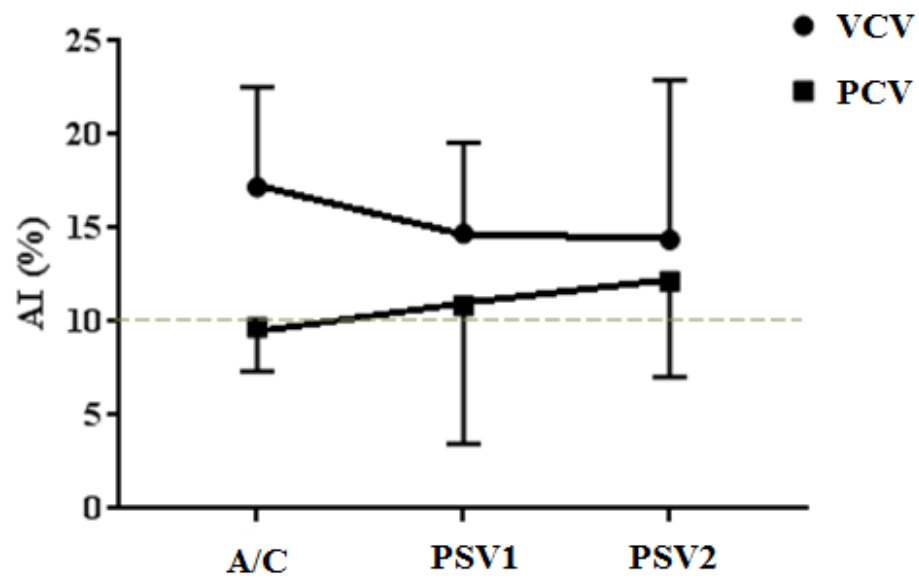
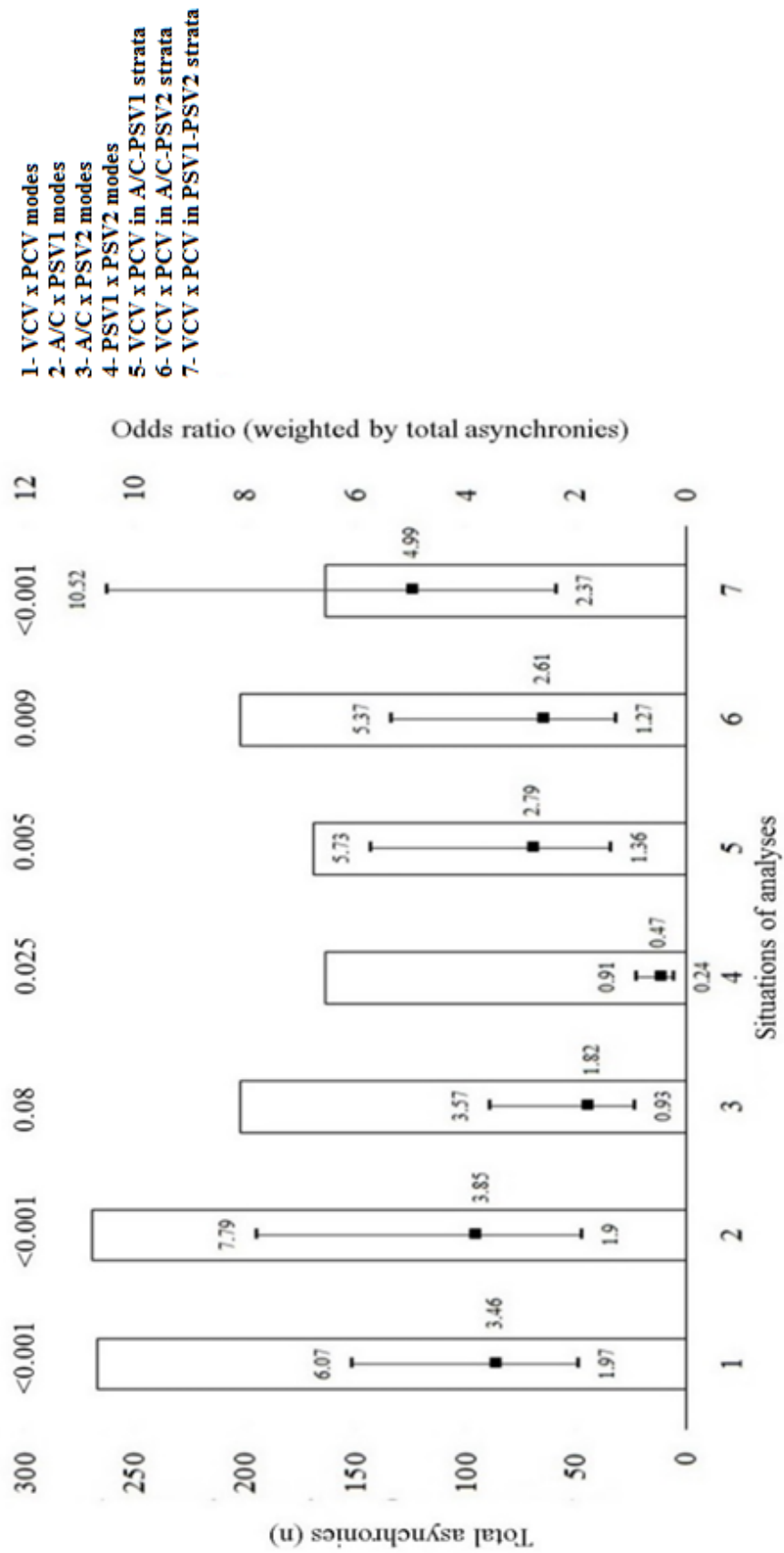


Figure 1. Trend waveforms of AI between the VCV and PCV groups in different phases of ventilation.



its in different analysis situat

APÊNDICE D – ARTIGO 2

Assincronias de ciclagem na ventilação pulmonar regional durante ventilação mecânica à curto prazo em adultos no pós-cirúrgico cardíaco

Wagner Souza Leite^a; Alita Novaes. Cláudia Pinto; Emanuelle Olympia; Monique Bandeira; Caio Moraes; Daniella Cunha; Armèle Dornelas De Andrade^a. Shirley Lima Campos^{a*}

- c. Department of Physical Therapy. Universidade Federal de Pernambuco. Recife. Brazil. Address: Av. Prof. Moraes Rego. 1235 - Cidade Universitária. Recife – PE. Brazil

* Corresponding author:

Corresponding author: Shirley Campos*

Mailing address:

Universidade Federal de Pernambuco

Av. Prof. Moraes Rego. 1235 - Cidade Universitária. Recife – PE. Brazil.

Tel.: +55-81-21268496;

E-mail: shirleylcampos@uol.com.br

RESUMO

Introdução: As assincronias de ciclagem podem ser bem comuns em pacientes cirúrgicos sem patologias pulmonares associadas comumente em curto período de VM no pós-operatório imediato. A assistência ventilatória mecânica deve promover ventilação e oxigenação adequadas, porém não há registros se a presença de assincronias e magnitude compromete a ventilação do paciente. **Objetivos:** Comparar variáveis respiratórias, hemodinâmicas e distribuição regional da ventilação entre ciclos sincrônicos e ciclos com assincronia de ciclagem nos modos ventilatórios. **Métodos:** Ensaio clínico randomizado conduzido em uma unidade de terapia intensiva especializada em pacientes de pós-cirúrgico cardíaco. Os pacientes em VM no pós-cirúrgico foram randomicamente alocados em VCV ou PCV, e em seguida ambos em PSV. Os ciclos sem assincronias e com assincronias de ciclagem foram quantificadas nos três modos ventilatórios no período de 5 minutos em cada por um tomógrafo de impedância elétrica. **Resultados:** 17 pacientes. sendo 9 em ventilação inicial a VCV e 8 em ventilação inicial a PCV foram analisados. A variação de impedância global de ciclos com assincronia de duplo disparo foi maior comparado a ciclos sem assincronias ($p= 0.003$) e com ciclagem precoce ($p= 0.0025$), sem diferença entre os modos para tipo de ciclo. Quanto à variação de impedância regional. empilhamento aéreo ou em assincronia de temporalidade não houve diferença. **Conclusões:** A assincronia de duplo disparo promove maior variação de impedância elétrica global em relação a ciclos com assincronia precoce ou sem assincronias, que pode ou não comprometer o volume pulmonar adequado. Tantos os ciclos com assincronia de ciclagem quanto os sem assincronia tem diferença, porém natural no tempo de enchimento e esvaziamento pulmonar.

Keywords: ventilator weaning; thoracic surgery; breath triggering; cycle synchrony

INTRODUÇÃO

No pós-operatório cardíaco, é esperado curto período de ventilação como prerrogativa da abordagem “*fast track*” associada a redução de custos hospitalares e melhor qualidade de vida ao paciente (AKHTAR *et al.*, 2016; CHENG. 1998; WONG *et al.*, 2016). Além promover ventilação pulmonar e oxigenação adequadas, atenção à monitorização da assistência da ventilação mecânica é importante, que por vezes, é subestimada pela brevidade de seu uso (DRES; TEBOUL; MONNET. 2014; LELLOUCHE *et al.*, 2015) nestes pacientes. Um dos eventos adversos da ventilação mecânica cuja resolução é possível a partir desta monitorização é a assincronia paciente-ventilador que pode comprometer a evolução do paciente.

