

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL – CPGEI

ADRIANE MULLER NAKATO ALVES

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS RESPIRATÓRIOS DE CRIANÇAS EM  
PÓS-OPERATÓRIO DE CIRURGIA CARDÍACA COM ATELECTASIA  
E DERRAME PLEURAL**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2013

ADRIANE MULLER NAKATO ALVES

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS RESPIRATÓRIOS DE CRIANÇAS EM  
PÓS-OPERATÓRIO DE CIRURGIA CARDÍACA COM ATELECTASIA  
E DERRAME PLEURAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Jr

CURITIBA  
2013

---

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

A474 Alves, Adriane Muller Nakato  
Análise dos parâmetros respiratórios de crianças em pós-operatório de cirurgia cardíaca com atelectasia e derrame pleural / Adriane Muller Nakato Alves. – 2013.  
122 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Bertoldo Schneider Junior.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2013.  
Bibliografia: f. 94-105.

1. Pediatria. 2. Coração – Cirurgia. 3. Tórax – Cirurgia. 4. Atelectasia. 5. Derrame pleural. 6. Respiração artificial. 7. Raios X. 8. Engenharia biomédica. 9. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schneider Junior, Bertoldo, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Título da Dissertação Nº.626

**“Análise dos Parâmetros Respiratórios de Crianças  
no Pós – Operatório de Cirurgia Cardíaca com  
Atelectasia e Derrame Pleural”**

por

**Adriane Müller Nakato Alves**

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Câmpus Curitiba, às 14h do dia 07 de fevereiro de 2013. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos doutores:

---

Bertoldo Schneider Jr, Dr.  
(Presidente – UTFPR)

---

Profª Silvia Regina Valderramas Dr.  
(FEPAR)

---

Prof. Pedro Miguel Gewehr, Dr.  
(UTFPR)

Visto da coordenação:

---

Prof. Ricardo Lüders, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

Adendo: onde se lê Título da Dissertação Nº 626, leia-se Título da Dissertação Nº 625.

Dedico esta dissertação primeiramente a Deus, pois sem Ele nada seria possível.

À minha família e esposo pelo apoio incondicional, incentivo e carinho.

Ao meu orientador por sempre estar disposto a ensinar e sempre me atender com muita paciência.

Enfim, a todos que de alguma forma tornaram este caminho mais fácil de ser percorrido.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus que sempre iluminou meus caminhos e sempre esteve presente em minha vida.

A minha mãe Tereza e meu irmão Darlan pelo suporte familiar e pelo carinho.

Ao meu pai Tsunemi, que apesar de distante sempre incentivou os meus estudos.

Ao meu esposo Marcus Vinicius Alves que esteve presente em todos os momentos desta conquista, com paciência, incentivo e amor.

Ao meu orientador Bertoldo Schneider Jr, pelo incentivo à pesquisa e por ter aberto a porta para uma fisioterapeuta em uma universidade de prestígio na área da engenharia, obrigada pela orientação, dedicação e confiança em mim depositada.

À UTFPR, HPP e a CAPES por fornecerem locais, estrutura física e suporte financeiro para desenvolvimento desta pesquisa.

À fisioterapeuta do HPP Adriana Maria Trevisan Barreto Domingues, pela ajuda inicial no projeto de pesquisa, pela paciência e compreensão.

Aos todos os pais voluntários que permitiram que seus filhos participassem desta pesquisa.

Aos professores, pelo conhecimento compartilhado.

Ao professor Hugo Vieira Neto pela ajuda estatística.

Aos meus colegas Eddy Krueger e Carmen Caroline Rasesa pela ajuda e cooperação necessária para a concretização de minha pesquisa e também pela partilha das dificuldades e problemas, estando sempre disposto a ouvir e ajudar.

## RESUMO

NAKATO, Adriane Muller. **Análise dos parâmetros respiratórios de crianças em pós-operatório de cirurgia cardíaca com atelectasia e derrame pleural**. 2013. 122 f. Dissertação. (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná). Curitiba, 2013.

A análise da mecânica respiratória possibilita verificar o funcionamento pulmonar e as possíveis alterações por alguma complicação ou lesão do pulmão. A análise da gasometria arterial é importante nos ajustes dos parâmetros ventilatórios, possibilitando verificar complicações relacionadas à ventilação. O objetivo principal deste estudo é associar os parâmetros físicos e funcionais do pulmão de crianças de 0 a 1 ano sob ventilação mecânica invasiva no pós-operatório de cirurgia cardíaca através da análise dos parâmetros ventilatórios e da mecânica respiratória com o procedimento radiográfico convencional. No total, 46 crianças foram analisadas nesta faixa etária, porém somente aquelas que apresentaram padrão respiratório e radiografias representativas de atelectasia e derrame pleural foram selecionadas. Das 30 crianças selecionadas, 10 apresentam atelectasia e 8 derrame pleural (DP). Os dados analisados são de antes e após o surgimento da complicação pulmonar. Os dados das crianças que não apresentaram nenhuma complicação inicialmente foram utilizados para verificar a possibilidade da análise da mecânica respiratória através dos ciclos controlados e a sua relação com os dados da gasometria arterial. Foram coletados dados da mecânica respiratória através do monitor gráfico Inter® GMX e do programa Wintracer e a análise da área do pulmão pela radiografia através do AutoCad® 2012. A análise das ondas controladas do ciclo respiratório em modo assistido controlado dos recém-nascidos mostra que o pH não se altera, em relação ao valor esperado normal. Todos os parâmetros da mecânica respiratória apresentaram alteração entre os estados sem e com complicação pulmonar. Os grupos com atelectasia apresentou significância estatística para redução nos parâmetros de volume corrente (VC), área do pulmão (AP) e pressão parcial de oxigênio arterial (PaO<sub>2</sub>) e aumento em frequência respiratória (FR) e Tempo em ventilação mecânica invasiva (VMI). No grupo DP a redução foi significativa em AP e houve aumento significativo do Tempo em VMI. Os valores de complacência ficaram abaixo da normalidade para a idade e de resistência acima dos valores considerados normais em todos os grupos. Os resultados do coeficiente de Spearman ( $\rho$ ) que apresentaram significância estatística entre a AP com os parâmetros pulmonares foram para o grupo com atelectasia no parâmetro de resistência das vias aéreas (RVA) ( $\rho = -0,648$  e  $P = 0,043$ ) e para o grupo com DP no parâmetro complacência estática (Cest) ( $\rho = 0,786$  e  $P = 0,021$ ). Os resultados deste estudo mostram que a análise da mecânica respiratória pode ser realizada diariamente nestas crianças e ser utilizada com frequência, pois possibilita informações importantes do funcionamento pulmonar e esta análise pode ser feita em modo assistido controlado, sem a necessidade de sedar a criança. A estrutura física se correlacionou com a funcionalidade do pulmão. Apesar de nem todos os parâmetros terem sido correlacionados significativamente, existe correlação entre a estrutura do pulmão com sua função.

**Palavra chave:** atelectasia, derrame pleural, cirurgia torácica pediatria, mecânica respiratória, raios X.

## ABSTRACT

NAKATO, Adriane Muller. **Analysis of respiratory parameters in children after cardiac surgery with atelectasis and pleural effusion**. 2013. 122 p. Dissertation. (Post-Graduate Program in Electrical Engineering and Computer Science Industrial of the Federal Technological University of Paraná). Curitiba, 2013.

The analysis of respiratory mechanics allows to check lung function and changes for complication or injury of the lung. The analysis of arterial blood gases is important for adjustments in ventilatory parameters, enabling to check complications related to ventilation. The main objective of this study is to associate physical and functional parameters of the lung in children aged 0 to 1 year old, under mechanical ventilation postoperative cardiac surgery through the analysis of ventilatory parameters, respiratory mechanics with conventional radiographic procedure. In total, 46 children were analyzed in this age, but only those who had respiratory pattern and representative radiographs of the atelectasis and pleural effusion were selected. From 30 selected children, 10 had atelectasis and 8 had pleural effusion (PE). The data were analyzed before and after the onset of pulmonary complication. The data of the children without complication was originally used to check the possibility of analysis of respiratory mechanics through controlled cycles and their relationship to the data of arterial blood gases. Data were collected through the respiratory mechanics monitor and graph Inter ® GMX and program Wintracer and analysis of lung area by radiography through AutoCAD ® 2012. The analysis of the controlled waves of the respiratory cycles in assisted controlled mode of the newborn showed that the potential of hydrogen ionic (pH) does not change relatively to the value expected normal. All parameters of respiratory mechanics showed alterations between states with and without pulmonary complication. Among the groups with atelectasis there was statistically significant reduction in parameters tidal volume ( $V_T$ ), lung area (LA) and partial pressure of arterial oxygen ( $PaO_2$ ) and increase in respiratory frequency (RF) and Time in invasive mechanical ventilation (IMV). For the PE group there was a significant decrease in LA and significant increase in time at IMV. The compliance values were below normal for age and the resistance above normal values in all groups. The results of the Spearman coefficient ( $\rho$ ) showed statistical significance between the LA with the parameters for the pulmonary atelectasis group in Raw parameters ( $\rho = -0.648$  and  $P = 0.043$ ) and the group with PE in  $C_{st}$  ( $\rho = 0.786$  and  $P = 0.021$ ). The results of this study have shown that the analysis of respiratory mechanics can be performed daily in these children and be used frequently. It allows important information of lung function and can be analyzed in assisted controlled mode without the need of sedating the child. The physical structure correlated with the functionality of the lung, although not all parameters have been well correlated. Also, there is a correlation between the structure of lung and its function.

**Key words:** atelectasis, pleural effusion, pediatric thoracic surgery, respiratory mechanics, X-ray.



## LISTA DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 1 – ILUSTRAÇÃO DAS CARDIOPATIAS CONGÊNITAS - A) CIV; B) CIA.....  | 23 |
| FIGURA 2 – A) CoAo; B) PCA; C) CANAL ARTERIAL.....   | 25 |
| FIGURA 3 – ILUSTRAÇÃO DE UM CORAÇÃO COM TETRALOGIA DE FALLOT. ....   | 25 |
| FIGURA 5 – SUGESTIVO DE DP, COM OPACIDADE À DIREITA. ....  | 34 |
| FIGURA 6 – SISTEMA FECHADO DE ALIMENTAÇÃO USADO NO VENTILADOR MICROPROCESSADO.....   | 36 |
| FIGURA 7 – CURVA GRÁFICA DE PRESSÃO x TEMPO. EM A OCORRE UMA DEFLEXÃO NEGATIVA INDICANDO UM CICLO ASSISTIDO, DEVIDO AO ESFORÇO DO PACIENTE. EM B NÃO OCORRE ESFORÇO E NEM DETECÇÃO, INDICANDO UM CICLO CONTROLADO. ....    | 37 |
| FIGURA 8 – DIFERENÇA ENTRE OS MODOS VENTILATÓRIOS CONTROLADO E ASSISTIDO-CONTROLADO ATRAVÉS DE UMA REPRESENTAÇÃO GRÁFICA. ....   | 38 |
| FIGURA 9 – POSIÇÃO DO PNEUMOTACÓGRAFO CONECTADO NO VENTILADO E NA CÂNULA OROTRAQUEAL.....  | 42 |
| FIGURA 10 – SENSOR DE FLUXO DO TIPO PNEUMOTACÓGRAFO (DIFERENCIAL DE PRESSÃO).....  | 42 |
| FIGURA 11 – PNEUMOTÁCOGRAFO PARA MEDIÇÕES NA BOCA: (A) ADAPTADOR DE DIÂMETRO QUE ATUA COMO UM DIFUSOR. (B) UMA APLICAÇÃO EM QUE UM FLUXO CONSTANTE É USADO PARA LIMPAR O ESPAÇO MORTO. ....                                | 43 |
| FIGURA 12 – ONDAS DE FLUXO, VOLUME E PRESSÃO DO CICLO RESPIRATÓRIO APRESENTADO EM FORMA GRÁFICA. NO GRÁFICO PRESSÃO É POSSÍVEL VISUALIZAR A PRESSÃO DE PICO, PRESSÃO DE PLATÔ, APÓS UMA PAUSA INSPIRATÓRIA, E O PEEP. .... | 50 |
| FIGURA 13 – GRÁFICO DE FLUXO EM RELAÇÃO AO TEMPO. 4-2 TEMPO INSPIRATÓRIO; 1-2 PAUSA INSPIRATÓRIA; 2-4 TEMPO EXPIRATÓRIO; 3-4 PAUSA EXPIRATÓRIA.....  | 50 |
| FIGURA 14 – GRÁFICO DA PRESSÃO E FLUXO EM RELAÇÃO AO TEMPO. ....   | 51 |
| FIGURA 15 – IMAGEM ILUSTRATIVA DA EXPOSIÇÃO DO PACIENTE AOS RAIOS X PARA OBTENÇÃO DE UMA RADIOGRAFIA. ....   | 56 |
| FIGURA 16 – TELA DE APRESENTAÇÃO GRÁFICA DO SOFTWARE WINTRACER. ....   | 62 |
| FIGURA 17 – DELIMITAÇÃO DA ÁREA PULMONAR ATRAVÉS DA RADIOGRAFIA. FOI UTILIZADA APENAS A ÁREA SEM A LESÃO PULMONAR DE ATELECTASIA (17 FEVEREIRO- SEM  |    |

|  |    |
|--|----|
| ATELECTASIA; 01 MARÇO- COM ATELECTASIA, AMBAS<br>IMAGENS DO ANO DE 2012).  | 63 |
| FIGURA 18 – CAPTAÇÃO DA MEDIDA DA ALTURA DO TÓRAX DO BEBÊ,<br>COM MEDIDA ENTRE A PRIMEIRA COSTELA E O MÚSCULO<br>DIAFRAGMA.                              | 63 |
| FIGURA 19– CAPTAÇÃO DA MEDIDA DA LARGURA DO TÓRAX DO BEBÊ,<br>COM MEDIDA ENTRE A LINHA AXILAR.   | 64 |
| FIGURA 20– TRANSMISSÃO DOS DADOS DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA  | 65 |
| FIGURA 21– CAPTAÇÃO DA IMAGEM ATRAVÉS DA MÁQUINA DE RAIOS X<br>NO MESMO MOMENTO EM QUE SÃO ARMAZENADOS OS<br>DADOS VENTILATÓRIOS NO COMPUTADOR PORTÁTIL. | 66 |
| FIGURA 22– FLUXOGRAMA DAS SEPARAÇÕES DOS GRUPOS ANALISADOS.  | 69 |
| FIGURA 23– DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE PH MENSURADA PELA<br>GASOMETRIA ARTERIAL.   | 74 |
| FIGURA 24 – DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE PaCO <sub>2</sub> (mmHg)<br>MENSURADA PELA GASOMETRIA ARTERIAL.  | 74 |
| FIGURA 25 – DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE PaO <sub>2</sub> (mmHg)<br>MENSURADA PELA GASOMETRIA ARTERIAL.   | 75 |
| FIGURA 26 – DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> (mEq/L)<br>MENSURADA PELA GASOMETRIA ARTERIAL.                                 | 75 |
| FIGURA 27– DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE FR (rpm) MENSURADA<br>PELA GASOMETRIA ARTERIAL.   | 76 |
| FIGURA 28 – DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS DE SaO <sub>2</sub> (%) MENSURADA<br>PELA GASOMETRIA ARTERIAL.  | 76 |
| FIGURA 29 – REDUÇÃO SIGNIFICATIVA DA ÁREA DO PULMÃO NO GRUPO<br>SEM/COM ATELECTASIA.   | 81 |
| FIGURA 30 – REDUÇÃO SIGNIFICATIVA DA ÁREA DO PULMÃO NO GRUPO<br>SEM/COM DP.  | 82 |
| FIGURA 31– AUMENTO SIGNIFICATIVO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA<br>NO GRUPO SEM/COM ATELECTASIA.   | 83 |
| FIGURA 32 – REDUÇÃO SIGNIFICATIVA DO VOLUME CORRENTE NO<br>GRUPO SEM/COM ATELECTASIA.  | 84 |
| FIGURA 33 – REDUÇÃO SIGNIFICATIVA DA PAO <sub>2</sub> NO GRUPO SEM/COM<br>ATELECTASIA.   | 85 |
| FIGURA 34 – AUMENTO SIGNIFICATIVO DOS DIAS EM VM NO GRUPO<br>SEM/COM ATELECTASIA.  | 86 |
| FIGURA 35 – AUMENTO SIGNIFICATIVO DOS DIAS EM VMI NO GRUPO<br>SEM/COM DP.  | 87 |

## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| TABELA 1– FREQUÊNCIA DAS CARDIOPATIAS CONGÊNITAS. ....   | 21 |
| TABELA 2– PARÂMETROS VENTILATÓRIOS INICIAIS EM NEONATOLOGIA<br>E PEDIATRIA .....   | 43 |
| TABELA 3– VALORES NORMAIS DA CEST EM PEDIATRIA.....  | 47 |
| TABELA 4 –VALORES DE REFERÊNCIA DA RESISTÊNCIA DAS VIAS<br>AÉREAS. ....  | 48 |
| TABELA 5– VALORES DE REFERÊNCIA DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA .....   | 49 |
| TABELA 6– VALORES NORMAIS DE PaO <sub>2</sub> E PaCO <sub>2</sub> (mmHg NAS DIVERSAS<br>FAIXAS ETÁRIAS. ....   | 52 |
| TABELA 7– TIPO DE DISTÚRBIOS ÁCIDO-BÁSICOS.....  | 55 |
| TABELA 8– CARACTERÍSTICAS DAS CRIANÇAS ANALISADAS .....  | 70 |
| TABELA 9– CARACTERÍSTICAS DESCRITIVA DO GRUPO SEM LESÃO<br>PULMONAR (N = 30). ....   | 71 |
| TABELA 10– COMPARAÇÃO DO GRUPO EM RELAÇÃO AOS VALORES DE<br>NORMALIDADE ATRAVÉS DO TESTE WILCOXON (W) E MANN<br>– WHITNEY (MW) (N = 30). ....                                  | 72 |
| TABELA 11– DIFERENÇAS DO GRUPO SEM LESÃO EM RELAÇÃO AOS<br>VALORES DE REFERÊNCIA (NORMAIS) DA GASOMETRIA<br>ARTERIAL ATRAVÉS DO TESTE T DE STUDENT (TESTE<br>PARAMÉTRICO)..... | 73 |
| TABELA 12– COMPARAÇÃO DO GRUPO COM ATELECTASIA EM RELAÇÃO<br>AOS VALORES DE NORMALIDADE ATRAVÉS DO TESTE<br>WILCOXON (W) E MANN – WHITNEY (MW) (N = 10). ....                  | 77 |
| TABELA 13– COMPARAÇÃO DO GRUPO DP EM RELAÇÃO AOS VALORES DE<br>NORMALIDADE ATRAVÉS DO TESTE WILCOXON (W) E MANN<br>– WHITNEY (MW) (N = 8). ....                                | 77 |
| TABELA 14– DESCRIÇÃO DAS ALTERAÇÕES DAS VARIÁVEIS ANTES E<br>APÓS A ATELECTASIA. ....  | 78 |
| TABELA 15– DESCRIÇÃO DAS ALTERAÇÕES DAS VARIÁVEIS ANTES E<br>APÓS O DERRAME PLEURAL (DP). ....   | 79 |
| TABELA 16– CORRELAÇÃO DA ÁREA DO PULMÃO COM AS VARIÁVEIS DA<br>MECÂNICA RESPIRATÓRIA ATRAVÉS DO COEFICIENTE DE<br>SPEARMAN (p). ....   | 88 |
| TABELA 17– USO DA ANÁLISE DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA NA UTI<br>CARDÍACA HPP .....  | 89 |

## ABREVIATURAS

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| Å                              | Angstrom   |
| AP                             | Área do pulmão   |
| BE                             | Excesso de Base  |
| C <sub>din</sub>               | Complacência dinâmica  |
| CEC                            | Circulação Extracorpórea   |
| C <sub>est</sub>               | Complacência estática  |
| CIA                            | Comunicação Interatrial  |
| CIV                            | Comunicação Interventricular   |
| cmH <sub>2</sub> O             | Centímetro de água   |
| CO <sub>2</sub>                | Dióxido de carbono   |
| CoAo                           | Coarctação da aorta  |
| CPAP                           | <i>Continuous Positive Airway Pressure</i> – pressão positiva contínua nas vias aéreas |
| CPT                            | Capacidade Pulmonar Total  |
| DP                             | Derrame Pleural  |
| DSAV                           | Defeito do septo atrioventricular  |
| EA                             | Estenose Aórtica   |
| EP                             | Estenose Pulmonar  |
| FiO <sub>2</sub>               | Fração inspirada de oxigênio   |
| FR                             | Frequência Respiratória  |
| H <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> | Ácido Carbônico  |
| H <sub>2</sub> O               | Água   |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>  | Bicarbonato  |
| HPP                            | Hospital Infantil Pequeno Príncipe   |
| I:E                            | Relação inspiração/ expiração  |
| L/min                          | Litros por minuto  |
| L                              | Litros   |
| mEq/L                          | Miliequivalentes por litros  |
| kg                             | Quilograma   |
| ml                             | Mililitros   |
| mmHg                           | Milímetro de mercúrio  |
| O <sub>2</sub>                 | Oxigênio   |
| PaCO <sub>2</sub>              | Pressão Parcial de Dióxido de Carbono Arterial   |
| PaO <sub>2</sub>               | Pressão Parcial de Oxigênio Arterial   |
| PCA                            | Persistência do Canal Arterial   |
| PEEP                           | <i>Positive end expiratory pressure</i> – pressão positiva no final da expiração       |
| pH                             | Potencial de Hidrogênio Iônico   |
| PIP                            | Pico de pressão inspiratória   |
| Po                             | Pressão oral   |

|                  |   |
|------------------|---|
| Ppico            | Pressão de pico                             |
| Pplat            | Pressão de platô                            |
| PTA              | Pressão transaérea                          |
| RN               | Recém-nascido                               |
| rpm              | Respiração por minuto                       |
| RVA              | Resistência das vias aéreas                 |
| s                | Segundos                                    |
| SaO <sub>2</sub> | Saturação Arterial de Oxigênio              |
| SDRA             | Síndrome da Angustia Respiratória Aguda     |
| T4F              | Tetralogia de Fallot                        |
| TC               | Tomografia Computadorizada                  |
| TCGA             | Transposição corrigida das grandes artérias |
| TE               | Tempo Expiratório                           |
| TGA              | Transposição das grandes artérias           |
| TI               | Tempo Inspiratório                          |
| TOT              | Tubo orotraqueal                            |
| US               | Ultrassonografia                            |
| UTI              | Unidade de Terapia Intensiva                |
| VC               | Volume Corrente                             |
| VM               | Ventilação Mecânica                         |
| VMI              | Ventilação Mecânica Invasiva                |
| VR               | Volume Residual                             |
| $\Delta P$       | Varição de pressão                          |
| $\Delta V$       | Varição de volume                           |

## SUMÁRIO

|  |    |
|--|----|
| <b>1 INTRODUÇÃO</b> .....                              | 15 |
| 1.1 MOTIVAÇÕES .....                                   | 15 |
| 1.2 JUSTIFICATIVA .....                                | 18 |
| 1.3 OBJETIVOS.....                                     | 19 |
| 1.3.1 Objetivo Geral .....                             | 19 |
| 1.3.2 Objetivos Específicos .....                      | 19 |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....                   | 20 |
| 2.1 CARDIOPATIA CONGÊNITA.....                         | 20 |
| 2.1.1 Comunicação Interventricular (CIV).....          | 22 |
| 2.1.2 Comunicação Interatrial (CIA).....               | 22 |
| 2.1.3 Coarctação da aorta (CoAo) .....                 | 23 |
| 2.1.4 Persistência do canal arterial (PCA).....        | 24 |
| 2.1.5 Tetralogia de Fallot (T4F) .....                 | 25 |
| 2.2 CIRURGIAS CARDÍACAS PEDIÁTRICAS .....              | 26 |
| 2.2.1 Circulação Extracorpórea (CEC).....              | 27 |
| 2.3 SISTEMA RESPIRATÓRIO DO RECÉM NASCIDO .....        | 28 |
| 2.4 ATELECTASIA .....                                  | 30 |
| 2.4.1 Diagnóstico da atelectasia .....                 | 31 |
| 2.5 DERRAME PLEURAL.....                               | 31 |
| 2.5.1 Diagnóstico nos derrames pleurais .....          | 33 |
| 2.6 VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA.....                  | 35 |
| 2.6.1 Modos Ventilatórios .....                        | 36 |
| 2.6.1.1 Ventilação mecânica controlada.....            | 36 |
| 2.6.1.2 Ventilação mecânica assistida .....            | 37 |
| 2.6.1.3 Ventilação assistido-controlada.....           | 37 |
| 2.6.2 Ciclo respiratório .....                         | 38 |
| 2.6.3 Formas de ciclagem .....                         | 39 |
| 2.6.3.1 Ciclados a pressão .....                       | 39 |
| 2.6.3.2 Ciclados a volume .....                        | 39 |
| 2.6.3.3 Ciclados a tempo .....                         | 40 |
| 2.7 MONITORAÇÃO RESPIRATÓRIA .....                     | 40 |
| 2.7.1 Pneumotacógrafo .....                            | 41 |
| 2.7.2 Parâmetros pulmonares em pacientes neonatos..... | 43 |
| 2.7.2.1 Pressão .....                                  | 43 |
| 2.7.2.2 Volume .....                                   | 44 |
| 2.7.2.3 Fluxo.....                                     | 45 |
| 2.7.2.4 Complacência .....                             | 45 |
| 2.7.2.4.1 Complacência estática .....                  | 46 |
| 2.7.2.4.2 Complacência dinâmica.....                   | 47 |

|   |            |
|---|------------|
| 2.7.2.5 Resistência.....  | 48         |
| 2.8 ONDAS DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA.....   | 49         |
| 2.9 GASOMETRIA ARTERIAL .....   | 51         |
| 2.9.1 Pressão parcial de oxigênio arterial (PaO <sub>2</sub> ) .....  | 52         |
| 2.9.2 Pressão parcial de CO <sub>2</sub> arterial (PaCO <sub>2</sub> ).....   | 52         |
| 2.9.3 Potencial de hidrogênio iônico (pH).....  | 53         |
| 2.9.4 Bicarbonato (HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> ) .....  | 54         |
| 2.10 FOTOGRAFIA.....  | 55         |
| 2.11 RADIOLOGIA EM PEDIATRIA .....  | 57         |
| <b>3 METODOLOGIA.....</b>   | <b>59</b>  |
| 3.1 PARTICIPANTES .....   | 59         |
| 3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO .....  | 59         |
| 3.2.1 Critérios de inclusão .....   | 59         |
| 3.2.2 Critérios de exclusão .....   | 60         |
| 3.3 ANÁLISE DAS ONDAS RESPIRATÓRIAS .....   | 60         |
| 3.4 MECÂNICA RESPIRATÓRIA .....   | 60         |
| 3.5 GASOMETRIA ARTERIAL .....   | 62         |
| 3.6 ÁREA PULMONAR.....  | 62         |
| 3.7 PROTOCOLO .....   | 64         |
| 3.8 ANÁLISES DOS DADOS .....  | 66         |
| <b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>   | <b>68</b>  |
| 4.1 DESCRIÇÃO GERAL .....   | 69         |
| 4.2 ANÁLISE 1.....  | 70         |
| 4.3 ANÁLISES 2 E 3. ....  | 76         |
| 4.4 CORRELAÇÃO ENTRE ÁREA PULMONAR E MECÂNICA RESPIRATÓRIA .....  | 87         |
| 4.5 QUESTIONÁRIO... ..  | 89         |
| <b>5 CONCLUSÃO.....</b>   | <b>91</b>  |
| 5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO .....  | 92         |
| 5.2 TRABALHOS FUTUROS .....   | 92         |
| 5.3 PUBLICAÇÕES.....  | 93         |
| <b>REFERÊNCIAS .....</b>  | <b>94</b>  |
| <b>APÊNDICES .....</b>  | <b>106</b> |
| APÊNDICE A – Questionário sobre o uso dos parâmetros pulmonares através do monitor gráfico GMX na UTI cardíaca do HPP.....                        | 107        |
| APÊNDICE B – Termo de consentimento livre e esclarecido.....  | 108        |
| APÊNDICE C – Autorização dos pais para a pesquisa.....  | 110        |
| APÊNDICE D – Dados brutos dos ciclos controlados do grupo sem lesão pulmonar, com média ± dp dos 5 ciclos controlados selecionados (n = 30). .... | 111        |
| APÊNDICE E – Média ± dp dos ciclos controlados do grupo com atelectasia (n = 10). ....  | 116        |
| APÊNDICE F – Média ± dp dos ciclos controlados do grupo com DP (n = 08).....  | 117        |
| APÊNDICE G – Análise das ondas através da seleção dos ciclos controlados.....   | 118        |
| <b>ANEXOS.....</b>  | <b>119</b> |

|  |     |
|--|-----|
| ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa de Seres Humanos. ....  | 120 |
| ANEXO B – Roteiro para utilização do programa Wintracer para a obtenção das ondas respiratórias recomendada peça empresa fabricante..... | 121 |



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÕES

No ambiente de uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI) a ventilação mecânica é comum e de muita importância para a manutenção da vida, porém esta ventilação artificial também pode ocasionar e agravar lesões pulmonares se não administrada corretamente. O manejo correto deste equipamento e o conhecimento dos valores dos parâmetros pulmonares são importantes para a boa evolução da criança durante sua permanência na UTI (SCAVACINI et al., 2007).