A assincronia paciente-ventilador é reconhecida como desequilíbrio na interação paciente-ventilador por razões multifatoriais. Comumente presente na fase de desmame da ventilação mecânica invasiva (THILLE *et al.*, 2008), apesar dos estudos não poderem confirmar a relação causa-efeito, esse evento está associado também a risco de lesão pulmonar, maior estadia em UTI e mortalidade (BASSUONI *et al.*. 2012; BLANCH *et al.*, 2015; GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI. 2006; THILLE *et al.*, 2006). Vários tipos de assincronias foram descritos na literatura e categorizadas conforme identificação de alteração por fase de ciclo.

As assincronias de ciclagem ocorrem por incoordenação do tempo inspiratório mecânico (T_{imv}) com a regulação de tempo respiratório do paciente (DRES; RITTAYAMAI; BROCHARD, 2016). Ciclagem tardia ocorre quando o T_{imv} excede o tempo inspiratório do paciente enquanto na precoce, ocorre o oposto. Ciclagem precoce normalmente resulta em duplo disparo devido ao grau de esforço inspiratório do primeiro ciclo que pode disparar o segundo ciclo (HARNISCH *et al.*, 2016). Os pacientes mais prováveis a ter ciclagem precoce são os que doença pulmonar restritiva ou de mecânica pulmonar normal (KACMAREK; VILLAR; BLANCH, 2016), o que os fazem ter dispêndio de energia excedente devido a contração de musculatura acessória ou promover maior volume pulmonar com risco de injúria ao parênquima pulmonar (GAJIC *et al.*, 2011).

Ainda não está descrito na literatura alterações da distribuição da ventilação pulmonar por ciclos assincrônicos de pacientes em ventilação mecânica. A dinâmica ventilatória intrapulmonar durante ocorrência deste evento adverso pode ser

analisada por tomografia de impedância elétrica (EIT, do inglês *electrical impedance tomography*) (FRERICHS *et al.*, 1998; GONG *et al.*, 2015; KOBLYANSKII *et al.*, 2016), e assim avaliar a magnitude de assincronias e suas repercussões em desfechos fisiológicos e clínicos nestes pacientes.

Diante deste contexto, este estudo visa: 1) Comparar a distribuição regional da ventilação entre ciclos sincrônicos e ciclos com assincronia de ciclagem nos casos em geral e por modo ventilatório (VCV, PCV e PSV) e 2) Comparar variáveis respiratórias e hemodinâmicas dos casos de ciclos com e sem assincronias.

MÉTODOS

Trata-se de um ensaio clínico paralelo realizado em uma unidade de recuperação de cirurgia cardio-torácica (URCT) de um hospital de beneficência em Recife, Brasil, no período de Março de 2017 a Dezembro de 2017. Seu protocolo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa humana pela instituição proponente, Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). Os termos de consentimento livre e esclarecido foram assinados pelos indivíduos em momento pré-cirúrgico.

Pacientes

Adultos na faixa etária de 18 a 65 anos com IMC entre 18.5 a 29.9 kg/m² admitidos na URCT, mecanicamente ventilados, submetidos a circulação extra-corpórea (CEC) em até 120 minutos, com dois drenos torácicos, sem histórico de doença pulmonar crônica, neuromuscular nem deformidade torácica foram incluídos. Aqueles em uso de marcapasso, desfibrilação cardíaca, feridas, erupções ou queimaduras na região de posicionamento dos eletrodos com importante sangramento ativo e com necessidade de revisão cirúrgica tiveram avaliação interrompida ou diretamente excluídos do estudo.

Protocolo

Os pacientes admitidos na URCT foram conectados à VMI, inicialmente ventilados em modos assisto-controlados, previamente randomizados para um dos dois tipos convencionais, a volume (VCV) ou à pressão (PCV). Uma vez, avaliados quanto ao drive respiratório suficiente para manter frequência respiratória, volume corrente e sinais de estabilidade respiratória e hemodinâmica adequados, os

pacientes passavam a ser ventilados em modo espontâneo, pressão de suporte (PSV). Por último, foram submetidos ao teste de respiração espontânea (TRE) para avaliar condição de desmame e retirada da ventilação mecânica. Os dados de impedância elétrica foram gravados durante 5 minutos para cada modo ventilatório.

A randomização foi realizada por um pesquisador externo através do software de internet (www.randomization.com) e a série de ordem transcrita para envelopes opacos, selados e enumerados. No dia da coleta, o envelope continha atribuída a alocação do participante a um dos dois tipos de modo ventilatórios assisto-controlados, à volume (VCV) ou à pressão (PCV), assim que admitidos na UTI. Os grupos foram identificados homônimos aos modos ventilatórios iniciais. A assistência foi provida por um dos modelos de ventiladores disponíveis na unidade, Engstrom Pro (GE Medical, EUA) ou Savina 300 (Dräger, Alemanha). Em todos os casos adotou-se sistema de umidificação passiva.

Os parâmetros basais particulares ao modo ventilatório foram os seguintes: volume corrente de 8 a 10 ml/kg predito, frequência respiratória entre 12-20 incursões por minuto, FiO₂ mínimo possível para manutenção de saturação periférica de O₂ maior igual a 90%, PEEP entre 5 e 8 cmH₂O, sensibilidade inspiratória de fluxo a 2 lpm e expiratória a 25% do pico de fluxo inspiratório (PFI).

As assincronias de ciclagem e duplo disparo definidas para reconhecimento dos padrões alterações por inspeção visual de curvas de pressão, volume e fluxo (MURIAS; LUCANGELO; BLANCH, 2016; THILLE *et al.*, 2006) foram:

- ciclagem precoce: tempo inspiratório do ventilador cessa antes do tempo do paciente. caracterizado por discreto aumento no ramo expiratório da curva de fluxo
- ciclagem tardia: incremento na pressão de via aérea acima do nível configurado ao fim do tempo inspiratório do indivíduo.
- duplo disparo: dois ciclos ventilatórios consecutivos separados por curto período expiratório.

Consideramos as seguintes variáveis para análise de impedância elétrica: variação de impedância elétrica global (ΔZ_g) e seu percentual em regional (ΔZ_{roi}), dado por

ventral e dorsal em ciclos sincrônicos e com assincronias previamente mencionadas. volume corrente inspirado e grau de ângulo fase (Φ) entre região ventral e dorsal, que significa o tempo de esvaziamento pulmonar de uma região em relação a outra de referência (ventral). Um Φ positivo significa região de referência com tempo de esvaziamento mais rápido, enquanto Φ negativo significa tempo de esvaziamento mais tardio na região de referência. Ângulos de fase na amplitude 90°-270° são considerados fora de fase (Graham *et al.*, 2011).

Cálculo de tamanho amostral

O dimensionamento do tamanho da amostra foi realizado a partir de um estudo piloto com 9 pacientes (VCV= 5; PCV= 4), utilizando um software GPower v3.0. Para o cálculo utilizou-se $\alpha = 0,05$, $\beta = 0,80$, e as médias e desvios padrão do índice de assincronia na fase ventilatória assisto-controlada em VCV ($17,20 \pm 5,35\%$) e PCV ($9,75 \pm 2,34\%$). Como resultado, com um tamanho de efeito de 1,80, seriam necessários 6 participantes por grupo. De modo cautelar, acrescentou-se uma taxa de perda de 30%, assim, estimou-se que diante de uma variabilidade pequena dos resultados, a amostra seria composta por no mínimo 16 pacientes.

Análise estatística

A distribuição de normalidade foi analisada por teste Shapiro-Wilk. As análises de inter-grupo das variáveis de caracterização hemodinâmicas, ventilatórias, relacionadas a impedância elétrica e ângulo fase foram realizadas por Anova de um fator. A análise estatística foi realizada pelo software SPSS 20 (IBM, Chicago, IL, USA). Para todas comparações, adotamos valor $p < 0,05$ foi definido para identificar significância estatística.

RESULTADOS

Dos 169 pacientes elegíveis, 150 apresentaram critérios de exclusão pré ou pós-operatório, 2 perdas no processo de análise devido sinais de impedância

inadequados, sendo analisados 17 pacientes divididos randomicamente por modo VCV (n= 9) e PCV (n= 8) (Figura 1). Dados demográficos e de monitorização clínica à admissão na UTI (Tabela 1). A amostra foi composta em sua maioria por homens, média de idade pouco acima dos 50 anos, apresentam sobrepeso ($27,7 \pm 2,53$). Hemodinamicamente estáveis à admissão na UTI, sendo a cirurgia de revascularização do miocárdio mais frequente (58,8%) e tempo médio de circulação extra-corpórea em torno de 80 minutos.

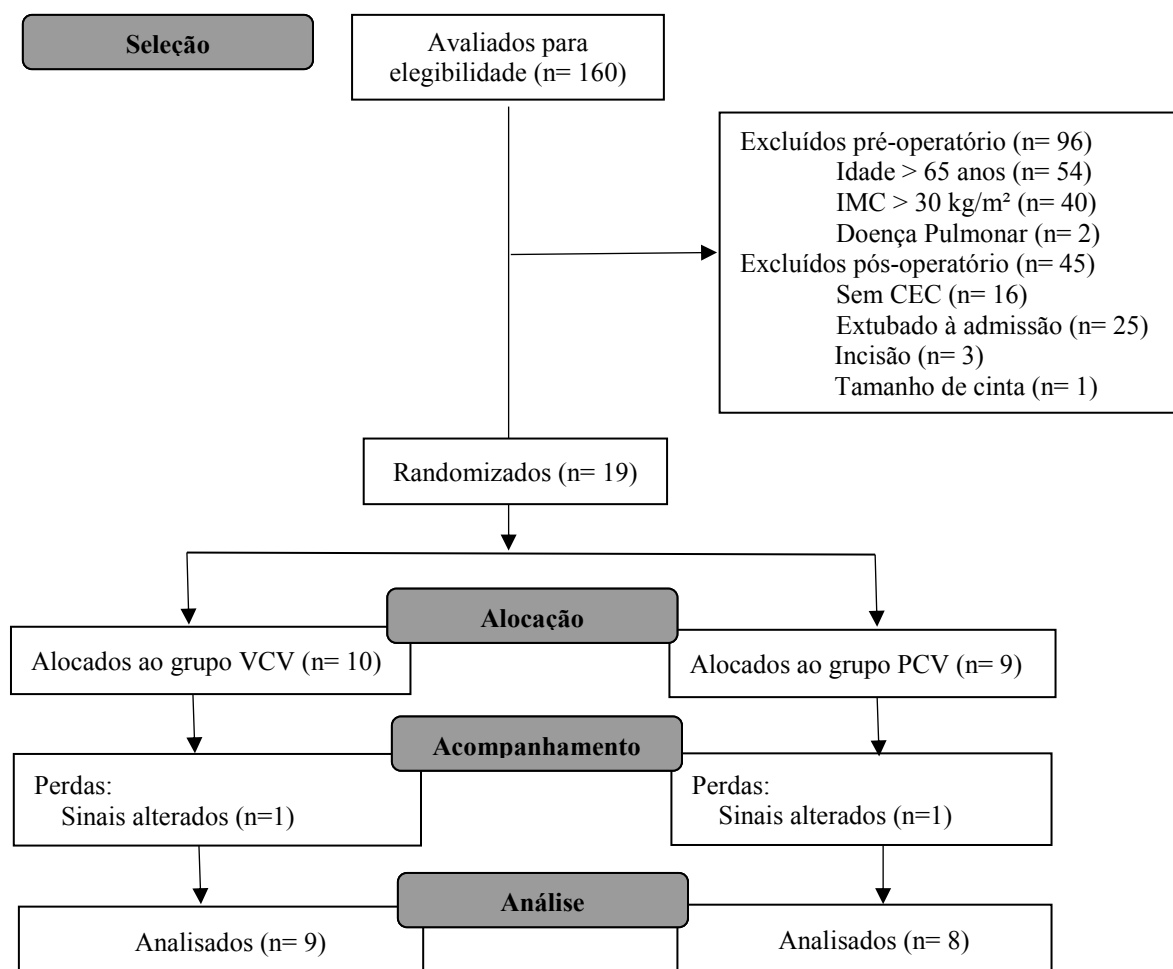


Figura 1. Fluxograma dos participantes do estudo

Tabela 1- Dados demográficos e de monitorização do paciente à admissão na UTI

	General (n=17)	VCV (n=9)	PCV (n= 8)	p
Sexo (masculino - %)	10 (58,8)	6 (66,7)	4 (50)	0,486
Idade (anos)	52,94 (10,89)	52 (5,87)	54 (15,14)	0,210
IMC (kg/m ²)	27,7 (2,53)	27,09 (2,49)	28,39 (2,57)	0,248
EuroScore II	2,19 (2)	2,13 (2,1)	2,25 (2,05)	0,787
ECG	8,47 (0,51)	8,22 (0,44)	8,75 (0,46)	0,035
PAM (mmHg)	80,06 (13,53)	78,89 (14,34)	81,38 (13,41)	0,773
FC (bpm)	91,41 (17,39)	93,67 (15,05)	88,88 (20,49)	0,336
FR (bpm)	17,35 (3,43)	17,78 (4,38)	16,88 (2,1)	0,884
SpO ₂ (%)	99,06 (2,11)	99,33 (1,32)	98,75 (2,82)	0,905
Tempo de CEC (min)	81,67 (31,03)	89,29 (29,78)	75 (32,51)	0,111
Tipo de cirurgia				
RVM	10 (58,8)	5(55,6)	5(62,5)	0,275
TV	7 (41,2)	4(44,4)	3(37,5)	
Líquido drenado (ml)	12,5 (28,87)	6,25(17,68)	18,75(37,2)	0,785
pleural	73,44 (76,09)	59,38(46,17)	87,5(99,1)	0,487

pericárdico

IMC – índice de massa corpórea; GCS – Glasgow Coma Score; SpO₂ – peripheric saturation of arterial blood with oxygen; CABG – coronary artery by-pass graft; HVR – heart valve replacement; CPB – cardiopulmonary bypass; CABG – coronary artery by-pass graft; HVR – heart valve replacement; DM- diabetes mellitus; SAH – systemic arterial hypertension; DLP – dyslipidemia

Quanto às variáveis ventilatórias e gasométricas, se apresentaram similares entre ciclos assíncronos ou não, eupnéicos, pH preservados se apresentando discreta acidez naqueles com ciclos síncronos, com nível de PaCO₂ e índice de oxigenação dentro da faixa de normalidade, independentemente de modos ventilatórios (Tabela 2).

Tabela 2 - Variáveis ventilatórias e gasométricas entre ciclos com e sem assincronia e por modos ventilatórios

		Vte (mL/Kg)	Vtin (mL)	FR (rpm)	pH	PaCO ₂ (mmHg)	PaO ₂ /FiO ₂
	NA (n= 19)	8,95 (2,14)	-	16,58 (3,89)	7,33 (0,07)	37,59(3,54)	380,42 (84,86)
	EC (n= 8)	9,69 (2,21)	-	15,88 (2,42)	7,37 (0,06)	43 (4,78)	341,28 (94,5)
	DT (n= 11)	9,53 (2,33)	249,55 (156,11)	15,82 (1,78)	7,37 (0,06)	42 (6,99)	364,02 (83,52)
	p-valor¹						
	NA x EC	0,575	-	0,777	0,310	0,027*	0,128
	NA x DT	0,929	-	0,413	0,477	0,122	0,575
	EC x DT	0,917	-	0,833	0,345	0,500	0,225
VCV	NA (n= 4)	8,63 (2,45)	-	19,5 (6,35)	7,34 (0,06)	37,25 (4,5)	355,55 (109,15)
	EC (n= 1)	6,13	-	18	7,49	54	232,7
	DT (n= 4)	9,2 (3,29)	192,1 (200,72)	16 (1,63)	7,4 (0,06)	41 (10,3)	352,03 (101,51)
PCV	NA (n= 4)	8,75 (1,55)	-	17,25 (2,63)	7,28 (0,08)	37,25 (3,77)	397,7 (128,57)
	EC (n= 2)	8,63 (1,97)	-	17	7,42	44,5	340,3 (44,55)
	DT (n= 2)	9,17 (1,21)	325,93 (182,1)	15,5 (2,12)	7,32	47,5 (4,95)	320,6 (16,69)
PSV	NA (n= 11)	9,15 (2,36)	-	15,27 (2,76)	7,35 (0,07)	37,89 (3,44)	383,79 (57,13)
	EC (n= 5)	10,84 (1,48)	-	15 (2,74)	7,34 (0,028)	40,2 (2,28)	363,38 (107,58)
	DT (n= 5)	9,93 (2,17)	253,47 (144,88)	15,8 (2,17)	7,34 (0,03)	40,25 (2,63)	397,73 (86,98)
p-valor²	NA						
	VCV x PCV	0,997	-	0,696	0,470	1,00	0,785
	VCV x PSV	0,829	-	0,166	0,988	0,957	0,860
	PCV x PSV	0,873	-	0,608	0,291	0,957	0,964
	EC						
	VCV x PCV	0,628	-	0,809	0,149	0,049	0,412
	VCV x PSV	0,044	-	0,374	0,007	0,005	0,330
	PCV x PSV	0,091	-	0,541	0,054	0,127	0,946
	DT						
	VCV x PCV	0,794	0,205	0,488	0,086	0,368	0,769
	VCV x PSV	0,537	0,409	0,893	0,039	0,829	0,718
	PCV x PSV	0,494	0,415	0,529	0,769	0,292	0,586

NA- no asynchrony; EC- early cycling; DT- double triggering; VCV- ventilação controlada a volume; PCV- ventilação controlada a pressão; Vte – volume corrente expiratório por peso predito; Vtin – volume corrente incrementado; PaO₂ – pressão arterial de oxigênio; PaCO₂ – pressão arterial de gás carbônico; FiO₂ – fração inspirada de oxigênio. ¹intra-group – Wilcoxon; ²Inter-group (one-way Anova post hoc Tukey)

A variação de impedância global de ciclos com duplo disparo foi quase 56% maior em relação a ciclos sem assincronia (p= 0,003) e em relação a ciclos com ciclagem precoce (p= 0,025). Em relação à variação de impedância regional, não apresentaram diferença entre os ciclos sem e com as assincronias específicas, sendo

a variação em região dorsal responsável pela maior proporção em geral e independentemente dos modos (Tabela 3).