Com o desenvolvimento tecnológico, na área da engenharia biomédica, os ventiladores mecânicos foram evoluindo e ficando mais eficientes para garantir a vida e proporcionar maior conforto, segurança e qualidade para os pacientes nas UTI. Hoje os ventiladores mecânicos microprocessados são equipados com sensores capazes de monitorar movimentos respiratórios, o fluxo, a pressão, o volume e todos os outros parâmetros derivados da respiração mecânica. Com esta evolução, os ventiladores se tornaram mais complicados, pois as decisões sobre a ventilação adequada para os pacientes se tornaram mais complexas, o que pode se tornar um problema na área médica, necessitando de pesquisas clínicas e experimentais mais completas (PEREL e STOCK, 1994). Isso aumenta a responsabilidade dos profissionais de saúde na UTI, pois exige mais conhecimento específico e reciclagens constantes sobre o assunto (EMMERICH, 1998). A ventilação mecânica (VM) vem sendo um dos principais recursos da tecnologia para o suporte nos pacientes graves, o que necessita de preparação dos profissionais da saúde envolvidos, assim como recursos financeiros e físicos (BATISTA et al., 2007).

No final do século passado a VM era o método de suporte funcional mais utilizado no mundo em UTI (EMMERICH, 1998). A ventilação mecânica para crianças com doenças pulmonares graves é um grande desafio, pois pode aumentar e agravar o risco de lesões pulmonares se a permanência na VM for prolongada (ROTTA e STEINHORN, 2007). A VM tem por finalidade garantir a assistência em pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica (ROTTA e STEINHORN, 2007; CARVALHO, TOUFEN JUNIOR e FRANCA, 2007; SCAVACINI et al., 2007), proporcionando a melhora das trocas gasosas, a diminuição do trabalho muscular respiratório, a prevenção da fadiga muscular respiratória e a redução do desconforto respiratório (CARVALHO, TOUFEN JUNIOR e FRANCA, 2007).

Os recém-nascidos possuem características pulmonares anatômicas diferentes dos adultos (SCAVACINI et al., 2007). Nas primeiras semanas de vida, o pulmão de um recém-nascido é muito sensível e lesões podem afetar o desenvolvimento do pulmão até a vida adulta (MELLO et al., 2003).

A insuficiência respiratória devido à doença ou lesão pulmonar é motivo comum para admissão dos pacientes pediátricos e neonatais em uma UTI (KISSOON, RIMENSBERGER e BOHN, 2008). Muitas destas UTIs não possuem equipamentos necessários para o estudo mecânico do pulmão, tendo somente os raios X (MELLO et al., 2003).

As imagens de raios X e de tomografia computadorizada não permitem verificar as alterações funcionais e os sintomas apresentados pelas crianças com algum tipo de alteração pulmonar (MELLO et al., 2003). Até o presente momento não se tem conhecimento de estudos relacionando as imagens radiográficas com as características da mecânica respiratória em crianças com ou sem complicações pulmonares, o que torna este estudo importante para a área médica. Um único estudo envolvendo imagens de tomografia computadorizada de alta resolução comparando com a mecânica pulmonar de recém-nascidos de muito baixo peso, com o objetivo de apresentar uma associação entre esta mecânica pulmonar e as alterações estruturais do parênquima pulmonar, mostrou que há uma relação entre a estrutura morfológica do pulmão com as alterações funcionais em bebês assintomáticos de muito baixo peso (MELLO et al., 2003).

A análise das imagens médicas está presente em várias modalidades dentro da medicina e geralmente são feitas de forma qualitativa. A fotogrametria é a arte, ciência e tecnologia de extrair as informações necessárias em relação ao objeto ou meio a ser analisado através de registros, interpretação e mensuração de imagens fotográficas (ANDRADE, 1998; TEMBA, 2000). Com a fotogrametria métrica, através do posicionamento dos pontos nas fotos, é possível analisar distâncias, áreas, volumes, tamanhos e formas do objeto (TEMBA, 2000). A fotogrametria está se tornando uma ferramenta útil, possibilitando através das imagens, a obtenção de formas geométricas e com isso uma análise quantitativa, mostrando que a tecnologia vem ganhando grande importância neste campo (PATIAS, 2002).

A radiografia de tórax permite obter informações importantes sobre o estado do pulmão, sendo este um recurso muito utilizado na área médica (AZEREDO, 1984). Os raios X são extremamente penetrantes, e podem ser usados para fazer imagens do interior do corpo, diferenciando suas partes pela densidade dos tecidos (DE VOS, 1995). A radiação ionizante artificial, realizada através do aparelho de raios X, pode provocar complicações de efeitos

somáticos e tardios em crianças, devido a maior vulnerabilidade desta população à radiação (CARVALHO et al., 2007, OLIVEIRA e KHOURY, 2003), por isso, é de extrema importância garantir as doses mínimas necessárias para a realização do exame de raio X sem que cause prejuízo nas informações obtidas e garantindo um bom diagnóstico (CARVALHO et al., 2007), pois as crianças também têm uma expectativa de tempo de vida pós-operatória maior em comparação aos adultos (CARVALHO et al., 2007, OLIVEIRA e KHOURY, 2003).

Devido às possíveis agressões que o exame de raios X pode causar em crianças, é necessário ter alguns cuidados e ter certeza de que esta exposição seja realmente necessária, como: (a) certificar se realmente é importante este exame para o diagnóstico da criança; (b) verificar se há algum outro procedimento alternativo para o diagnóstico sem que haja a exposição à radiação ionizante; (c) diminuir o número de exposições à radiação ionizante, ou seja diminuir o número de radiografias em uma mesma pessoa (OLIVEIRA e KHOURY, 2003).

No Brasil, em 2004, estimou-se que eram realizados cerca de 23 mil procedimentos cirúrgicos para cardiopatias congênitas em crianças por ano (PINTO JR et al., 2004). Em recém-nascidos as cardiopatias congênitas são as principais causas de mortalidade, sendo a prevalência estimada em 8 a 10 para cada 1000 nascidos vivos no Brasil (SILVA et al., 2008; PINTO JR et al., 2004). Estes bebês nascidos com cardiopatias geralmente não chegam a idade adulta sem algum procedimento cirúrgico (SILVA et al., 2008), sendo que apenas 20% destas crianças que nascem com complicações cardíacas tem a cura espontânea (PINTO JR et al., 2004).

No pós-operatório de cirurgias cardíacas, as complicações pulmonares são frequentes, sendo a causa de morbidade e mortalidade nestes tipos de pacientes (PADOVANI e CAVENAGHI, 2011; BARBOSA e CARMONA, 2002). Estas complicações pulmonares ocorrem devido ao procedimento cirúrgico, como anestesia, o trauma cirúrgico e a circulação extracorpórea (CEC) (PADOVANI e CAVENAGHI, 2011).

Muitos dos estudos envolvendo a análise da mecânica respiratória sob ventilação mecânica invasiva, são realizados em pacientes que estejam sob efeitos de sedação e em modo ventilatório controlado, para excluir a interferência do paciente na ventilação e na avaliação (PORTO et al., 2008; CONTADOR et al., 2003; KISSOON et al., 2008; AMATO et al., 1998; TANTUCCI et al., 1992; FAUSTINO, 2007). Porém, a análise das formas de onda obtidas de forma assistido-controlado, é uma alternativa atraente e uma habilidade que os intensivistas deveriam possuir (GEORGOPOULOS, PRINIANAKIS e KONDILI, 2006).

Poucos estudos avaliam o comprometimento da mecânica respiratória após as cirurgias cardíacas em crianças, sendo muito importante esta análise funcional (SILVA et al., 2011). As complicações pulmonares alteram a funcionalidade pulmonar e causam alterações nos dados da mecânica respiratória (BARBOSA e CARMONA, 2002). Assim, esta análise funcional, por meio das ondas da mecânica respiratória, possibilitaria um acompanhamento diário do funcionamento pulmonar. Outros tipos de análise diária do pulmão sem expor a criança à radiação ionizante possibilitaria uma menor agressão de efeito somático nestas crianças.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

Na rotina hospitalar em uma UTI cardíaca o exame de raios X é muito utilizado para a visualização das estruturas pulmonares, sendo realizado diariamente na mesma criança em ventilação mecânica invasiva (VMI) para o acompanhamento do pulmão. A análise dos parâmetros da mecânica respiratória para o mesmo acompanhamento não é muito comum, sendo utilizado raramente. Uma tentativa de diminuir a exposição destas crianças à radiação ionizante seria encontrar outra forma de avaliação que possibilitasse uma análise diária do pulmão. A análise dos parâmetros ventilatórios deve ser analisada e comparada para verificar se pode substituir o método dos raios X ou se pode funcionar como método adicional, visando diminuir a exposição das crianças aos raios X. A ventilação mecânica invasiva no modo ventilatório controlado é muito utilizado para a análise da mecânica respiratória, porém necessita que o paciente esteja sedado, sendo muitas vezes inviável esta sedação no ambiente de UTI para fins de análise da mecânica respiratória. Após a cirurgia, depois que o efeito sedativo vai diminuindo, parâmetros para o desmame do paciente são iniciados, alterando o modo ventilatório, na maioria das vezes, para assistido-controlado. Verificar se apenas os ciclos ventilatórios controlados permitem a análise da mecânica respiratória do paciente em ventilação mecânica seria uma alternativa para esta monitorização diária sem uma intervenção severa na criança. Associar estes valores respiratórios com as imagens radiográficas seria de grande importância, pois poderia ser utilizado com mais frequência na área médica e fisioterapêutica, minimizando a necessidade do uso de radiação X diariamente. Poucos estudos envolvendo uma análise detalhada da funcionalidade pulmonar em crianças são realizados, não sendo encontrada até o momento a comparação da estrutura física com a funcional do pulmão em crianças no pós-operatório de cirurgia cardíaca.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

Associar os parâmetros físicos e funcionais do pulmão de crianças de 0 a 1 ano sob ventilação mecânica invasiva no pós-operatório de cirurgia cardíaca através da análise dos parâmetros ventilatórios e da mecânica respiratória com o procedimento radiográfico convencional, e avaliar a possibilidade da substituição (ou minimização) do método radiográfico pela análise de parâmetros ventilatórios.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos foram:

- Verificar as alterações nos dados da gasometria arterial nas crianças em ventilação mecânica invasiva no modo assistido- controlado;
- Correlacionar os parâmetros ventilatórios e a mecânica respiratória com a estrutura física pulmonar através da imagem radiográfica;
- Constatar a importância da avaliação funcional para a análise pulmonar;
- Verificar os prejuízos funcionais e estruturais do pulmão devido às complicações pulmonares;
- Possibilitar uma nova forma de análise diária do pulmão sem expor a criança a dose ionizantes diárias pelos raios X.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo tem como objetivo apresentar os temas importantes para a compreensão do estudo, como cardiopatia congênita, cirurgia cardíaca pediátrica, atelectasia, derrame pleural, ventilação mecânica invasiva, ondas da mecânica respiratória, monitoração respiratória e gasometria arterial, sendo estes fundamentais para a compreensão do grupo estudado. Os parâmetros pulmonares e as imagens de raios X são os métodos utilizados para a análise destas crianças, caracterizando-se como a tecnologia utilizada para o estudo em questão.

### 2.1 CARDIOPATIA CONGÊNITA

Segundo dados da Sociedade mundial de cirurgia cardíaca pediátrica e congênita, mundialmente há uma taxa de nascimento em torno de 130 milhões de bebês por ano, com um número de mortes de aproximadamente de 4 milhões de bebês no período neonatal (primeiros 30 dias de vida), sendo que destas mortes, 99% são nos países de baixa e média renda. Estes óbitos no período neonatal estão relacionadas 7% com as más formações, sendo a principal a cardíaca (TCHERVENKOV et al., 2008). As cardiopatias congênitas são as anomalias cardíacas mais encontradas após o nascimento (AMORIM et al., 2008). Dados estatísticos mostram que as cardiopatias congênitas afetam de alguma maneira cerca de 1 para cada 125 nascidos vivos no mundo (TCHERVENKOV et al., 2008). No Brasil a estimativa é de 8 a 10 para cada 1000 nascidos vivos (SILVA et al., 2008; PINTO JR et al., 2004). Dados de vários estudos mostram que a incidência de cardiopatias congênitas variam entre 4/1.000 a 50/1.000 nascidos vivos (HOFFMAN e KAPLAN, 2002). A literatura mostra que o número de cardiopatias congênitas só vem crescendo (HOFFMAN e KAPLAN, 2002). Nos EUA estima-se que nascem em torno de 35.000 bebês com cardiopatia congênita por ano, sendo que destes 10.000 necessitam de cirurgia cardíaca antes de 1 ano de vida (KARAMICHALIS et al., 2012).

As cardiopatias congênitas são definidas como as malformações do coração ou dos grandes vasos intratorácicos, excluindo assim, as anomalias como valva aórtica bicúspide, prolapso de valva mitral, persistência de veia cava superior esquerda, origem anômala da artéria subclávia esquerda, refluxos valvares (RIVERA et al., 2007). Estas cardiopatias congênitas desenvolvem-se ainda no período embrionário e as más formações estão

associadas aos fatores genéticos e também a alterações autossômicas, sendo a cardiopatia mais encontrada a comunicação interventricular (CIV) (OLIVEIRA et al., 2012).

Em estudo sobre a incidência dos tipos das cardiopatias mais encontradas, apresentou em primeiro lugar (29,1%) as cardiopatias complexas (associação de três ou mais cardiopatias), seguido de 16,4% para tetralogia de Fallot (T4F), 16,4% para comunicação interatrial (CIA), 12,7% para persistência do canal arterial (PCA), 9,1% para forame oval pérvio, 7,3% para comunicação interventricular, 7,3% para coarctação de aorta (CoAo) e 1,7% para associação de comunicação interatrial e interventricular (OLIVEIRA et al., 2012). Segundo os dados, 25% dos indivíduos que nascem com Tetralogia de Fallot com estenose pulmonar, se não tratados com correção cirúrgica, podem morrer já no primeiro ano de vida (TCHERVENKOV et al., 2008).

Com número significativo de crianças com cardiopatias congênicas, houve um aumento da frequência dos procedimentos cirúrgicos e assim, aumento do risco de morbidade e mortalidade destas crianças (LEGUISAMO et al., 2005). As crianças que nascem com cardiopatias congênicas estão associadas a internações, utilização dos serviços da saúde com diversos especialistas e também necessidade de uso dos avanços e inovações tecnológicas (CONNOR, GAUVREAU e JENKINS, 2005).

As cardiopatias congênicas são classificadas em cianogênicas e acianogênicas, sendo a acianogênica a de mais difícil diagnóstico por ser menos sintomática (KOBINGER, 2003).

Na tabela 1 são apresentados os tipos e frequências das cardiopatias congênicas.

**Tabela 1: Frequência das cardiopatias congênicas.**

| Acianogênicas<br>Cardiopatia %                | Cianogênicas<br>Cardiopatia %          |
|---|--|
| Comunicação interventricular – CIV 15 a 20% * | Tetralogia de Fallot – TOF 10%         |
| Comunicação interatrial – CIA 5 a 10% *       | Transposição de grandes artérias – TGA |
| Persistência do canal arterial – PCA 5 a 10%  |  |
| Coarctação da aorta – CoAo 8 a 10 % †         |  |
| Estenose pulmonar – EP 8 a 12%                |  |
| Estenose aórtica – EA 8 a 12%                 |  |
| Defeitos do septo atrioventricular <1% ‡      |  |

**Fonte: KOBINGER (2003, p. 88)**

**Notas:** CIV e CIA ocorrem em associação com outras cardiopatias congênicas em 30% a 50% dos casos.

† Associação freqüente com síndrome de Turner.

‡ Ocorre em 30% dos pacientes com Síndrome de Down.

As cardiopatias congênicas acianogênicas possuem uma alteração hemodinâmica, onde o sangue venoso recebe sangue arterial, devido aos defeitos intracardíacos nos grandes

vasos. As cardiopatias cianogênicas são caracterizadas pela presença de cianose (aspecto azulado da pele), devida a mistura do sangue venoso ao arterial (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Um pequeno resumo das cardiopatias encontradas neste estudo será apresentado abaixo para o entendimento do grupo estudado.

### 2.1.1 Comunicação Interventricular (CIV)

A CIV pode ser capaz de desenvolver estenose subaórtica<sup>1</sup> numa incidência de até 20% dos casos em consequência à própria evolução natural da CIV (HORTA et al., 2005). A incidência estimada é de 20 para 10.000 nascimentos, onde 10% destas crianças vão a óbito antes dos 15 anos, permanecendo uma incidência de 18 para 10.000 sobreviventes. Porém em uma análise posterior, na fase escolar, o autor verificou que havia uma diminuição desta incidência de até 50%, o que se pode subentender que a metade das crianças que apresentavam CIV se recuperava de forma espontânea durante a infância, porém este fato não foi comprovado (HOFFMAN, 1968).

Dentre as malformações cardíacas, as relacionadas com o defeito do septo ventricular são as mais comuns de serem detectadas. A CIV tem uma frequência de 35% dos casos, ou 2 a 6 para cada 1000 recém-nascidos vivos (RIVERA, ANDRADE e SILVA, 2008). Esta cardiopatia é caracterizada por um ou mais orifícios no septo interventricular, onde as alterações hemodinâmicas dependem do tamanho do defeito. O sangue é desviado para o ventrículo direito e ganha circulação pulmonar, aumentando o fluxo pulmonar e elevando sua pressão capilar e assim, aumentando a resistência vascular pulmonar (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Sendo esta CIV a cardiopatia mais comum, a etiologia é multifatorial, podendo ser por predisposição hereditária ou devido a influências ambientais. O tratamento pode ser clínico ou cirúrgico. No caso do tratamento clínico, a insuficiência cardíaca é medicada para evitar o tratamento cirúrgico precoce (EMMANOUILIDES et al., 2000).

### 2.1.2 Comunicação Interatrial (CIA)

---

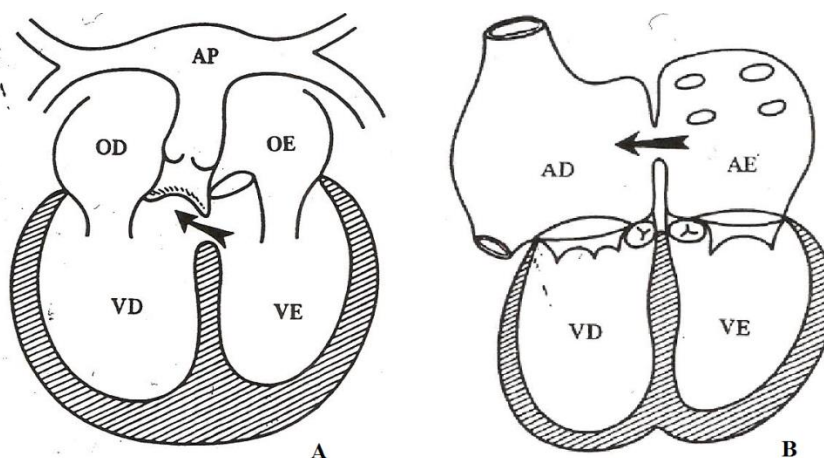
<sup>1</sup> Estenose subaórtica: Tipo de constrição causada pela presença de um anel fibroso abaixo da valva aórtica, em qualquer lugar entre a valva aórtica e a valva mitral. Caracteriza-se por fluxo restrito do ventrículo esquerdo para a aorta (HORTA et al., 2005).



Esta cardiopatia é caracterizada pelo defeito no septo interatrial. Devido a esta abertura de passagem no coração e como a pressão no átrio direito é menor que a do esquerdo, provoca um hiperfluxo pulmonar, pois ocorre um *shunt* esquerda-direita<sup>2</sup> (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Este defeito é relativamente comum e frequentemente ocorre isoladamente. Pode ser também considerado uma anormalidade genética, encontrada com maior frequência no sexo feminino. As CIAs pequenas são silenciosas e diagnosticadas através da ecocardiografia. Na vida intrauterina há um forame oval que constitui uma comunicação interatrial normal, porém o fechamento deste forame se dá após o nascimento, mas em 25% a 30% das pessoas, este fechamento não acontece (EMMANOUILIDES et al., 2000).

O fechamento deste defeito geralmente é cirúrgico, porém pode ocorrer de forma espontânea em 14 a 66% dos infantes. Alguns pacientes vivem até sete décadas com CIA moderado, antes que os sintomas se desenvolvam (EMMANOUILIDES et al., 2000). Na Figura 1 é possível visualizar o que uma CIV e uma CIA isoladas.



**Figura 1: Ilustração das cardiopatias congênitas - A) CIV; B) CIA.**  
**Fonte Corone (1976, p. 43).**

### 2.1.3 Coarctação da aorta (CoAo)

Esta complicação cardíaca é facilmente diagnosticada, pois apresenta a presença de hipertensão na parte superior do corpo e pulso femoral ausente ou fraco, porém muitas vezes

<sup>2</sup> *Shunt* esquerda-direita: significa o desvio do sangue vascular central da esquerda (sistêmica) para a direita (pulmonar), sendo denominado arteriovenoso, possuindo como característica o hiperfluxo pulmonar. (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

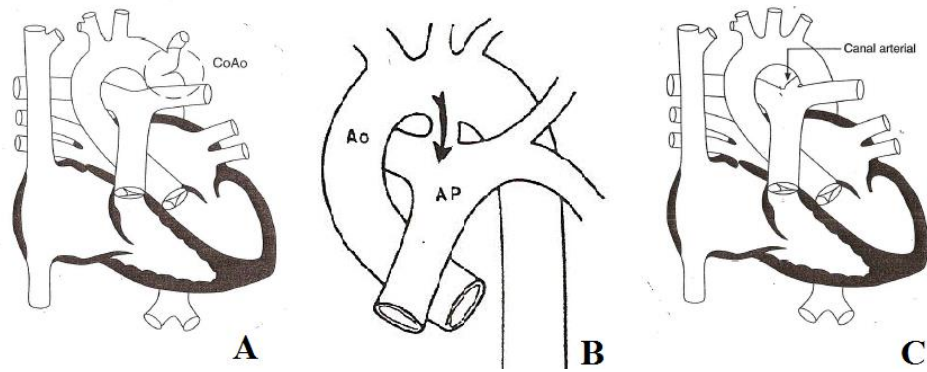
pode ser assintomático o que torna esta anormalidade difícil de ser estimada, dificultando o conhecimento da incidência da coarctação da aorta (HOFFMAN e KAPLAN, 2002).

Esta cardiopatia é caracterizada pelo estreitamento da aorta, o que acarreta uma pós-carga no ventrículo esquerdo provocando hipertrofia e dilatação e, posteriormente, insuficiência cardíaca. O tratamento deve ocorrer entre o primeiro e o terceiro ano de vida, pois após este período a hipertensão arterial é irreversível (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

#### 2.1.4 Persistência do canal arterial (PCA)

Em um recém-nascido a termo, o canal arterial conecta o tronco pulmonar principal com a aorta descendente. Com um arco aórtico à direita, o canal arterial pode situar-se a direita, unindo a artéria pulmonar direita e o arco aórtico direito e raramente este canal arterial é bilateral. Na gestação este canal arterial é desenvolvido para permitir a passagem do volume ejetado pelo ventrículo direito. Este canal arterial permite que o fluxo de sangue se afaste da circulação pulmonar, onde há uma alta resistência, para a aorta descendente e a circulação placentária, que são de baixa resistência. Após o nascimento este canal é fechado normalmente. Quando não ocorre este fechamento, ocorre a denominada persistência do canal arterial, prescindindo de tratamento cirúrgico (EMMANOUILIDES et al., 2000).

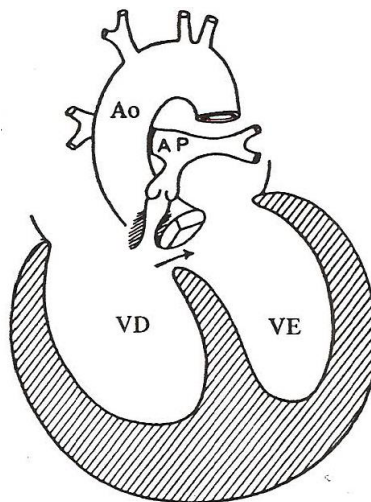
Esta PCA está situada entre a bifurcação da artéria pulmonar e o início da aorta descendente. Na vida intrauterina o canal arterial é fundamental para a vida, pois através dele é que o sangue que entra no coração direito vai para a circulação sistêmica do feto. Após o nascimento este canal é fechado nos primeiros dias de vida devido à diminuição da resistência e o espasmo do canal, não devendo permanecer no bebê. Se isto ocorre, a correção cirúrgica é necessária (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). A Figura 2 apresenta as características das cardiopatias (CoAo e PCA) e também é possível visualizar o canal arterial.



**Figura 2: A) CoAo; B) PCA; C) canal arterial.**  
**Fonte: Regenga (2000, p. 160); Corone (1976, p. 65).**

### 2.1.5 Tetralogia de Fallot (T4F)

A T4F é considerada a mais comum das cardiopatias cianóticas, a etiologia ainda é desconhecida e apresenta predominância no sexo masculino. Esta complicação foi descrita por Fallot, sendo constituída por 4 complicações associadas, a CIV, a estenose pulmonar, dextroposição da aorta e a hipertrofia do ventrículo direito (EMMANOUILIDES *et al.*, 2000; SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Na Figura 3 é ilustrado um coração com T4F.



**Figura 3: Ilustração de um coração com Tetralogia de Fallot.**  
**Fonte: Corone (1976, p. 76).**

A gravidade da doença é determinada pelo grau de estenose pulmonar e também pela anatomia das artérias pulmonares, pois quanto maior for a estenose, menor o fluxo pulmonar e

consequentemente maior o *shunt* da direita para a esquerda<sup>3</sup>, o que acarreta em hipóxia e cianose significativas (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). O tratamento indicado é o cirúrgico (EMMANOUILIDES et al., 2000; SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

## 2.2 CIRURGIAS CARDÍACAS PEDIÁTRICAS

Hoje muitas das complicações que antes eram impossíveis de serem operadas, são realizadas com sucesso (ATIK, 2004). Um grande avanço na área médica foi a realização de cirurgias cardíacas a “céu aberto”, com o órgão exposto ao ambiente, iniciada no século XX (BRAILE e GODOY, 1996), sendo a primeira em 1952 na correção de uma CIA em uma menina de 5 anos de idade nos Estados Unidos da América (EUA) (BRAILE e GODOY, 1996).

Em relação às cirurgias cardíacas em pediatria, vem se buscando muitos avanços em relação às técnicas cirúrgicas e tecnologias, visando à melhora da criança sem causar muita agressão devido ao procedimento (SILVA et al., 2011), porém as cirurgias cardíacas na área pediátrica são as que apresentam maior complexidade dentro da medicina (ATIK, 2004).

Para a correção cirúrgica da cardiopatia, recomenda-se que preferencialmente seja realizada logo após o nascimento e, se possível, possa ser uma correção definitiva (BUENO e KIMURA, 2008).

Quando uma criança realiza uma cirurgia cardíaca ela geralmente chega à UTI entubada, e posteriormente, quando os efeitos dos anestésicos passam e a criança estiver estabilizada, depois de uma avaliação clínica e laboratorial, deve-se realizar o desmame o mais rápido possível para evitar complicações (SILVA et al., 2011).

As cirurgias cardíacas nos recém-nascidos são de grande importância tanto para a vida da criança quanto para o governo, pois se o tratamento da complicação cardíaca for adequado e precoce, evita as internações sucessivas devido às complicações da doença, além de proporcionar uma melhor qualidade de vida para a criança e um custo menor para o sistema de saúde (PINTO JR et al., 2004).

---

<sup>3</sup> Shunt direito-esquerdo: significa que o sangue é desviado da câmara cardíaca direita para a esquerda (misturando o sangue oxigenado com o não oxigenado) apresentando como característica a cianose (coloração azul-arroxeadada da pele e das membranas mucosas, resultado da falta de oxigênio no sangue (SILVA et al., 2003; SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

De 2-4% das cirurgias torácicas ou abdominais tem associação com as complicações pulmonares no pós-operatório (RAMA-MACEIRAS, 2010), sendo que pode ter um aumento de 20% em caso de cirurgias emergenciais (GEORGE e CHINNAN, 2007).

Em relação às técnicas cirúrgicas, pode-se dizer que muito se evoluiu através das novas técnicas desenvolvidas para as correções cardíacas, e, segundo Prates: “foi um longo caminho, mas muitas vidas foram salvas” (PRATES, 1999).

### 2.2.1 Circulação Extracorpórea (CEC)

De acordo com a história da evolução das cirurgias cardíacas, ficaram preocupantes as cirurgias consideradas de grande porte, onde era necessário o uso de uma máquina que substituísse o sistema coração-pulmão. Foi aí que em 1945 Dr. Clarence Dennis, pesquisador, desenvolveu um equipamento para uso durante a cirurgia que possibilitou uma circulação extracorpórea, que só foi testado em 1951 em uma cirurgia de correção do defeito do septo interatrial em um menino de 6 anos de idade. Apesar da operação ter sido sem sucesso devido a morte deste paciente logo após o procedimento, foi o primeiro caso no mundo do uso de uma máquina de circulação extracorpórea (PRATES, 1999). O sucesso de uma cirurgia cardíaca com esta máquina de CEC foi conquistado em 1953 por Dr. John Gibbon (PRATES, 1999).