Tabela 3- Distribuição de impedância elétrica entre ciclos sem assincronia e com ciclagem precoce por modos ventilatórios em diferentes momentos

		ΔZ global	ΔZ ventral (%)	ΔZ dorsal (%)	Ângulo de fase (Φ)
	NA (n= 19)	25,88 (6,72)	44,73 (8,22)	55,27 (8,22)	10,31 (4,06 – 17,79)
	EC (n= 8)	33,83 (12,18)	41,96 (11,41)	58,04 (11,41)	12,22 (4,54-21,55)
	DT (n= 11)	58,70 (15,56)	47,99 (11,95)	52,01 (11,95)	9,3 (3,19-17,24)
p-valor ¹	NA x EC	0,069	0,779	0,779	0,674
	NA x DT	0,003	0,328	0,328	0,754
	EC x DT	0,025	0,263	0,263	0,779
VCV	NA (n= 4)	24,71 (2,84)	40,30 (13,86)	59,70 (13,86)	11,62 (4,56-64,92)
	EC (n= 1)	28,97	50,86	49,14	5,27
	DT (n= 4)	61,96 (9,01)	54,15 (4,00)	45,84 (4,00)	7,08 (2,09-30,65)
PCV	NA (n= 4)	25,53 (6,13)	46,71 (8,33)	53,29 (8,33)	5,41 (2,02-24,35)
	EC (n= 2)	19,86-26,74	45,32-48,87	47,59-51,13	18-18,04
	DT (n= 2)	50,19-50,19	50,76-54,85	41,05-45,15	4,17-7,68
PSV	NA (n= 11)	26,79 (8,09)	45,62 (5,72)	54,38 (5,72)	11,74 (5,06 – 17,79)
	EC (n= 5)	37,64 (13,67)	37,42 (12,33)	62,58 (12,33)	6,44 (-7,54 – 69,86)
	DT (n= 5)	59,49 (22,29)	40,32 (14,20)	59,68 (14,20)	16,88 (2,45-46,91)
p-valor ²	NA				
	VCV x PCV x PSV	0,953	0,827	0,827	0,714
	EC				
	VCV x PCV x PSV	0,572	0,247	0,247	0,699
	DT				
	VCV x PCV x PSV	0,426	0,131	0,131	0,861

NA – sem assincronia; EC – ciclagem precoce; DT- duplo disparo; ¹intra-group – Wilcoxon; ²Inter-group (one-way Anova post hoc Tukey). Grau do ângulo de fase expresso em mediana e interquartil.

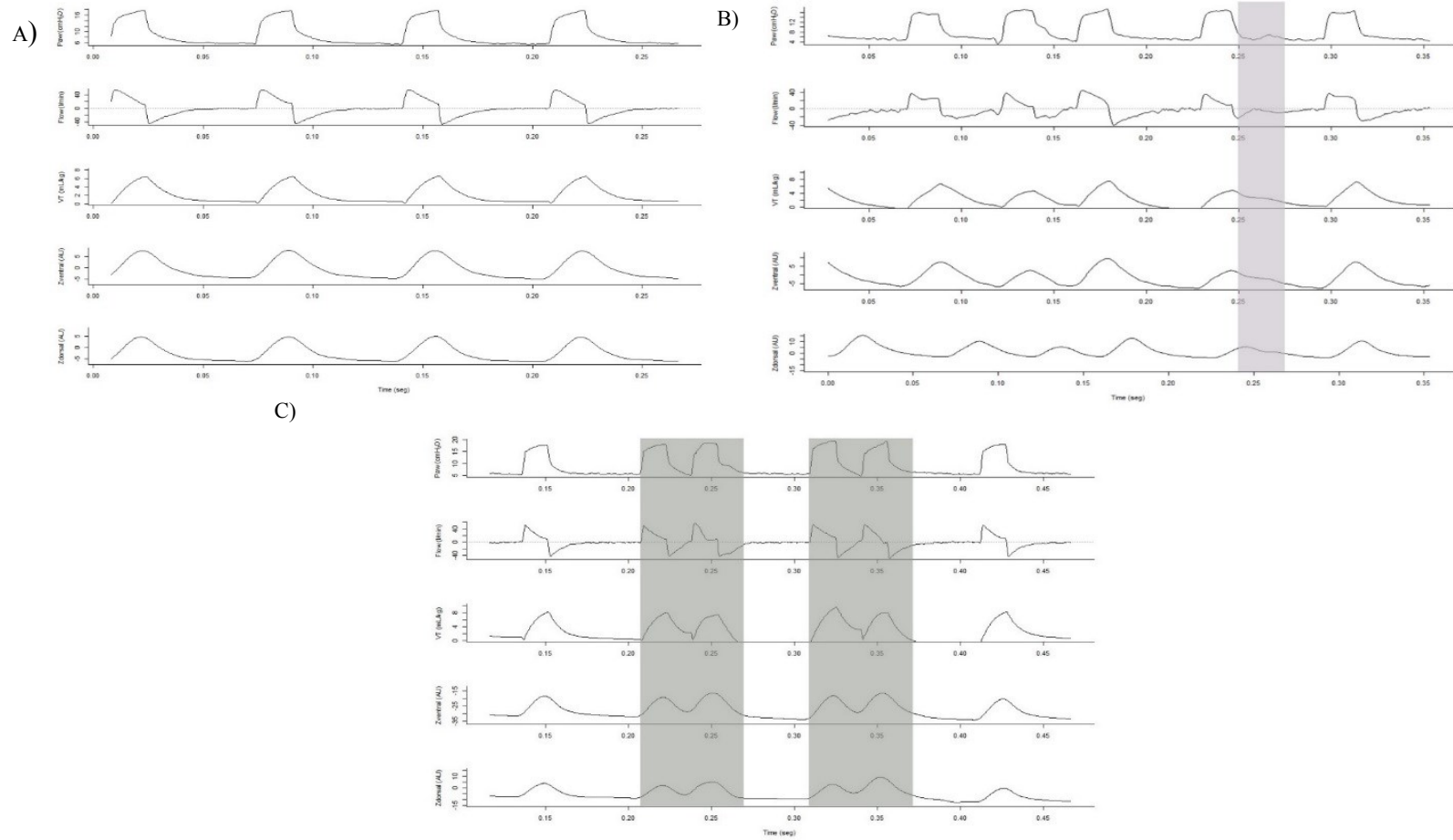


Figura 2. Sincronização de curvas de pressão, fluxo, volume, variação de impedância ventral e dorsal em ciclos A) sem assincronias; B) com ciclagem precoce; C) com duplo disparo.

O grau de ângulo de fase (Φ) entre ciclos sem e com assincronias foram similares, mesmo estratificado por modos ventilatórios (Tabela 3). A predominância dos ângulos foi de valores positivos, representando que a região ventral (referência) teve tempo de enchimento e esvaziamento discretamente menor em relação à região dorsal. Com base em Graham *et al.*, para definição de “fora de fase”, nenhum ciclo com ou sem assincronia apresentaram assincronia de temporalidade.

A sincronização dos sinais obtidos por via aérea (pressão, fluxo e volume) com a variação de impedância (pletismograma) entre as regiões ventral e dorsal é demonstrada na Figura 2. Em A) as fases de início e final pelos sinais de via aéreas coincidem com tempo do ciclo do pletismograma. Em B) notamos uma discreta deformidade na fase exalatória do pletismograma, melhor perceptível na região ventral. E em C) mesmo com o evento do duplo disparo, todas curvas apresentaram sincronia de fases entre si.

DISCUSSÃO

Os achados deste estudo em destaque em nossa amostra são: 1) As variáveis ventilatórias e gasométricas correspondentes aos ciclos de interesse e por modos foram similares entre si; 2) A variação de impedância global por ciclos com duplo disparo é maior comparado a ciclos sincrônicos ou com ciclagem precoce, podendo refletir em incremento de volume de ar indesejado; 3) a assincronia em temporalidade revela tempo de esvaziamento de região ventral mais rápida natural em relação à região dorsal.

As variáveis ventilatórias e gasométricas dos ciclos sem e com assincronias correspondentes aos momentos avaliados, foram similares. É possível que devido ao fato de serem eventos transitórios não foi tempo suficiente para repercutir nestes parâmetros, o que poderia ser diferentes em eventos sustentados. A metanálise por Jiang *et al.* (2016) revela que PCV oferece vantagens comparado a VCV aos pacientes cirúrgicos em desfechos fisiológicos como melhora do índice de oxigenação (CRUZ PARDOS *et al.*, 2009; KANG; KIM; CHUNG, 2014), melhor complacência estática (AL SHEHRI *et al.*, 2014; OĞURLU *et al.*, 2010), PaCO_2 , pressão de pico (AL SHEHRI *et al.*, 2014; HEIMBERG *et al.*, 2006) e outros. Apesar de não relatarem controle dos eventos de

assincronia nestes estudos, em nossa amostra, os ciclos sem assincronias entre os diferentes modos ventilatórios convencionais não diferiram quanto a estas variáveis.

A variação de impedância global em ciclos com assincronia duplo disparo é maior que em demais tipos de ciclos analisados, devido a resposta ao incremento de volume de ar esperado desta assincronia. A variação de impedância elétrica foi provada em vários estudos de validação clínicos e experimentais com diferentes exames de imagem estática (ELKE *et al.*, 2013; FRERICHS *et al.*, 2002; VICTORINO *et al.*, 2004; WRIGGE *et al.*, 2008). ter uma boa concordância com variação de volume pulmonar.

Na ocorrência da assincronia de duplo disparo, é possível que seja gerado empilhamento aéreo. Este evento ocorre quando há dois ciclos consecutivos com curto tempo expiratório entre eles de forma que o primeiro ciclo não há exalação completa do volume inspirado. (GEORGOPOULOS; PRINIANAKIS; KONDILI. 2006; NILSESTUEN; HARGETT. 2005; PRINIANAKIS; KONDILI; GEORGOPOLOUS. 2005).