Hoje há avanços nas técnicas cirúrgicas, anestésicas e na CEC, porém ainda em muitos casos ocorrem reações inflamatórias que causam morbidades pós-operatórias, como o tromboembolismo, sangramento e retenção de líquidos, sendo necessárias técnicas para a prevenção destas reações com uso de agentes farmacológicos e algumas técnicas de perfusão (ASCIONE et al., 2000).

A CEC acarreta alterações no sangue e nos tecidos perfundidos, gerando um quadro geral de inflamação ou autoagressão (MORAES et al., 2001), porém possibilitou novas formas para a cura de doenças cardíacas, antes sem a possibilidade de correção (PRATES, 1999).

A CEC também acarreta muitas alterações fisiológicas no pulmão devido à liberação de enzimas proteolíticas e radicais livres, agregação plaquetária, aumento da resistência vascular pulmonar e aumento da permeabilidade capilar. Esta CEC também proporciona alterações hemostáticas devido a exposição do sangue às superfícies artificiais da circulação extracorpórea, pela heparinização e hemodiluição das proteínas pró-coagulantes e plaquetas,

sendo a disfunção plaquetária a alteração hemostática mais importante, causando sangramento excessivo (GUARAGNA, 2005).

A CEC também pode causar insuficiência respiratória, pois a função pulmonar sofre efeitos deletérios devido à ativação da cascata inflamatória desencadeada pela CEC, assim esta elevada liberação dos mediadores inflamatórios produzidos durante a CEC causa aumento da permeabilidade capilar pulmonar, com preenchimento intersticial por células inflamatórias e acúmulo de água e proteínas o que leva à formação de microatelectasias, aumento do *shunt* pulmonar, queda na produção de surfactante, diminuição da complacência e aumento da resistência pulmonar, sendo que todos esses fatores aumentam o trabalho respiratório no período pós-operatório (RODRIGUES et al., 2010).

### 2.3 SISTEMA RESPIRATÓRIO DO RECÉM NASCIDO

Os pulmões e toda sua estruturação são fundamentais para a proteção dos alvéolos (local que ocorre as trocas gasosas) dos agentes nocivos do meio ambiente. As vias aéreas em sua forma apresentam-se como uma árvore invertida, onde o tronco é a traqueia e os galhos os brônquios. Estes brônquios se ramificam em bronquíolos e estes, por sua vez, se dividem e formam os ductos alveolares, e finalmente originam os sacos alveolares, ou seja, os alvéolos. Estima-se que o ser humano possua cerca de 300 milhões de alvéolos (CHERNIACK, 1995).

Os recém-nascidos ou as crianças pequenas não têm um aparelho respiratório como um modelo adulto em menor escala, eles têm características próprias. O desenvolvimento pulmonar segue da seguinte forma: antes da 16ª semana de vida intrauterina a árvore brônquica é formada, mas os alvéolos se desenvolvem depois do nascimento, onde crescem em quantidade até os 8 anos de idade e em tamanho até a vida adulta. Os vasos pré-cinases, veias e artérias irão acompanhar o desenvolvimento das vias aéreas e os vasos acinares irão acompanhar o desenvolvimento dos alvéolos, assim, as crianças não apresentam estrutura pulmonar completa como a de um adulto (POSTIAUX, 2004). A dimensão de um bronquíolo terminal do recém-nascido é de 0,1 mm de diâmetro, chegando a 0,2 mm aos 2 anos e 0,3 mm aos 4 anos. Estes pequenos diâmetros e a elevada resistência explicam a maior gravidade da obstrução brônquica devido as afecções respiratórias nas crianças. Aos 18 anos este diâmetro atinge 0,5 mm (POSTIAUX, 2004).

Ao nascimento temos aproximadamente 50 milhões de alvéolos, ou seja, apenas 20% do número de alvéolos na idade adulta. Antes dos 6 anos de idade a ventilação colateral quase não existe, pois tem ausência dos poros de Köhn e estas comunicações interalveolares só

estarão bem definidas em torno dos 12 anos. Os canais de Lambert, que são responsáveis pela comunicação entre bronquíolos respiratórios e alvéolos, também ocorrem da mesma forma que os poros de Köhn. Esta ventilação colateral ausente favorece o surgimento de atelectasias (POSTIAUX, 2004).

Em relação à complacência, os recém-nascidos possuem particularidades específicas: a complacência pulmonar diminuída devido à menor quantidade de elastina e menor produção de surfactante, e a complacência da caixa torácica aumentada devido aos arcos costais serem mais horizontalizados e menos rígidos e pela musculatura intercostal ser menos desenvolvida (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007; POSTIAUX, 2004). O pequeno diâmetro das vias aéreas distais e dos alvéolos é responsável pela grande resistência e a maior probabilidade de ocorrer colapso, o que aumenta a frequência de atelectasias em crianças (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANESTESIOLOGIA, 2003). O metabolismo dos neonatos e lactentes é mais elevado, sendo o consumo de oxigênio por unidade de peso duas vezes mais elevado que no adulto, assim, precisa de maior ventilação por unidade de volume pulmonar, o que leva estes neonatos e lactentes a ter uma menor reserva de área pulmonar para troca gasosa que os adultos, fator importante que faz com que estes neonatos e lactentes “dessaturam”, ou seja, diminua o percentual de hemoglobina do sangue arterial que está ligada ao oxigênio, rapidamente após uma hipoventilação ou uma apneia de curta duração (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANESTESIOLOGIA, 2003).

Os músculos respiratórios exercem funções importantes na movimentação do ar nos pulmões, como por exemplo, a força para superar a resistência dos pulmões, caixa torácica e conteúdo abdominal (CHERNIACK, 1995).

Os recém-nascidos são mais sensíveis a desenvolverem doenças críticas (GUZMAN et al., 1991). Os lactentes possuem costelas mais horizontalizadas e são mais cartilaginosas (GUZMAN et al., 1991; NICOLAI, 2006) e também possuem uma musculatura intercostal mais fraca, o que proporciona uma parede torácica mais complacente que favorece a incapacidade de manter a estabilidade e de se opor a ação do diafragma. Pelo motivo da parede torácica dos RN ser mais complacente, ocorre aumento da frequência respiratória para que a ventilação pulmonar aumente (GUZMAN et al., 1991).

Nos bebês, cerca de 30% das fibras musculares diafragmáticas são do tipo I (resistente à fadiga, de estiramento lento), fazendo com que o diafragma fique cansado e os bebês fiquem exaustos (GUZMAN et al., 1991; NICOLAI, 2006).

## 2.4 ATELECTASIA

A atelectasia é definida como o colapso dos alvéolos pulmonares que acarreta uma baixa ventilação, com redução dos volumes e capacidades pulmonares e, conseqüentemente, uma diminuição da oxigenação sanguínea (hematose), que provoca um *shunt* pulmonar, e conseqüentemente, hipoxemia, hipercapnia e acidose (SILVA et al., 2006; ALVARES et al., 2012). Em cirurgias cardiotorácicas, as atelectasias são complicações mais frequentes (ARCÊNCIO et al., 2008; RENAULT, COSTA-VAL e ROSSETTI, 2008).

Devido ao procedimento cirúrgico e seus procedimentos intraoperatórias, como a anestesia geral, ocorre uma grande incidência do colapso alveolar, pois nas anestésias gerais ocorre um relaxamento da musculatura respiratória o que favorece este colapso, caracterizado como atelectasia no momento intraoperatório, o que reduz a complacência pulmonar, que pode ser restaurada com técnicas de recrutamento alveolar ainda no momento intraoperatório (MALBOUISSON et al., 2008), por este motivo também as atelectasias são encontradas com facilidade nas UTI (ALVARES et al., 2012).

A atelectasia ocorre devido à perda de volume, o que leva a um colapamento do pulmão, impossibilitando a sua expansão (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Este colapso dos alvéolos, denominado atelectasia, pode comprometer todo o pulmão, todo o lobo ou somente partes dos lobos (GUYTON e HALL, 2002). As causas mais comuns para o surgimento das atelectasias são: (1) obstrução total das vias aéreas; ou (2) ausência de surfactante (GUYTON e HALL, 2002). A obstrução das vias aéreas pode ocorrer devido à (1) presença de muco obstruindo muitos brônquios pequenos; (2) obstrução de um brônquio principal por muco ou algum objeto sólido (GUYTON e HALL, 2002).

O surfactante atua como agente tensoativo na água, tendo a função de reduzir a tensão superficial da água. Quantitativamente, os líquidos aquosos têm tensão superficial diferente, como por exemplo, a água pura com 72 dinas/cm, os líquidos que revestem os alvéolos sem a presença de surfactante, com 50 dinas/cm e os líquidos que revestem os alvéolos que contém surfactante, com 5 a 30 dinas/cm (GUYTON e HALL, 2002). Esta disfunção no sistema de surfactante na criança aumenta a tensão superficial dos alvéolos e também proporciona o aumento da força de retração elástica o que causa uma instabilidade pulmonar levando ao colapso dos alvéolos (ALVARES et al., 2012).

Alguns sintomas relacionados à presença das atelectasias são a queda da saturação de oxigênio, a insuficiência respiratória e a cianose. Se a atelectasia comprometer grande parte

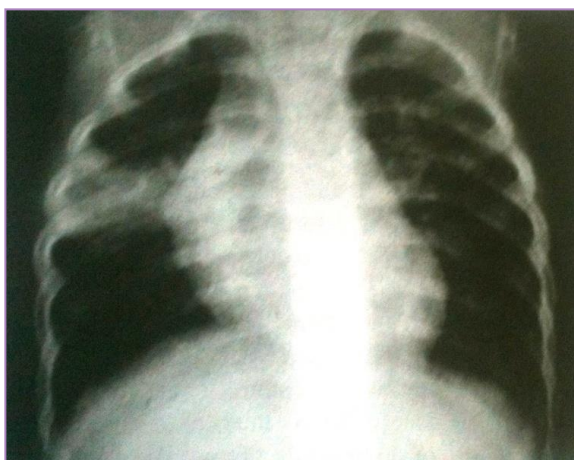


do pulmão, poderá apresentar redução dos ruídos respiratórios e até redução da expansibilidade do tórax (ALVARES et al., 2012).

A forma mais comum de análise da atelectasia e da estrutura pulmonar é o exame através de raios X, podendo ser sugerido um exame diferencial em seguida (JOHNSTON e CARVALHO, 2008).

#### 2.4.1 Diagnóstico da atelectasia

Na prática clínica em recém-nascidos, a radiografia de tórax é um procedimento eficaz para o diagnóstico da atelectasia (ALVARES et al., 2012). Sua característica é a opacidade (hipotransparência) nas radiografias, com uma redução dos espaços intercostais, podendo ocorrer desvios das estruturas do mediastino (traqueia, coração), perda volumétrica, hemicúpula diafragmática elevada e também a reexpansão do pulmão contralateral de forma compensatória (Figura 4) (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007; ALVARES et al., 2012).



**Figura 4:** Imagem sugestiva de atelectasia em 1/3 lobo médio pulmão direito, com desvio de estruturas mediastinais.

**Fonte:** Sarmento, Carvalho e Peixe (2007, p. 512).

## 2.5 DERRAME PLEURAL

O derrame pleural (DP) é uma das complicações pulmonares presentes no pós-operatório de cirurgias cardíacas em crianças, podendo apresentar significância de até 25%, o que promove um aumento da estadia da criança no leito hospitalar (AGARWALA et al., 2010).

O DP é classificado como sendo qualquer volume líquido acima de 10 ml no espaço pleural, podendo ser de conteúdo hemático, pus, linfa ou por doenças, sendo produzidos exsudatos<sup>4</sup> e transudatos<sup>5</sup> (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Volumes abaixo de 10 ml é o volume normal de líquido na cavidade pleural (CHRISTIE, 2010).

O DP tem uma prevalência de 400 para 100.000 na população em geral, sendo a doença cardíaca congestiva a causa mais comum dos derrames pleurais (GARRIDO et al., 2006). As causas de derrames pleurais mais encontradas na literatura são: (1) doenças cardiovasculares, como insuficiência cardíaca (MISHRA e DAVIES, 2010; LABIDI et al., 2009), embolismo pulmonar; (2) agentes físicos, como as queimaduras elétricas e lesões torácicas; (3) farmacoterapia; (4) infecções, entre elas as pneumonias e tuberculoses; (5) doenças neoplásicas; (6) doenças do sistema imune, como a artrite reumatoide e o lúpus eritematoso sistêmico; e (7) doenças infradiafragmáticas e digestórias, como as rupturas esofágicas e as hérnias transdiafragmáticas; e (8) outros (GARRIDO et al., 2006).

Em crianças, o DP é causa secundária de algumas desordens. O transudato ocorre devido um desequilíbrio entre pressões hidrostática e oncótica, sendo em crianças as causas mais comuns para o surgimento deste transudato a insuficiência ventricular esquerda, síndrome nefrótica e hipotireoidismo. Os exsudatos são resultantes dos processos inflamatórios da pleura e alguma obstrução no fluxo linfático (MOCELIN e FISCHER, 2002).

Na anatomia normal da pleura há duas camadas de mesotélio. Entre as camadas há a presença de um líquido chamado de líquido pleural, no local chamado de cavidade pleural. Estas camadas são chamadas de pleura parietal e pleura visceral (WELDON e WILLIAMS, 2012; GUYTON e HALL, 2002; CHRISTIE, 2010). A pleura visceral envolve a superfície do pulmão e a parietal a parede do tórax, diafragma e mediastino (WELDON e WILLIAMS, 2012).

Em condições normais, um pulmão sadio apresenta um equilíbrio entre a produção e a reabsorção dos líquidos pleurais. Este líquido é produzido na pleura parietal por filtração e atua como lubrificante para facilitar o deslizamento das pleuras durante os movimentos respiratórios (FIRMIDA, 2008; CIRINO, FRANCISCO NETO e TOLOS, 2002, GARRIDO et al., 2006). A pleura visceral faz a reabsorção, reabsorvendo 90% do líquido filtrado, sendo o restante drenado pelas vias linfáticas (FIRMIDA, 2008). Quando ocorre um desequilíbrio

---

<sup>4</sup> Exsudatos: líquido extravascular inflamatório com alta concentração de proteínas e restos celulares (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

<sup>5</sup> Transudatos: fluido com baixo nível proteico, basicamente formado por plasma sanguíneo (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

entre a produção e a reabsorção destes líquidos, causando um acúmulo deste líquido na cavidade pleural, dá-se o nome de derrame pleural (FIRMIDA, 2008; GUYTON e HALL, 2002, TORTORA e DERRICKSON, 2010). Quando falamos em derrame, este termo é semelhante ao edema que ocorre nos tecidos, com excesso de líquidos nos tecidos, sendo assim, o DP é um edema que ocorre na cavidade pleural (GUYTON e HALL, 2002).

Essa cavidade pleural contém em média de 7 a 14 ml de líquido pleural em condições normais, o que não é possível de ser visualizado através das radiografias (BARTTER et al., 1994).

Um estudo desenvolvido por Labidi et al. (2009) mostrou que a prevalência de DP no pós-operatório de cirurgia cardíaca é maior nas mulheres e em pacientes com insuficiência cardíaca, doença vascular periférica, fibrilação atrial e também devido a alguns anticoagulantes (LABIDI et al., 2009). Os DP podem alterar a função pulmonar devido à compressão causada no pulmão (GUZMAN et al., 1991, p. 77).

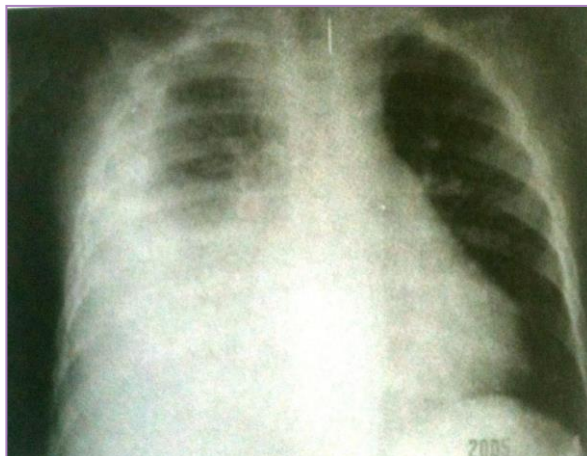
### 2.5.1 Diagnóstico nos derrames pleurais

Em radiografias obtidas no modo ântero-posterior (AP) é necessária a presença de 200 ml de líquido para que se possa causar um obscurecimento do ângulo costofrênico<sup>6</sup> (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

A característica do DP nas radiografias é a opacidade (Figura 5), e se este for extenso, pode ocorrer esta opacidade em todo o hemitórax comprometido, além de desvios das estruturas medianas contralaterais que comprime o parênquima pulmonar ipsilateral (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007; ALVARES et al., 2012). A melhor forma de detectar líquidos pleurais em menores quantidade nas radiografias, é em decúbito lateral, podendo ser detectada 5 ml deste líquido no espaço pleural, pois este líquido fica facilmente distribuído nesta cavidade pleural voltada para baixo (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007), porém o exame de ultrassom (US) de tórax é mais útil que o de raios X, pois possibilita quantificar este líquidos mais precisamente. Assim, pode ser feito um direcionamento no caso de punções e drenagens (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

---

<sup>6</sup> Ângulo costofrênico: ângulo formado pela projeção da borda interna das costelas e o diafragma, onde se observa radiologicamente a presença de pequenos derrames em estudos radiológicos (LEITE, 2007).



**Figura 5: Sugestivo de DP, com opacidade à direita.**  
**Fonte: Sarmento, Carvalho e Peixe (2007, p. 510).**

A imagem é de muita importância para a confirmação da presença do DP, sendo o exame de radiografia de tórax a conduta inicial e mais comum para este diagnóstico (MCCLOUD e FLOWER, 1991; MISHRA E DAVIES, 2010), porém o exame de ultrassonografia (US) está sendo utilizada cada vez mais, devida tanto a maior sensibilidade de detectar os líquidos pleurais como a possibilidade de distinguir o fluido pleural do espessamento (MISHRA E DAVIES, 2010). Quando confirmada a presença dos DP através de radiografia, US ou tomografia de tórax podem ser feitos exames laboratoriais para o diagnóstico da etiologia (GENOFRE, CHIBANTE e MACEDO, 2006). Inicialmente é realizada a radiografia do tórax para diagnóstico do DP, porém em um exame feito em posição ortostática pósterio-anterior (PA) é necessário a presença de 175 ml de líquido para poder ser detectado. Na posição lateral para obtenção das radiografias essa quantidade é de 75 ml e na posição supino o sinal característico das radiografias é a opacidade do hemitórax sem que haja a perda da visibilidade das estruturas vasculares (GRIMBERG et al., 2010). A maior visibilidade dos DP nas radiografias de tórax é quando são realizadas no decúbito lateral com raios horizontais, podendo ser visualizadas com quantidades a partir de 5 ml (GRIMBERG et al., 2010).

O US para detecção de DP é um método útil, pois pequenas quantidades de líquidos pleurais podem ser identificadas com o US, o que não ocorre com as radiografias, porém não é um método substituível da radiografia em casos de traumas, pois nas radiografias pode ser possível visualizar as lesões como pneumotórax, lesões mediastinais e também as lesões ósseas (MA e MATEER, 1997).

Alguns estudos foram desenvolvidos para comparar a sensibilidade do exame de US com os de radiografias para o diagnóstico, mostrando que o US apresenta melhor desempenho

no diagnóstico e na visualização do pulmão que a radiografia, porém o número de exames utilizando o US é bem menor do que as radiografias, devido a facilidade e provavelmente o custo reduzido da radiografia em comparação com o US (GRIMBERG et al., 2010). A tomografia computadorizada (TC) é ainda mais sensível que o US para detectar o líquido pleural, tendo uma grande capacidade na captura de imagens de todo o espaço pleural, porém não é muito utilizada no dia a dia devido ao custo ser mais elevado que o próprio US (PATEL e FLOWER, 1997; BARTTER et al., 1994).

Quando o DP é confirmado através das imagens pode ser realizada a Toracocentese (método diagnóstico por meio de coleta do líquido na cavidade pleural para verificar a condição do DP) (SALES e ONISHI, 2006) para verificar a causa do DP, sendo este um método simples e seguro (BARTTER et al., 1994; MOCELIN e FISCHER, 2002).

## 2.6 VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA

O suporte ventilatório, através da ventilação mecânica, deve ocorrer quando o corpo não é capaz de realizar a ventilação pulmonar de forma eficaz e independente (NICOLAI, 2006), sendo usado nos casos caracterizados de insuficiência respiratória (CONRAD et al., 2005).

Em pulmões normais quando apenas ocorre uma interferência, como em uma anestesia, o ventilador é programado para realizar a respiração dentro dos valores normais, mas quando ocorre alguma obstrução ou uma complicação pulmonar estes valores têm que ser ajustados para manter a ventilação, não pode simplesmente adequá-los aos valores normais da respiração (NICOLAI, 2006).

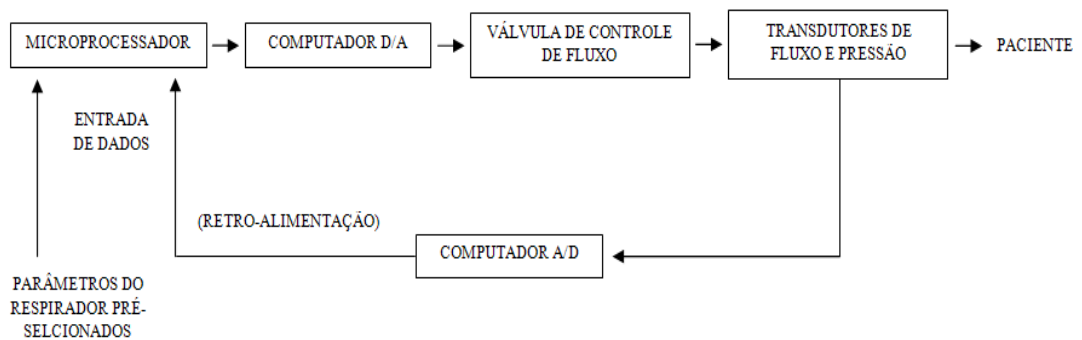
Em uma ventilação artificial, para que o ar possa entrar nos pulmões, é necessário o uso de pressões durante a ventilação (NICOLAI, 2006). Estas pressões utilizadas para possibilitar a ventilação são a pressão positiva no final da expiração (PEEP) e pressão de pico (Ppico) que são reguladas e medidas através do ventilador mecânico (NICOLAI, 2006).

É recomendado que o paciente permaneça na ventilação mecânica com pressão positiva o menor tempo possível, para que seja minimizado o risco de desenvolver lesões pulmonares (DAVIDSON et al., 2008).

A ventilação mecânica invasiva (VMI) objetiva diminuir o trabalho respiratório, possibilitar as trocas gasosas e tratar os casos de insuficiência respiratória, podendo ser utilizada em pacientes que estão ou não fazendo algum tipo de esforço respiratório, sendo

aplicada na forma assistida ou controlada, ou em uma interação de ambas (GEORGOPOULOS et al., 2006).

Os sistemas de controle dos ventiladores podem ser de malha aberta ou fechada (Figura 6). O sistema de controle de malha aberta não faz o uso de retroalimentação (PEREL e STOCK, 1994).



**Figura 6: Sistema fechado de alimentação usado no ventilador microprocessado.**  
**Fonte: Perel e Stock (1994)**

### 2.6.1 Modos Ventilatórios

A ventilação mecânica pode ser classificada de acordo com os modos ventilatórios, onde são divididas em ventilação mecânica controlada, assistida, assistido-controlada, mandatória contínua, mandatória intermitente, mandatória intermitente sincronizada, CPAP e pressão de suporte (SARMENTO, 2007). Nos subtítulos abaixo serão citadas apenas a ventilação mecânica controlada, assistida e assistido-controlado, sendo estas modalidades presentes no grupo estudado.

#### 2.6.1.1 Ventilação mecânica controlada

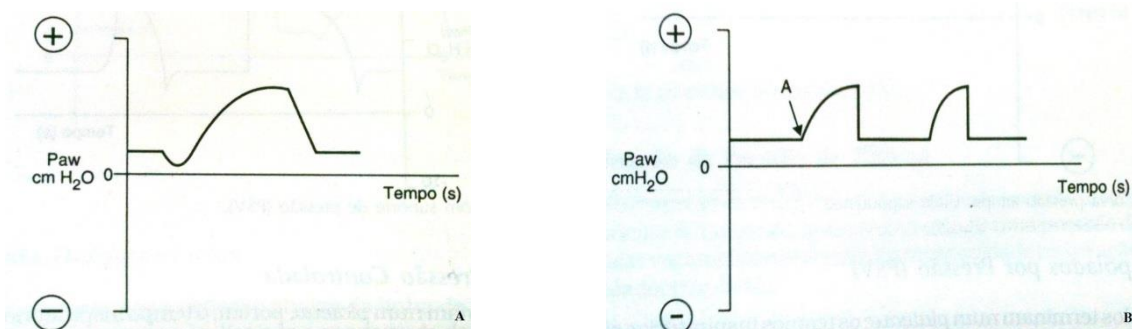
Nesta modalidade geralmente os pacientes estão sedados ou paralisados, pois os parâmetros ventilatórios são pré-estabelecidos independente do esforço espontâneo do paciente. O ventilador mecânico comanda toda a respiração (PEREL e STOCK, 1994).

O ventilador fornece um número pré-determinado de ciclos ventilatórios por minuto, sendo este um sistema de controle automático e ativo do aparelho e que não permite que o paciente desencadeie respirações adicionais (CARVALHO, 1993).

Nesta modalidade, se o paciente apresenta movimentos respiratórios espontâneos ocorre a “briga” com o ventilador, assim esta modalidade controlada deve ser empregada em situações específicas e restritas, em casos que ocorre diminuição da condição ventilatória, como quando a criança ainda está se recuperando dos efeitos da sedação anestésica (CARVALHO, 1993).

### 2.6.1.2 Ventilação mecânica assistida

É uma ventilação com pressão positiva “disparada” pelo paciente. Se este não iniciar algum esforço respiratório espontâneo o ventilador não irá fornecer a inspiração mecânica, por isso a sensibilidade do ventilador deve ser adequada para captar este esforço inspiratório, através do qual o paciente comanda a frequência respiratória (PEREL e STOCK, 1994). A Figura 7A e 7B diferencia a curva respiratória assistida da controlada e ilustra a captação do esforço inspiratório do paciente através de uma deflexão negativa da pressão.



**Figura 7:** Curva gráfica de pressão x tempo. Em A ocorre uma deflexão negativa indicando um ciclo assistido, devido ao esforço do paciente. Em B não ocorre esforço e nem detecção, indicando um ciclo controlado.

Fonte: Emmerich (1996, p. 99).

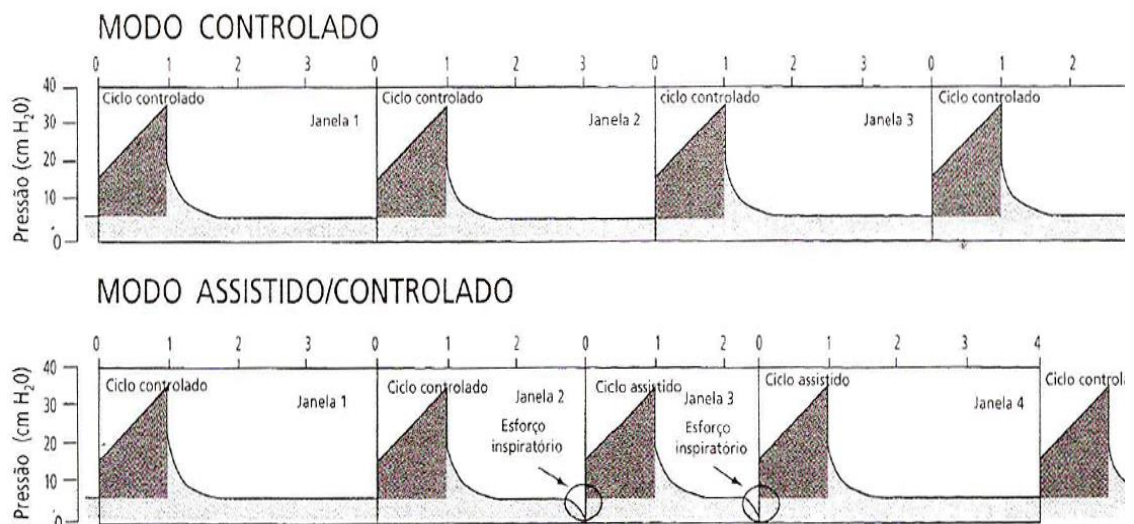
### 2.6.1.3 Ventilação assistido-controlada

Esta modalidade combina o modo assistido com o controlado, onde o ventilador pode ser acionado pelo esforço inspiratório espontâneo do paciente ou por um mecanismo de tempo, onde é pré-programada uma frequência mínima determinada, o que dá suporte ao paciente, caso ocorra uma apneia (PEREL e STOCK, 1994). A Figura 8 apresenta graficamente a diferença entre o modo controlado e assistido-controlado.