Desta forma. quando duplo disparo resulta incremento de volume pulmonar, há também respectivo incremento na variação de impedância pulmonar, como ocorreu em nosso estudo nos momentos sob ventilação à PSV. A ocorrência deste evento está associada a baixos volumes, como resposta a situação de baixo volume e diferenças entre tempo inspiratório mecânico e neural (KALLET; LUCE. 2002). Quando há entrega de volume excessivo, isso representa risco de dano ao parênquima pulmonar. A gravidade desta assincronia com associação ao empilhamento aéreo, depende de dados de frequência e magnitude que ela ocorre nos pacientes, porém no momento não há esta informação na literatura (POHLMAN *et al.*. 2008).

Nosso resultado, mesmo com diferença para variação de impedância global, esta inferência não foi observada para variação de impedância regional (ventral e dorsal), nem no volume de incremento inspirado. Acreditamos que isto deve-se à variação entre os próprios ciclos com duplo disparo em que para alguns houve empilhamento aéreo e em outros não. A definição adotada para este estudo (Thille *et al.* 2006), caracterizada o duplo disparo pelo curto tempo expiratório entre os dois ciclos independentemente da presença de empilhamento aéreo.

No contexto da assincronia por variação de impedância elétrica, temos o ângulo de fase que está relacionada à temporalidade mensurado pela diferença de curvas regionais de plestimografia sincronizadas quanto a fase inspiratória e expiratória. A assincronia de temporalidade expressa a diferença do tempo de enchimento e esvaziamento pulmonar entre regiões ventral e dorsal. Em nosso estudo, detectou-se tempo de esvaziamento ventral mais rápida que a região dorsal na posição supina, porém em limites aceitáveis uma vez que seus valores foram inferiores a 90°. Semelhante resultado foi observado em Riedel *et al.* e Grant *et al.*, em indivíduos saudáveis em posição supina. (GRANT *et al.*. 2011; RIEDEL; RICHARDS; SCHIBLER. 2005)

O ângulo de fase é mais um recurso de simetria da ventilação e é influenciado pela contribuição das regiões pulmonares em relação a ventilação. Como visto uma discreta contribuição inferior da região ventral era esperado que com uma ventilação menor necessitasse de um tempo de esvaziamento também inferior comparado a região dorsal que possui uma contribuição um pouco maior.

Em alguns casos valores positivos para ciclos sincrônicos foram superiores a ciclos com assincronia. Isto pode indicar que nem sempre a assincronias trazem impacto no tempo de esvaziamento pulmonar. Se a assincronias ocorreram em tempos semelhantes nas regiões de interesse, o tempo de esvaziamento supostamente permanece o que já é fisiológico durante ciclos sem assíncrona, ocorreu de forma simultânea em ambas regiões de interesse. Seu impacto nos tempos de desinsuflação é reduzido e assim refletido por graus próximo a zero. Assim, a distribuição de ventilação sofre pouca variação de proporção entre regiões ventral e dorsal.

Um dos destaques de inovação deste estudo é a monitorização de assincronias quanto a sua magnitude, pois mesmo entre as assincronias de tipos idênticos sua amplitude e duração podem variar. Com uso da tomografia de impedância elétrica é possível avaliar se estas diferentes entre as assincronias de tipos iguais e diferentes afetam o conforto ventilatório e a dinâmica ventilatória.

Algumas das limitações consideradas se reservam a não ser possível afirmar acuradamente que as assincronias provoquem alterações em variáveis ventilatórias, uma

vez que não pudemos garantir que estes dados foram registrados simultaneamente à ocorrência do evento. A definição de assincronia em duplo-disparo por Thille *et al.*, não é suficiente para garantir que todos ciclos avaliados de duplo-disparo neste estudo foram acompanhados de empilhamento aéreo. O critério por Thille *et al.* aponta apenas os ciclos consecutivos independente de volume exalado completamente ou não prévio ao ciclo seguinte.

Concluimos que a assincronia de duplo disparo promove maior variação de impedância elétrica global em relação a ciclos com assincronia precoce ou sem assincronias, que pode ou não comprometer o volume pulmonar adequado. Tantos os ciclos com assincronia de ciclagem quanto os sem assincronia tem diferença, porém natural no tempo de enchimento e esvaziamento pulmonar.

REFERÊNCIAS

- AFONSO JR. J. E. **Análise regional da dinâmica ventilatória em transplante pulmonar com tomografia de impedância elétrica**. [s.l.] Universidade de São Paulo. 2010.
- AHMED. A. H. *et al.* The role of potentially preventable hospital exposures in the development of acute respiratory distress syndrome: A population-based study. **Critical Care Medicine**. v. 42. n. 1. p. 31–39. 2014.
- AKHTAR. M. I. *et al.* Fast Track Extubation In Adult Patients On Pump Open Heart Surgery At A Tertiary Care Hospital. **Journal of Ayub Medical College. Abbottabad : JAMC**. 2016.
- AKOUMIANAKI. E. *et al.* The application of esophageal pressure measurement in patients with respiratory failure. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**. v. 189. n. 5. p. 520–531. 2014.
- AL-QUBATI. F. A. A.; DAMAG. A.; NOMAN. T. Incidence and outcome of pulmonary complications after open cardiac surgery . Thowra Hospital . Cardiac center . Sana ' a . Yemen. **Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis**. v. 62. n. 4. p. 775–780. 2013.
- AL JAALY. E. *et al.* Pulmonary Protection Strategies in Cardiac Surgery: Are We Making Any Progress? **Oxidative Medicine and Cellular Longevity**. v. 2015. 2015.
- AL SHEHRI. A. M. *et al.* Right ventricular function during one-lung ventilation: Effects of pressure-controlled and volume-controlled ventilation. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**. 2014a.
- AL SHEHRI. A. M. *et al.* Right ventricular function during one-lung ventilation: effects of pressure-controlled and volume-controlled ventilation. **Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia**. v. 28. n. 4. p. 880–884. 2014b.
- ALBU. G. *et al.* Changes in Airway and Respiratory Tissue Mechanics After Cardiac Surgery. **Annals of Thoracic Surgery**. v. 89. n. 4. p. 1218–1226. 2010.
- ALVES SHS. **Impacto na ventilação e aeração pulmonar após remoção de derrame pleural neoplásico: um estudo com tomografia de impedância elétrica**. [s.l.] Universidade de São Paulo. 2012.
- AROZULLAH. A. M. *et al.* Development and validation of a multifactorial risk index for predicting postoperative pneumonia after major noncardiac surgery. **Annals of Internal Medicine**. v. 135. n. 10. p. 847–857. 2001.
- AULER. J. O. C. *et al.* Haemodynamic effects of pressure-controlled ventilation versus volume-controlled ventilation in patients submitted to cardiac surgery. **Clinical Intensive Care**. v. 6. n. 3. p. 100–106. 1995.
- BAGCHI. A. *et al.* The association of postoperative pulmonary complications in 109.360

patients with pressure-controlled or volume-controlled ventilation. **Anaesthesia**. v. 72. n. 11. p. 1334–1343. 2017.

BALL. L. *et al.* Lung imaging: how to get better look inside the lung. **Annals of Translational Medicine**. v. 5. n. 14. p. 294–294. 2017.

BASSUONI. A. S. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during daily interruption of sedation versus no sedation protocol. **Anesthesia. Essays and Researches**. v. 6. n. 2. p. 151–156. 2012.

BAYFORD. R.; TIZZARD. A. Bioimpedance imaging: an overview of potential clinical applications. **The Analyst**. v. 137. n. 20. p. 4635. 2012.

BEITLER. J. R. *et al.* Quantifying unintended exposure to high tidal volumes from breath stacking dyssynchrony in ARDS: the BREATHE criteria. **Intensive Care Medicine**. v. 42. n. 9. p. 1427–1436. 2016.

BERRY. P. D. *et al.* Myocardial ischaemia after coronary artery bypass grafting: early vs late extubation. **Br.J Anaesth.** v. 80. n. 1. p. 20–25. 1998.

BIKKER. I. G. *et al.* Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels. **Intensive Care Medicine**. v. 35. n. 8. p. 1362–1367. 2009.

BLANCH. L. *et al.* Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality. **Intensive Care Medicine**. v. 41. n. 4. p. 633–641. 2015.

BLANKMAN. P.; VAN DER KREEFT. S. M.; GOMMERS. D. Tidal ventilation distribution during pressure-controlled ventilation and pressure support ventilation in post-cardiac surgery patients. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**. v. 58. n. 8. p. 997–1006. 2014.

BOSMA. K. J. Asynchrony During Mechanical Ventilation. [s.d.].

BRANCA. P. Factors Associated With Prolonged Mechanical Ventilation Following Coronary Artery Bypass Surgery. **Chest**. v. 119. n. 2. p. 537–546. 2001.

BRIMS. F. J. H. *et al.* The effects of pleural fluid drainage on respiratory function in mechanically ventilated patients after cardiac surgery. **BMJ open respiratory research**. v. 2. n. 1. p. e000080. 2015.

BROCHARD. L. Measurement of esophageal pressure at bedside: pros and cons. **Current opinion in critical care**. v. 20. n. 1. p. 39–46. 2014.

BROWN. B. H.; BARBER. D. C.; SEAGAR. A D. Applied potential tomography: possible clinical applications. **Clinical Physics and Physiological Measurement**. v. 6. n. 2. p. 109–121. 1985.

CANVER. C. C.; CHANDA. J. bypass Intraoperative and Postoperative Risk Factors for. v. 4975. n. 02. p. 853–857. 2003.

CHACKO. B. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for acute

respiratory failure due to acute lung injury (ALI) or acute respiratory distress syndrome (ARDS). **Cochrane Database Syst Rev**. v. 1. n. 1. p. CD008807. 2015.