Neste modo, o disparo pode ser dado por pressão, onde o esforço respiratório do paciente é detectado pela queda da pressão no sistema (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Quando o ciclo for iniciado pelo paciente, ocorre uma deflexão negativa de pressão antes do aumento da pressão nas vias aéreas, o que representa um ciclo assistido (EMMERICH, 1996).

O aparelho fornece um número mínimo pré-regulado de respirações por minuto, mas esta frequência respiratória pode aumentar, pois devido o esforço inspiratório do paciente (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Neste modo deve ser dada muita atenção ao ajuste da sensibilidade do aparelho, pois ele pode autociclar se a sensibilidade for muito alta ou pode necessitar de um esforço inspiratório muito grande do paciente se a sensibilidade estiver muito baixa (CARVALHO, 1993).



**Figura 8: Diferença entre os modos ventilatórios controlado e assistido-controlado através de uma representação gráfica.**

Fonte: Sarmento (2007, p. 49).

### 2.6.2 Ciclo respiratório

Na ventilação mecânica o ciclo ventilatório, que engloba uma inspiração e uma expiração, pode ser iniciado tanto pelo esforço do paciente como pelo disparo do ventilador, onde é programada a frequência respiratória. As formas de início de ciclos no ventilador são determinadas pelo disparo, devendo ser ajustado adequadamente. As variáveis de disparo que



estão presentes na maioria dos ventiladores e podem ser ajustadas de forma adequada para cada paciente são 3 tipos: disparo a tempo, pressão e fluxo (SARMENTO, 2007).

No disparo a tempo a frequência respiratória é pré-ajustada. Ao término do tempo programado um novo ciclo respiratório se inicia independente do esforço do paciente. No disparo à pressão a “sensibilidade” do ventilador deve ser ajustada de modo que quando ocorre um esforço muscular do paciente e este gera uma pressão contra um sistema fechado o ventilador capta esta pressão e abre a válvula inspiratória, iniciando um novo ciclo respiratório. Já no disparo a fluxo, também se deve ajustar a “sensibilidade” do ventilador, pois quando o esforço muscular do paciente é capaz de deslocar um fluxo de ar para dentro do sistema fechado, o ventilador capta este fluxo e um novo ciclo respiratório se inicia. A expiração ocorre de forma passiva, onde o próprio recuo elástico do pulmão é o responsável pela eliminação do volume de ar adquirido na inspiração, sem a necessidade do uso da musculatura expiratória (SARMENTO, 2007).

### 2.6.3 Formas de ciclagem

A expiração ocorre de forma passiva através do recuo elástico do pulmão eliminando o volume de ar (SARMENTO, 2007). Quatro formas de ciclagem do ventilador são descritas nos tópicos abaixo.

#### 2.6.3.1 Ciclados a pressão

Se a complacência pulmonar diminuir ou a resistência respiratória aumentar, será necessário uma pressão maior para que ocorra a ventilação adequada (AZEREDO, 1984). A inspiração termina quando o pico da pressão inspiratória pré-selecionado é atingido no circuito do ventilador, independentemente do volume corrente, do tempo inspiratório ou do fluxo inspiratório (PEREL e STOCK, 1994). O volume gerado resultante irá depender das características do pulmão, como a complacência e a resistência (SARMENTO, 2007).

#### 2.6.3.2 Ciclados a volume

O volume de gás é pré-fixado, assim o aparelho injeta este volume estabelecido, mesmo se tiver uma resistência na via aérea, pois aumenta a pressão até conseguir enviar o volume estabelecido pelo aparelho (AZEREDO, 1984). Neste caso a inspiração termina após

o ventilador liberar o volume corrente pré-selecionado, independente do pico da pressão inspiratória, do tempo inspiratório e da velocidade do fluxo inspiratório (PEREL e STOCK, 1994), ou seja, quando o volume escolhido é alcançado, a inspiração é interrompida (SARMENTO, 2007).

Como ocorre a necessidade da programação de um volume de gás, a velocidade de entrada deste fluxo chamada de fluxo inspiratório, também deve ser programada. O valor do fluxo vai determinar o tempo inspiratório, mas o ciclo só é finalizando quando o volume determinado é alcançado (SARMENTO, 2007). Neste tipo de ciclagem também é possível ajustar uma pausa inspiratória, fazendo com que o ar fique no interior do pulmão favorecendo uma leitura mais precisa da pressão alveolar (SARMENTO, 2007; AZEREDO, 1984). Nesta forma de ciclagem, não é pré-determinada a pressão nas vias aéreas (SARMENTO, 2007).

#### 2.6.3.3 Ciclados a tempo

Nesta modalidade são fixados os tempos inspiratório (TI) e expiratório (TE) (AZEREDO, 1984). A pressão é monitorada e um valor máximo pode ser estabelecido e a ciclagem termina no final do tempo inspiratório (SARMENTO, 2007).

### 2.7 MONITORAÇÃO RESPIRATÓRIA

Nos pacientes que necessitam uma permanência prolongada em VMI, uma avaliação da mecânica respiratória é de grande importância, pois é capaz de analisar a força dos músculos respiratórios, a mecânica da caixa torácica e também a atitude respiratória (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Durante o ciclo respiratório, as curvas de volume, pressão e fluxo ao longo do tempo apresentam o comportamento do pulmão nos movimentos ventilatórios (CARVALHO et al., 2007), e a interpretação destas curvas permite verificar as mudanças no estado clínico dos pacientes, e assim, melhorar a estratégia ventilatória (LU e ROUBY, 2000).

Os avanços no estudo da mecânica respiratória são crescentes em UTI. Esta monitorização passa pelo exame físico no paciente, gasometria arterial, oximetria de pulso, capnometria, estudo da ventilação, função dos músculos respiratórios até as particularidades da mecânica respiratória (EMMERICH, 1996).

O suporte ventilatório deve ser uma medida temporária para os pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica, sendo esta definida como a incapacidade de manter as trocas gasosas dentro dos valores normais em pessoas estáveis (EMMERICH, 1996).

A monitorização respiratória é muito importante, pois permite o controle do paciente em VM, podendo definir e monitorar as causas das patologias de base encontradas, verificar as alterações nos pacientes e definir um tratamento eficaz, mas infelizmente esta monitorização não é comum nas UTIs, pois muitas não possuem o equipamento para monitorização ou não possuem profissionais qualificados (EMMERICH, 1996). Atualmente surgiram novos métodos para o estudo da mecânica respiratória em paciente submetido à ventilação mecânica invasiva, onde são excluídas as vias aéreas superiores, local com maior turbulência ao fluxo aéreo (EMMERICH, 1996).

Esta análise das propriedades mecânicas do sistema respiratório raramente é feita na rotina em uma UTI com pacientes entubados, ventilados artificialmente ou em ventilação espontânea. Intensivistas acreditam que seja muito difícil a obtenção destes parâmetros respiratórios em uma UTI (GONÇALVES, 1991).

A monitorização respiratória pode ser feita de forma simples e rápida na beira do leito, porém nenhum método substitui o outro em uma boa e cuidadosa avaliação clínica (AULER JR e CARVALHO, 1992).

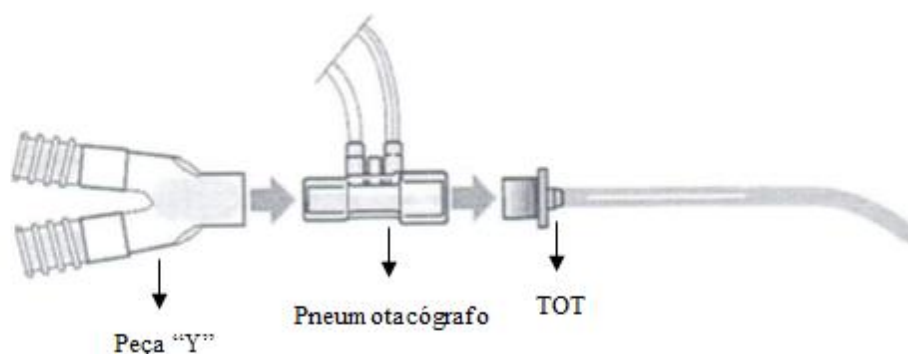
### 2.7.1 Pneumotacógrafo

Para análise da mecânica respiratória no paciente em ventilação mecânica é necessário o uso de dispositivos que possibilitem esta visualização gráfica e numérica. No caso de um monitor do perfil respiratório os dados sobre fluxo e pressão são transmitidos através de um pneumotacógrafo e a partir destes dados, dos parâmetros respiratórios de pressão e fluxo, os sinais podem ser calculados através de fórmulas, como volume inspirado e expirado, complacência dinâmica e estática e a resistência inspiratória e expiratória (AMENDOLA, CASTRO e AZEVEDO, 2007).

Há no mercado três tamanhos de pneumotacógrafos: neonatal, pediátrico e adulto (AMENDOLA, CASTRO e AZEVEDO, 2007), sendo estes projetados e calibrados para cada tipo de aplicação. O processamento permite uma auto calibração e também uma auto limpeza a cada 5 minutos, o que permite eliminar os líquidos presentes no duto de medição do sensor (INTERMED, 2002).

Em relação ao funcionamento, o pneumotacógrafo faz gerar um diferencial de pressão, que ao ser levado pelos tubos do sensor até o transdutor interno do ventilador é convertido em um sinal elétrico proporcional ao fluxo, e através dos valores de fluxo, os valores de volumes são calculados (INTERMED, 2002).

O sensor de diferencial de pressão (pneumotacógrafo) é um tubo de acrílico cilíndrico que fica conectado entre o tubo endotraqueal e a peça em “Y” localizada do circuito do respirador (Figuras 9, 10 e 11) (AMENDOLA, CASTRO e AZEVEDO, 2007).

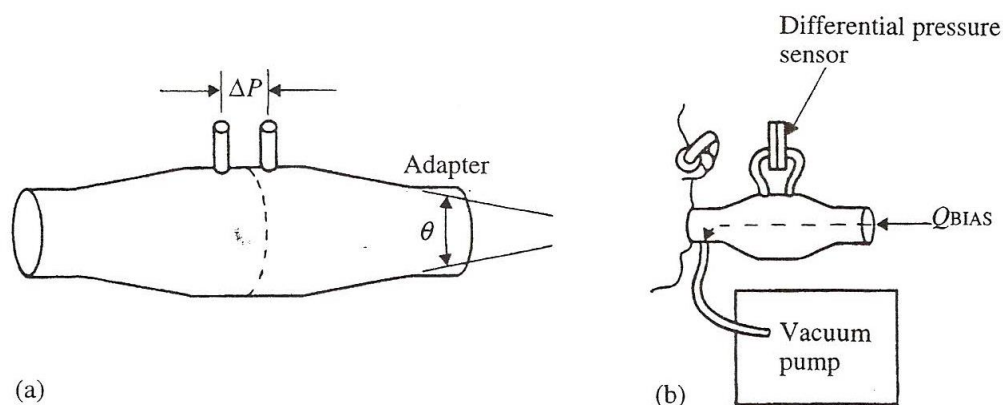


**Figura 9: Posição do pneumotacógrafo conectado no ventilado e na cânula orotraqueal.**  
**Fonte: Amendola, Castro e Azevedo (2007).**



**Figura 10: Sensor de fluxo do tipo pneumotacógrafo (diferencial de pressão).**  
**Fonte: Amendola, Castro e Azevedo (2007, p. 20).**

O pneumotacógrafo, em relação às medidas, possui precisão, sensibilidade, linearidade e respostas para a maioria das aplicações clínicas (WEBSTER, 2009).



**Figura 11: Pneumotácografo para medições na boca: (a) adaptador de diâmetro que atua como um difusor. (b) uma aplicação em que um fluxo constante é usado para limpar o espaço morto.**  
**Fonte: Webster (2009, p. 393).**

### 2.7.2 Parâmetros pulmonares em pacientes neonatos.

Os parâmetros iniciais em pacientes neonatos e pediátricos estão relacionados na tabela 2.

**Tabela 2: Parâmetros ventilatórios iniciais em neonatologia e pediatria**

| Parâmetros ventilatórios  | Neonatologia | Pediatria   |
|---------------------------|--------------|-------------|
| PEEP (cmH <sub>2</sub> O) | 03           | 05          |
| FR (rpm)                  | 30           | 20          |
| Ti (s)                    | 0,35 – 0,45  | 0,55 – 0,70 |
| Fluxo (lpm)               | 6 – 8        | 8 – 15      |
| FiO <sub>2</sub>          | < 0,5        | < 0,5       |

**Fonte: Sarmento, Carvalho e Peixe (2007, p. 415).**

#### Notas:

PEEP - pressão positiva no final da expiração.

cmH<sub>2</sub>O - centímetro de água.

FR - frequência respiratória

Rpm - respiração por minuto.

Ti - tempo inspiratório.

S - segundos.

FiO<sub>2</sub> - fração inspirada de O<sub>2</sub>.

#### 2.7.2.1 Pressão

A pressão é definida como a tensão mecânica que as moléculas de gás exercem dentro do pulmão, tendo como unidade usual de medida o cmH<sub>2</sub>O (SARMENTO, 2007). Para se determinar esta pressão tem-se que verificar a diferença entre a pressão no espaço pleural e nas vias aéreas. A pressão pleural é medida através de uma agulha que atravessa a parede

torácica e se insere no espaço pleural, sendo esta técnica pouco comum, substituída pela de pressão esofágica, que é capaz de refletir as mudanças da pressão intrapleurais (CHERNIACK, 1995).

O sistema respiratório se divide em momentos dinâmicos e estáticos, sendo que a pressão de pico ( $P_{pico}$ ) faz parte das características dinâmicas e a pressão de platô ( $P_{plat}$ ) da estática (EMMERICH, 1998).

A pressão de pico e a pressão de platô ocorrem durante a fase insuflatória, ou seja, na inspiração, sendo que a pressão de pico é classificada como sendo a pressão máxima alcançada ao final de um fluxo inspiratório e a pressão de platô é obtida devido uma pausa inspiratória ou por oclusão do sistema de ventilação (AZEREDO, 2002), e reflete a pressão estática da retração elástica do sistema respiratório no final da insuflação passiva (AZEREDO, 2002; AULER JR e CARVALHO, 1992).

Outro parâmetro pode ser obtido com a pressão de pico e pressão de platô, pois através da diferença entre estas pressões se obtém a pressão transaérea (PTA):  $PTA = P_{pico} - P_{plat}$ . A PTA está relacionada à resistência das vias aéreas (RVA). Na prática se for observado uma PTA acima de 6 cmH<sub>2</sub>O está relacionado a um aumento de resistência de vias aéreas deste paciente (AZEREDO, 2002).

#### 2.7.2.2 Volume

O volume inspiratório é definido como a quantidade de gás que o pulmão acomoda até o final da inspiração, sendo numericamente igual a integral do fluxo em relação ao tempo. A unidade de medida é dada em mililitros (ml ou mL) ou litros (L) (SARMENTO, 2007).