CHAO. D. C.; SCHEINHORN. D. J.; STEARN-HASSENPFUG. M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. **Chest**. v. 112. n. 6. p. 1592–1599. 1997.

CHEN. C. W. *et al.* Detecting ineffective triggering in the expiratory phase in mechanically ventilated patients based on airway flow and pressure deflection: Feasibility of using a computer algorithm. **Critical Care Medicine**. v. 36. n. 2. p. 455–461. 2008.

CHENG. D. C. H. Fast-track cardiac surgery: Economic implications in postoperative care. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**. v. 12. n. 1. p. 72–79. 1998.

CISLAGHI. F.; CONDEMI. A M.; CORONA. A. Predictors of prolonged mechanical ventilation in a. **Minerva Anestesiologica**. v. 73. n. 12. p. 615–621. 2007.

CONTI. V. R. Pulmonary Injury After Cardiopulmonary. **J Am Coll Cardiol**. v. 34. p. 1262–1347. 1999.

COSTA. E. L.; LIMA. R. G.; AMATO. M. B. Electrical impedance tomography. **Curr Opin Crit Care**. v. 15. n. 1. p. 18–24. 2009.

CRUZ PARDOS. P. *et al.* Effects of Ventilatory Mode During One-Lung Ventilation on Intraoperative and Postoperative Arterial Oxygenation in Thoracic Surgery. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**. v. 23. n. 6. p. 770–774. 2009.

DE BEER. J. M.; GOULD. T. Principles of artificial ventilation. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine**. v. 14. n. 3. p. 83–93. 2013.

DE WIT. M. *et al.* Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation*. **Crit Care Med**. v. 37. n. 10. p. 2740–2745. 2009a.

DE WIT. M. *et al.* Observational study of patient-ventilator asynchrony and relationship to sedation level. **Journal of Critical Care**. v. 24. n. 1. p. 74–80. 2009b.

DELLINGER. R. P. *et al.* Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. **Critical care (London, England)**. v. 11. n. 1. p. R26. 2007.

DONGELMANS. D. A *et al.* Weaning automation with adaptive support ventilation: a randomized controlled trial in cardiothoracic surgery patients. **Anesthesia and analgesia**. v. 108. n. 2. p. 565–71. 2009.

DRES. M.; RITTAYAMAI. N.; BROCHARD. L. Monitoring patient–ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**. v. 22. n. 3. p. 246–253. 2016.

DRES. M.; TEBOUL. J. L.; MONNET. X. **Weaning the cardiac patient from mechanical ventilation** *Current Opinion in Critical Care*. 2014.

DYKE. C. *et al.* Universal definition of perioperative bleeding in adult cardiac surgery.

Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. v. 147. n. 5. p. 1458–1463.e1. 2014.

ELKE. G. *et al.* Quantification of ventilation distribution in regional lung injury by electrical impedance tomography and xenon computed tomography. **Physiological Measurement**. 2013.

FRERICHS. I. *et al.* Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. **Acta Anaesthesiol Scand**. v. 42. n. 6. p. 721–726. 1998.

FRERICHS. I. *et al.* Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**. v. 93. n. 2. p. 660–666. 2002.

FRERICHS. I. *et al.* Chest electrical impedance tomography examination. data analysis. terminology. clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. **Thorax**. p. thoraxjnl-2016-208357. 2016.

FRERICHS. I.; BECHER. T.; WEILER. N. **Electrical impedance tomography imaging of the cardiopulmonary system** **Current Opinion in Critical Care**. 2014.

GAJIC. O. *et al.* **Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation** **Critical Care Medicine**. 2004.

GAJIC. O. *et al.* Early identification of patients at risk of acute lung injury: Evaluation of lung injury prediction score in a multicenter cohort study. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**. v. 183. n. 4. p. 462–470. 2011.

GATTINONI. L.; CAIRONI. P. Refining Ventilatory Treatment for Acute Lung Injury and Acute Respiratory Distress Syndrome. **Jama**. v. 300. n. 1. p. 33–39. 2008.

GEORGOPOULOS. D. Ineffective efforts during mechanical ventilation: The brain wants. the machine declines. **Intensive Care Medicine**. v. 38. n. 5. p. 738–740. 2012.

GEORGOPOULOS. D.; PRINIANAKIS. G.; KONDILI. E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. **Intensive Care Medicine**. v. 32. n. 1. p. 34–47. 2006.

GONG. B. *et al.* Electrical impedance tomography: functional lung imaging on its way to clinical practice? **Expert review of respiratory medicine**. v. 9. n. 6. p. 721–37. 2015.

GRAF. J. Pleural effusion in the mechanically ventilated patient. **Current opinion in critical care**. v. 15. n. 1. p. 10–17. 2009.

GRANT. C. A. *et al.* Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. **Critical Care**. v. 15. n. 1. p. R37. 2011.

GRUBER. P. C. *et al.* Randomized controlled trial comparing adaptive-support ventilation with pressure-regulated volume-controlled ventilation with automode in weaning patients after cardiac surgery. **Anesthesiology**. v. 109. n. 1. p. 81–87. 2008.

GUIZILINI. S. *et al.* Influence of pleurotomy on pulmonary function after off-pump coronary artery bypass grafting. **The Annals of thoracic surgery**. v. 84. n. 3. p. 817–22. 2007.

HAHN. G. *et al.* Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. **Physiological measurement**. v. 16. p. A161–A173. 1995.

HARNISCH. L. O. *et al.* Adjusting ventilator off-cycling in invasively ventilated COPD patients needs comprehensive adjustments. **Minerva Anestesiologica**. v. 82. n. 7. p. 743–750. 2016.

HEDENSTIERNA. G.; EDMARK. L. Mechanisms of atelectasis in the perioperative period. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**. v. 24. n. 2. p. 157–169. 2010.

HEFNER. B. J. L. *et al.* Ntervention to. v. 25. n. 5. p. 423–431. 2016.

HEIMBERG. C. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled one-lung ventilation for MIDCAB. **Thoracic and Cardiovascular Surgeon**. v. 54. n. 8. p. 516–520. 2006.

HEIN. O. V. *et al.* Prolonged intensive care unit stay in cardiac surgery: Risk factors and long-term-survival. **Annals of Thoracic Surgery**. v. 81. n. 3. p. 880–885. 2006.

HELLIGE. G. Thoracic Electrical Impedance Tomographic Measurements During Volume Controlled Ventilation-Effects of Tidal Volume and Positive End-Expiratory Pressure. v. 18. n. 9. p. 764–773. 1999.

HENDRIX. H. *et al.* A randomized trial of automated versus conventional protocol-driven weaning from mechanical ventilation following coronary artery bypass surgery. **European journal of cardio-thoracic surgery : official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery**. v. 29. n. 6. p. 957–63. 2006.

HESS. D. R. Ventilator waveforms and the physiology of pressure support ventilation. **Respiratory care**. v. 50. p. 166- 186; discussion 183-186. 2005.

HINZ. J. *et al.* Regional Ventilation by Electrical Impedance Tomography * : A Comparison With Ventilation Scintigraphy in Pigs Regional Ventilation by Electrical Impedance Tomography * A Comparison With Ventilation Scintigraphy in Pigs. **Analysis**. 2003.

IMANAKA. H. *et al.* Autotriggering caused by cardiogenic oscillation during flow-triggered mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**. v. 28. n. 2. p. 402–407. 2000.

JIANG. J. *et al.* Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation for surgical patients: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**. v. 30. n. 2. p. 501–514. 2016.

KACMAREK. R. M.; VILLAR. J.; BLANCH. L. Cycle asynchrony: Always a concern during pressure ventilation! **Minerva Anestesiologica**. v. 82. n. 7. p. 728–730. 2016.

KALLET. R. H.; LUCE. J. M. Detection of patient-ventilator asynchrony during low tidal volume ventilation. using ventilator waveform graphics. **Respiratory care**. v. 47. n. 2. p. 183–185. fev. 2002.

KANG. W. S.; KIM. S. H.; CHUNG. J. W. OO. Comparison of pulmonary gas exchange according to intraoperative ventilation modes for mitral valve repair surgery via thoracotomy with one-lung ventilation: a randomized controlled trial. **Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia**. v. 28. n. 4. p. 908–913. 2014.

KARAKURT. Z. *et al.* Physiologic determinants of prolonged mechanical ventilation in patients after major surgery. **Journal of Critical Care**. v. 27. n. 2. p. 221.e9-221.e16. 2012.

KERN. H. *et al.* Risk factors for prolonged ventilation after cardiac surgery using APACHE II. SAPS II. and TISS: Comparison of three different models. **Intensive Care Medicine**. v. 27. n. 2. p. 407–415. 2001.

KOBYLIANSKII. J. *et al.* Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review. **Journal of Critical Care**. v. 35. p. 33–50. 2016.

KOH. S. O. Mode of Mechanical Ventilation: Volume Controlled Mode. **Critical Care Clinics**. v. 23. n. 2. p. 161–167. 2007.

KOLLEF. M. H.; WRAGGE. T.; PASQUE. C. Determinants of mortality and multiorgan dysfunction in cardiac surgery patients requiring prolonged mechanical ventilation. **Chest**. v. 107. n. 5. p. 1395–1401. 1995.

KONDILI. E. *et al.* Identifying and relieving asynchrony during mechanical ventilation. **Expert Review of Respiratory Medicine**. v. 3. n. 3. p. 231–243. 2009.

KOR. D. J. *et al.* Predicting Risk of Postoperative Lung Injury in High-risk Surgical Patients: A Multicenter Cohort Study. **Anesthesiology**. v. 120. n. 5. p. 1168–1181. 2014.

LE. J. *et al.* Does more than a single chest tube for mediastinal drainage affect outcomes after cardiac surgery? **Canadian Journal of Surgery**. v. 58. n. 2. p. 100–106. 2015.

LEI. Q. *et al.* Predictors of Prolonged Mechanical Ventilation After Aortic Arch Surgery With Deep Hypothermic Circulatory Arrest Plus Antegrade Selective Cerebral Perfusion. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**. v. 23. n. 4. p. 495–500. 2009.

LELLOUCHE. F. *et al.* Perioperative ventilatory strategies in cardiac surgery. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**. v. 29. n. 3. p. 381–395. 2015.

LEONHARDT. S.; LACHMANN. B. Electrical impedance tomography: The holy grail of ventilation and perfusion monitoring? **Intensive Care Medicine**. v. 38. n. 12. p. 1917–1929. 2012.

LOCKE. T. J. *et al.* Rib cage mechanics after median sternotomy. **Thorax**. v. 45. n. 6. p. 465–468. 1990.

LOWHAGEN. K.; LUNDIN. S.; STENQVIST. O. Regional intratidal gas distribution in acute lung injury and acute respiratory distress syndrome - assessed by electric impedance tomography. **Minerva Anestesiologica**. v. 76. n. December. p. 1024–35.

2010.

MELLEMA. M. S. Ventilator Waveforms. **Topics in Companion Animal Medicine**. v. 28. n. 3. p. 112–123. 2013.

MELLOTT. K. G. *et al.* Patient ventilator asynchrony in critically ill adults: Frequency and types. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**. v. 43. n. 3. p. 231–243. 2014.

MIANA. L. A. *et al.* Fatores de risco de sangramento no pós-operatório de cirurgia cardíaca em pacientes adultos. **Cardiovascular Surgery**. v. 19. n. 3. p. 280–286. 2004.

MICHALOPOULOS. A. *et al.* Change in anaesthesia practice and postoperative sedation shortens ICU and hospital length of stay following coronary artery bypass surgery. **Respiratory Medicine**. v. 92. n. 8. p. 1066–1070. 1998.

MILOT. J. *et al.* Incidence and predictors of ARDS after cardiac surgery. **Chest**. v. 119. n. 3. p. 884–888. 2001.

MUDERS. T.; LUEPSCHEN. H.; PUTENSEN. C. Impedance tomography as a new monitoring technique. **Current opinion in critical care**. v. 16. n. 3. p. 269–275. 2010.

MURIAS. G.; LUCANGELO. U.; BLANCH. L. Patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**. v. 22. n. 1. p. 53–59. 2016.

NEARMAN. H. *et al.* Perioperative complications of cardiac surgery and postoperative care. **Critical Care Clinics**. v. 30. n. 3. p. 527–555. 2014.

NETO. A. S. *et al.* Association between driving pressure and development of postoperative pulmonary complications in patients undergoing mechanical ventilation for general anaesthesia: A meta-analysis of individual patient data. **The Lancet Respiratory Medicine**. v. 4. n. 4. p. 272–280. 2016.

NICHOLS. D.; HARANATH. S. Pressure Control Ventilation. **Critical Care Clinics**. v. 23. n. 2. p. 183–199. 2007.

NILSESTUEN. J. O.; HARGETT. K. D. Using ventilator graphics to identify patient-ventilator asynchrony. **Respiratory care**. v. 50. n. 2. p. 202–34; discussion 232–4. 2005.

OĞURLU. M. *et al.* Pressure-Controlled vs Volume-Controlled Ventilation During Laparoscopic Gynecologic Surgery. **Journal of Minimally Invasive Gynecology**. 2010.

PARRA. C. A. M. *et al.* Ventilatory Strategies for Hypoxemia During Cardiac Surgery: Survey Validation for Anesthesiologists in Brazil. **Brazilian Journal of Anesthesiology**. v. 60. n. 4. p. 406–414. 2010.

PIĄTEK. J. *et al.* Coronary Artery Disease in Young Adults: Who Needs Surgical Revascularization? A Retrospective Cohort Study. **The heart surgery forum**. v. 19. n. 4. p. E170–4. 2016.

PIOTTO. R. F. *et al.* VNI - BYPASS Independent predictors of prolonged mechanical

ventilation after coronary artery bypass surgery. **Revista brasileira de cirurgia cardiovascular : orgao oficial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**. v. 27. n. September. p. 520–528. 2012.

POHLMAN. M. C. *et al*. Excessive tidal volume from breath stacking during lung-protective ventilation for acute lung injury. **Critical Care Medicine**. 2008.

PRAPAS. S. N. *et al*. Predictors of prolonged mechanical ventilation following aorta no-touch off-pump coronary artery bypass surgery. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**. v. 32. n. 3. p. 488–492. 2007.

PRINIANAKIS. G.; KONDILI. E.; GEORGOPOLOUS. D. **Patient-ventilator interaction: An overview** **Respiratory Care Clinics of North America**. 2005.

PUTENSEN. C.; WRIGGE. H.; ZINSERLING. J. Electrical impedance tomography guided ventilation therapy. **Current opinion in critical care**. v. 13. n. 3. p. 344–350. 2007.

RAGNARSDOTTIR. M. *et al*. Short-term changes in pulmonary function and respiratory movements after cardiac surgery via median sternotomy. **Scandinavian Cardiovascular Journal**. v. 38. p. 46–52. 2004.

RAJAKARUNA. C. *et al*. Risk factors for and economic implications of prolonged ventilation after cardiac surgery. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**. v. 130. n. 5. p. 1270–1277. 2005.

RAMIREZ. I. I. *et al*. Ability of ICU Health-Care Professionals to Identify Patient-Ventilator Asynchrony Using Waveform Analysis. **Respiratory Care**. v. 62. n. 2. p. 144–149. 2017.

REDDY. S. L. C. *et al*. Logistic Risk Model for Prolonged Ventilation After Adult Cardiac Surgery. **Annals of Thoracic Surgery**. v. 84. n. 2. p. 528–536. 2007.

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**. 2005.

ROBINSON. B. R. *et al*. Patient-Ventilator Asynchrony in a Traumatically Injured Population. **Respiratory Care**. 2013.

ROSE. L. Strategies for weaning from mechanical ventilation: A state of the art review. **Intensive and Critical Care Nursing**. v. 31. n. 4. p. 189–195. 2015.

SAMANTARAY. A.; HEMANTH. N. Comparison of two ventilation modes in post-cardiac surgical patients. **Saudi Journal of Anaesthesia**. v. 5. n. 2. p. 173. 2011.

SARKAR. S.; DONN. S. M. In Support of Pressure Support. **Clinics in Perinatology**. v. 34. n. 1. p. 117–128. 2007.

SCOTT K EPSTEIN. M. How Often Does Patient-Ventilator Asynchrony Occur and What Are the Consequences? **Respiratory Care**. v. 56. n. 1. p. 25–38. 2011.

SHANDER. A. *et al.* **Clinical and economic burden of postoperative pulmonary complications: Patient safety summit on definition, risk-reducing interventions, and preventive strategies** *Critical Care Medicine*. 2011.

SHARMA. V. *et al.* A derived and validated score to predict prolonged mechanical ventilation in patients undergoing cardiac surgery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**. 2016.

SIDDIQUI. M.-M. A.; PARAS. I.; JALAL. A. Risk factors of prolonged mechanical ventilation following open heart surgery: what has changed over the last decade? **Cardiovascular diagnosis and therapy**. v. 2. n. 4. p. 192–9. 2012.

SINDERBY. C. *et al.* An automated and standardized neural index to quantify patient-ventilator interaction. **Critical care (London, England)**. v. 17. n. 5. p. R239. 2013.

STEPHENS. R. S.; SHAH. A. S.; WHITMAN. G. J. R. Lung Injury and Acute Respiratory Distress Syndrome After Cardiac Surgery. **The Annals of Thoracic Surgery**. v. 95. n. 3. p. 1122–1129. 2013.

SUBIRÀ. C. *et al.* Minimizing Asynchronies in Mechanical Ventilation: Current and Future Trends. **Respiratory Care**. p. respcare.05949. 2018.

SULZER. C. F. *et al.* Adaptive Support Ventilation for Fast Tracheal Extubation After Cardiac Surgery. **Anesthesiology**. v. 95. p. 1339–1345. 2001.

TENLING. ARNE HACHENBERG. THOMAS TYDÉN. HANS WEGENIUS. G. H.; GORAN. Atelectasis and Gas Exchange after cardiac surgery. **Anesthesiology**. v. 89. n. 2. p. 371–8. 1998.

THILLE. A. W. *et al.* Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. **Intensive Care Medicine**. v. 32. n. 10. p. 1515–1522. 2006.

THILLE. A. W. *et al.* Reduction of patient-ventilator asynchrony by reducing tidal volume during pressure-support ventilation. **Intensive Care Medicine**. v. 34. n. 8. p. 1477–1486. 2008.

THILLE. A. W.; BROCHARD. L. Promoting Patient-Ventilator Synchrony. **Clinical Pulmonary Medicine**. v. 14. n. 6. p. 350–359. 2007.

TOTONCHI. Z. *et al.* Predictors of prolonged mechanical ventilation after open heart surgery. **Journal of Cardiovascular and Thoracic Research**. v. 6. n. 4. p. 211–216. 2014.

TROUILLET. J.-L. *et al.* Prolonged mechanical ventilation after cardiac surgery: Outcome and predictors. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**. v. 138. n. 4. p. 948–953. 2009.

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

VITALE. V. *et al.* Neurally adjusted ventilatory assist and lung transplant in a child: A case report. **Pediatric critical care medicine: a journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies**. v. 11. n. 5. p. e48-51. 2010.

WANG. C. *et al.* A local risk prediction model for prolonged ventilation after adult heart valve surgery in a Chinese single center. **Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care**. v. 42. n. 1. p. 13–18. 2013.

WEISSMAN. C. Pulmonary function after cardiac and thoracic surgery. p. 47–51. 2000.

WELSBY. I. J. *et al.* The association of complication type with mortality and prolonged stay after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass. **Anesthesia and analgesia**. v. 94. n. 5. p. 1072–8. 2002.

WIT. M. DE. Monitoring of Patient-Ventilator Interaction at the Bedside. **Respiratory Care**. v. 56. n. 1. p. 61–72. 2011.

WONG. W.-T. *et al.* Fast-track cardiac care for adult cardiac surgical patients. In: **Cochrane Database of Systematic Reviews**. [s.l.: s.n.].

WRIGGE. H. *et al.* Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. **Critical care medicine**. v. 36. n. 3. p. 903–909. 2008.

WYNNE. R.; BOTTI. M. Postoperative pulmonary dysfunction in adults after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass: clinical significance and implications for practice. **American Journal of Critical care**. v. 13. n. September. p. 384–393. 2004.

YENDE. S.; WUNDERINK. R. Causes of prolonged mechanical ventilation after coronary artery bypass surgery. **Chest**. v. 122. n. 1. p. 245–252. 2002.

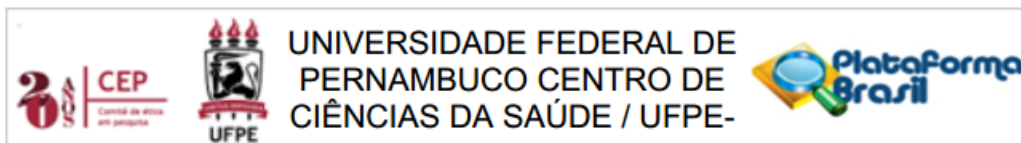
YONIS. H. *et al.* Patient-ventilator synchrony in Neurally Adjusted Ventilatory Assist (NAVA) and Pressure Support Ventilation (PSV): a prospective observational study. **BMC anesthesiology**. v. 15. p. 117. 2015.

YOUNES. M. *et al.* A method for monitoring and improving patient: Ventilator interaction. **Intensive Care Medicine**. v. 33. n. 8. p. 1337–1346. 2007.

ZHAO. Z.; STEINMANN. D.; GUTTMANN. J. Global and local inhomogeneity indices of lung ventilation based on electrical impedance tomography. n. Vili. p. 256–259. 2009.

ZUPANCICH. E. *et al.* Mechanical ventilation affects inflammatory mediators in patients undergoing cardiopulmonary bypass for cardiac surgery: A randomized clinical trial. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**. v. 130. n. 2. p. 378–383. 2005.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeitos da ventilação controlada à volume, à pressão e da pressão de suporte no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca sobre a impedância elétrica pulmonar, mobilidade diafragmática e sincronia no desmame: ensaio clínico paralelo

Pesquisador: WAGNER SOUZA LEITE

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 63115116.5.0000.5208

Instituição Proponente: Departamento de Fisioterapia - DEFISIO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.928.293

Apresentação do Projeto:

Projeto de Pesquisa a ser desenvolvido como requisito para qualificação para obtenção do grau de mestre em Fisioterapia pela Universidade Federal de Pernambuco orientado pela Profa Shirley Lima Campos. O Desenho de estudo será um ensaio clínico paralelo randomizado, que compara duas intervenções sem uma população saudável como controle. O presente estudo será desenvolvido no período Fevereiro de 2017 à Outubro de 2017 na unidade de terapia cardiológica do Real Hospital Português de Beneficência em Pernambuco, Recife – PE, com cooperação de pesquisadores da LIM-09 da FMUSP (laboratório de investigação médica em Pneumologia da Faculdade de Medicina de São Paulo), LACAP-UFPE (Laboratório de Fisiologia e Fisioterapia Cardiorespiratória da Universidade Federal de Pernambuco) e LINDEF-UFPE (Laboratório Multiusuário de Inovação Instrumental e Desempenho FísicoFuncional da Universidade Federal de Pernambuco). A amostra será constituída de pacientes de pós-operatório de cirurgia cardíaca, em ventilação mecânica internados na UTI cardiológica do hospital vinculado ao estudo. O calculo amostral será realizado a partir de um estudo piloto com 10 pacientes, considerando alfa de 0,05 bicaudal, beta 0,80 e a diferença de médias das mensurações dos principais desfechos (Z, ângulo de e mobilidade diafragmática) realizado pela calculadora MGH desenvolvida por David A. Schoenfeld, Ph.D com apoio da MGH

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS

Bairro: Cidade Universitária

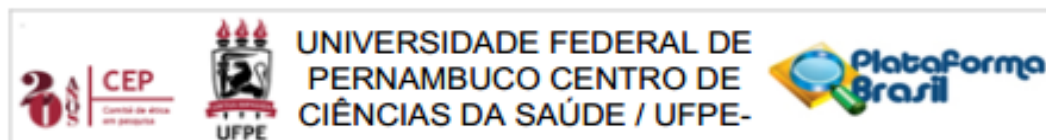
CEP: 50.740-600

UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 1.928.293

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

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

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

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

Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética, relatórios parciais das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

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

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_820453.pdf	19/12/2016 10:24:06		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetoWagner191216.docx	19/12/2016 10:23:42	WAGNER SOUZA LEITE	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE.docx	19/12/2016 10:18:08	WAGNER SOUZA LEITE	Aceito

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 – REGISTRO DE PROTOCOLO NO *CLINICAL TRIALS*

ClinicalTrials.gov PRS
Protocol Registration and Results System

ClinicalTrials.gov Protocol Registration and Results System (PRS) Receipt
Release Date: March 16, 2018

ClinicalTrials.gov ID: NCT03141216

Study Identification

Unique Protocol ID: 03021991

Brief Title: Effects of Mechanical Ventilation on Pulmonary Electrical Impedance, Diaphragmatic Mobility and Patient-ventilator Synchrony

Official Title: Effects of Mechanical Ventilation on Controlled Volume, Controlled Pressure and Pressure Support in the Immediate Postoperative Period of Cardiac Surgery on Pulmonary Electrical Impedance, Diaphragmatic Mobility and Synchrony at Weaning: a Parallel Clinical Trial

Secondary IDs:

Study Status

Record Verification: March 2018

Overall Status: Recruiting

Study Start: March 9, 2017 [Actual]

Primary Completion: December 31, 2017 [Actual]

Study Completion: June 2018 [Anticipated]

Sponsor/Collaborators

Sponsor: Universidade Federal de Pernambuco

Responsible Party: Principal Investigator

Investigator: Wagner Souza Leite [wleite]

Official Title: Master's Program student

Affiliation: Universidade Federal de Pernambuco

Collaborators: Real Hospital Português de Beneficência em Pernambuco

Oversight

U.S. FDA-regulated Drug: No

U.S. FDA-regulated Device: No

U.S. FDA IND/IDE: No

Human Subjects Review: Board Status: Approved

Approval Number: 63115116.5.0000.5208

Board Name: Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

Board Affiliation: Comitê de Ética em Pesquisa - CEP/UFPE

Phone: +55812126.8588

Email: cepccs@ufpe.br

ANEXO C- CARTA DE ANUÊNCIA



CARTA DE ANUÊNCIA

Declaramos para os devidos fins, que aceitaremos a pesquisadora **Wagner Souza Leite**, a desenvolver o seu projeto de pesquisa intitulado de **"Efeitos da Ventilação Controlada à Volume, à Pressão e da Pressão de Suporte no Pós-operatório Imediato de Cirurgia Cardíaca Sobre a Impedância Elétrica Pulmonar, Mobilidade Diafragmática e Sincronia no Desmame: Ensaio Clínico Paralelo."**, que está sob a orientação da Professora Shirley Lima Campos, cujo o objetivo é investigar os efeitos dos modos ventilatórios controlados e assistidos à volume, à pressão e pressão de suporte sobre a impedância elétrica pulmonar, mobilidade diafragmática e sincronia no desmame em pacientes no pós-operatório cardíaco. Esta autorização está condicionada ao cumprimento do pesquisador aos requisitos da Resolução 466/12 e suas complementares, comprometendo-se o mesmo a utilizar os dados pessoais dos sujeitos da pesquisa, exclusivamente para os fins científicos, mantendo o sigilo e garantindo a não utilização das informações em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades. Dentro destes critérios fica autorizado o acesso dos prontuários envolvidos na pesquisa.

Antes de iniciar a coleta de dados o pesquisador deverá apresentar a esta Instituição o parecer Consubstanciado devidamente aprovado, emitido por Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, Credenciado ao Sistema CEP/CONEP.

Recife, 06 de dezembro de 2016

Dra. Maria do Carmo Lencastre
Diretora Médica/ Técnica - RHP

REAL HOSPITAL PORTUGUÊS DE BENEFICÊNCIA EM PE
Av. Agamenon Magalhães, Nº 4760 Paissandu - Recife / PE
CEP: 52.010.902 CGC: 10.892.164/0001-24 Fone: (81) 3416-1122