O volume corrente (VC) é definido como o volume de gases inspirados e expirados durante cada ciclo respiratório (EMMERICH, 1996; RODRIGUES et al., 2002; GUZMAN et al., 1991). Em adultos o VC normal é em torno de 5 ml/kg (GUZMAN et al., 1991), e um aumento deste VC pode ser um indicativo de desmame (EMMERICH, 1996). Em crianças, um estudo mostrou que VC entre 6 a 10 ml/kg não se associou com aumento da mortalidade, sendo utilizado como margem de confiança (KHEMANI et al., 2009). Considerando o embasamento fisiológico, os pacientes pediátricos poderiam se beneficiar com VC menor que 6 ml/kg (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

O volume inspirado e expirado pode ser medido internamente pelo respirador ou através de equipamentos externos específicos. A relação do volume de ar inspirado e expirado

devem ser iguais na ausência de escape de ar. Os escapes de ar são frequentes ao redor da cânula endotraqueal ou também devido a fístulas broncopleurais. Este volume perdido nos tubos também deve ser levado em conta (CARVALHO, 2007).

### 2.7.2.3 Fluxo

O fluxo é a quantidade de ar que entra ou sai do sistema a cada unidade de tempo e graficamente apresenta-se de forma positiva na inspiração e negativa na expiração. A unidade de medida é dada em litros por minuto (L/min) (SARMENTO, 2007).

Para verificar a medida dos fluxos é usado um sensor de fluxo (pneumotacógrafo) ou verificando as diferenças nos sinais de volume em um espirômetro (CHERNIACK, 1995).

O fluxo inspiratório é gerado pelo desenvolvimento de pressão no interior do respirador, o qual serve para mover os gases para o interior dos pulmões do paciente. A taxa de fluxo ajustada no ventilador é importante determinante na capacidade do respirador alcançar os níveis desejados de volume corrente, pico de pressão inspiratória (PIP), a forma de onda, a relação inspiração/expiração (I:E) e até mesmo, em alguns casos, na frequência respiratória (CARVALHO et al., 2007).

O uso de altas e baixas taxas de fluxo inspiratório tem suas vantagens. Em altas taxas de fluxo inspiratório pode melhorar a oxigenação por aumento da pressão, pois permite atingir um PIP alto prevenindo a retenção de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) e em baixas taxas de fluxo inspiratório tem a vantagem do menor risco de barotrauma. As desvantagens nas baixas taxas de fluxo estão associadas à hipercapnia e a possibilidade de não atingir o PIP pré-determinado, e as altas taxas pode aumentar o risco de barotrauma, diminuir o retorno venoso e aumentar a resistência das vias aéreas com o uso de cânulas de calibre reduzido (CARVALHO et al., 2007).

### 2.7.2.4 Complacência

Em um objeto comum, por exemplo, uma mola, a mudança no seu comprimento devido uma força aplicada causa uma distensibilidade, que pode ser medida. Em comparação ao aparelho respiratório, esta força aplicada e o comprimento não podem ser medidas, mas pode-se determinar a pressão aplicada para deslocar certo volume pulmonar (CHERNIACK, 1995). As propriedades elásticas do pulmão podem ser determinada pela alteração da pressão em função da alteração do volume nos pulmões (CHERNIACK, 1995). A complacência é a

relação da variação do volume nos pulmões a uma determinada pressão (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

A complacência do pulmão (elasticidade) é dada pela equação (1) (AZEREDO, 1984), sendo assim, a distensibilidade do sistema respiratório é a mudança de volume por unidade de mudança de pressão (CHERNIACK, 1995):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1)$$

A complacência dos pulmões é em torno de 0,20 l/cm H<sub>2</sub>O, a complacência da parede torácica de 0,20 l/cm H<sub>2</sub>O e a complacência do sistema respiratório total de 0,10 l/cm H<sub>2</sub>O em indivíduos saudáveis (CHERNIACK, 1995).

Nas crianças e neonatos a estrutura pulmonar é diferente, pois a ventilação colateral através dos poros de Kohn, canais de Lambert e de Martin são reduzidas, ou têm deficiência em relação ao surfactante e também pode estar presente pouca alveolização. A complacência da caixa torácica em neonatos e crianças é mais elevada devido ao fato de as costelas serem mais cartilaginosas, facilitando a expansão. Sendo assim, essa diferença na complacência pulmonar e da caixa torácica, proporciona a estas crianças e bebês um desconforto respiratório (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

As complacências estática e dinâmica também podem ser medidas com os indivíduos ventilados espontaneamente (GONÇALVES, 1991).

#### 2.7.2.4.1 Complacência estática

Para se medir a complacência estática, o paciente deve inspirar até a capacidade pulmonar total (CPT) em torno de três vezes para que se possa obter um volume constante, o bocal é fechado temporariamente, tendo um fluxo zero, para verificar a diferença de pressão nas diminuições de volumes em uma expiração lenta da CPT até o volume residual (VR), sendo que esta interrupção do fluxo deve durar em torno de 1,5 segundos, visualizando as pressões em platô (CHERNIACK, 1995).

Os valores de referência da Cest para crianças, lactentes e recém-nascidos (RN) se encontram na Tabela 3. Em adultos a referência da complacência estática normal está entre 50 a 80 ml/cmH<sub>2</sub>O, tendo as seguintes equações para o cálculo da complacência estática do



sistema respiratório (equação 2) e no ventilador mecânico (equação 3) (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007):

$$C_{est} = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (2)$$

$$C_{est} = \frac{VC (ml)}{P_{platô} - PEEP (ml/cmH_2O)} \quad (3)$$

**Tabela 3: Valores normais da Cest em pediatria**

|           |                                |
|-----------|--------------------------------|
| RN        | 2 a 4 ml/ cmH <sub>2</sub> O   |
| Lactentes | 5 a 10 ml/ cmH <sub>2</sub> O  |
| Crianças  | 15 a 50 ml/ cmH <sub>2</sub> O |

Fonte: Sarmiento, Carvalho e Peixe (2007, p. 387).

#### 2.7.2.4.2 Complacência dinâmica

Quando o pulmão está em movimento durante a respiração a complacência é chamada de complacência dinâmica ( $C_{din}$ ). Na  $C_{din}$  o VC é dividido pela mudança de pressão a partir do final da inspiração até o final da expiração através de um registro de fluxo. A complacência dinâmica irá depender de uma mudança no volume durante a respiração, sendo dividida pela mudança de pressão transpulmonar no final da expiração ao final de uma inspiração (CHERNIACK, 1995).

A complacência dinâmica reflete a força de retração elástica dos pulmões, levando em consideração a complacência dos circuitos do ventilador, dos pulmões, da parede do tórax e também a resistência ao fluxo aéreo. Os valores são um pouco mais baixos que o da  $C_{est}$  (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Nestas características dinâmicas considera-se a complacência dos circuitos do ventilador, da parede torácica e também dos pulmões, e ainda da resistência das vias aéreas tanto do paciente quanto do tubo traqueal (EMMERICH, 1998).

A fórmula é dada pela equação (4) (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007):

$$C_{din} = \frac{VC (ml)}{P_{pico} - PEEP (ml/cmH_2O)} \quad (4)$$

### 2.7.2.5 Resistência

Através da medida da resistência é possível verificar como o fluxo de ar se movimenta pelas vias aéreas. Por exemplo, quando a resistência estiver aumentada significa que o fluxo está percorrendo mais lentamente as vias aéreas, o que pode levar a um comprometimento da oxigenação, devido a pouca ventilação (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Os valores de referência para a resistência em crianças e neonatos se encontram na tabela 4.

O aumento da resistência das vias aéreas em pacientes ventilados pode ser devido o tubo endotraqueal, onde é observado aumento do trabalho respiratório com a diminuição do calibre das vias aéreas artificiais. O autor descreve a resistência pela equação (5) (EMMERICH, 1998):

$$Raw = \frac{P_{pico} - P_{platô}}{\text{Fluxo inspiratório}} \quad (5)$$

A resistência de vias aéreas é calculada através  $\Delta P / \Delta F$ . O fluxo é a variação de volume em relação ao tempo: Fluxo = VC/ Ti, já a resistência é calculada através da variação da pressão em relação à variação do fluxo (equação 6) (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007):

$$Raw = \frac{P_{pico} - P_{platô}}{\text{Fluxo inspiratório} - \text{Pausa inspiratória}} \quad (6)$$

**Tabela 4: Valores de referência da resistência das vias aéreas.**

|          |                                    |
|----------|------------------------------------|
| Neonatos | 20 a 40 cmH <sub>2</sub> O/ L/ seg |
| Crianças | 10 a 20 cmH <sub>2</sub> O/ L/ seg |

Fonte: Sarmiento, Carvalho e Peixe (2007, p. 388)

Durante a respiração normal, os músculos respiratórios têm que superar tanto a resistência dos pulmões como a resistência ao fluxo de ar (CHERNIACK, 1995). Valores normais da frequência respiratória em relação a idade se encontram na Tabela 5.

A retração elástica é a capacidade que o pulmão tem em retornar a sua posição e volume inicial, ou seja, de repouso. A tensão superficial através da presença do surfactante pulmonar equilibra esta retração elástica (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

**Tabela 5: Valores de referência da frequência respiratória**

| <b>Idade</b> | <b>FR</b>   |
|--------------|-------------|
| RN pré termo | 40 – 60 rpm |
| RN a termo   | 38 – 42 rpm |
| 3 meses      | 30 – 35 rpm |
| 6 meses      | 24 – 29 rpm |
| 1 ano        | 23 – 24 rpm |
| 5 anos       | 18 – 22 rpm |
| 15 anos      | 16 – 18 rpm |

**Fonte Sarmento, Carvalho e Peixe (2007, p. 382).**

**Notas:**

RN pré-termo - recém-nascido com menos de 37 semanas de idade gestacional.

RN a termo - recém-nascido com idade gestacional entre 37 semanas e 41 semanas.

## 2.8 ONDAS DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Os ventiladores atuais proporciona avaliar a mecânica respiratória do paciente respiração por respiração, permitindo visualizar as formas de ondas (GEORGOPOULOS, 2006). Estas formas de onda permitem que os profissionais da área possam verificar a interação do paciente com o ventilador mecânico e também verificar os problemas que podem ser encontrados nos diferentes tipos de modos de ventilação mecânica assistida, sendo este uma forma de avaliação não invasiva (GEORGOPOULOS, 2006).

As figuras 12, 13, 14 apresentam características normais das ondas respiratórias, mostrando as alterações em relação ao tempo.

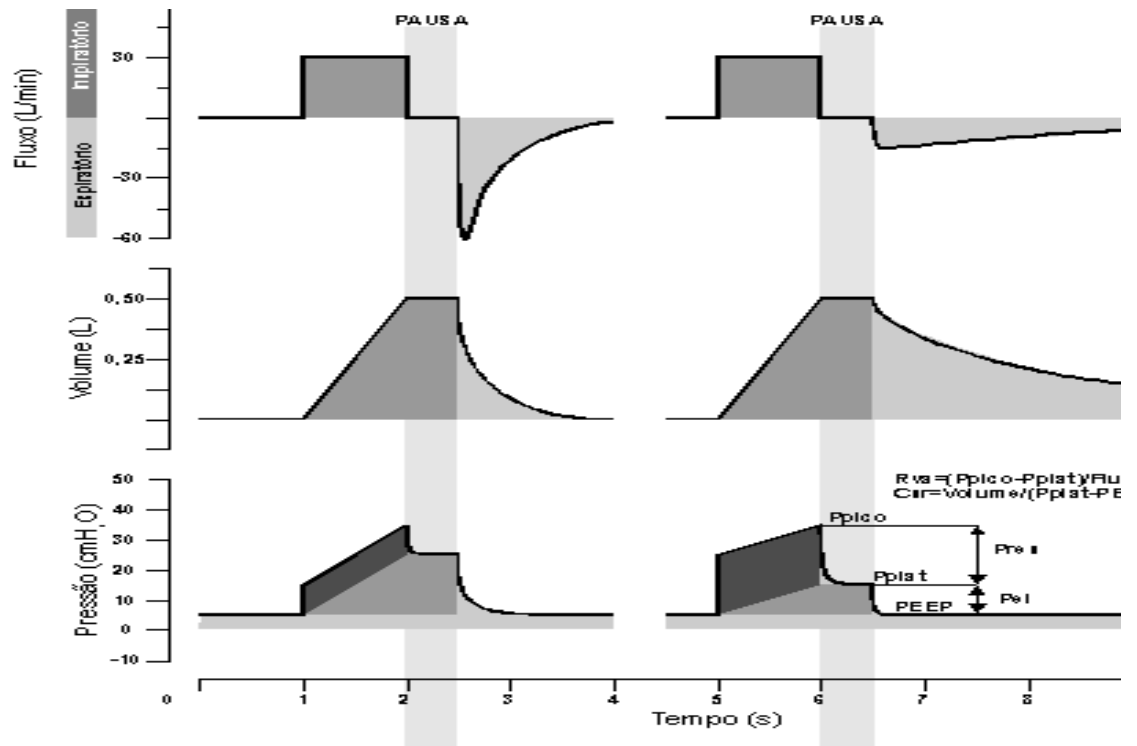


Figura 12: Ondas de fluxo, volume e pressão do ciclo respiratório apresentado em forma gráfica. No gráfico pressão é possível visualizar a pressão de pico, pressão de platô, após uma pausa inspiratória, e o PEEP.

Fonte: Sarmento (2007)

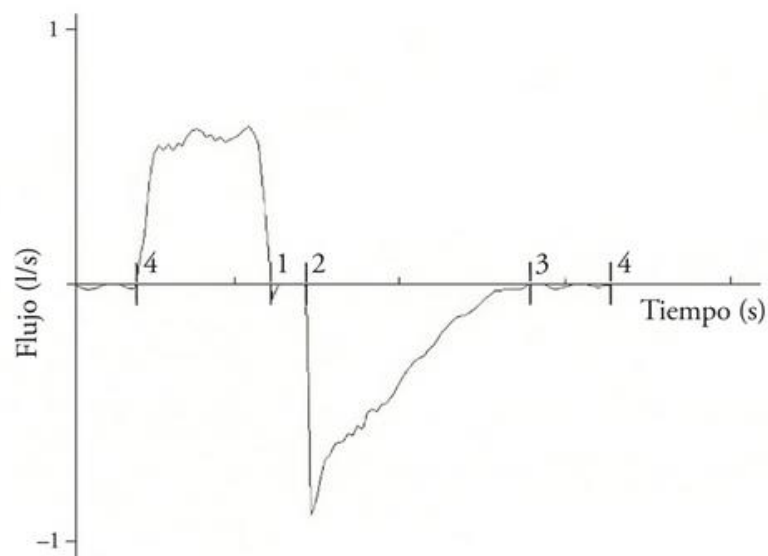
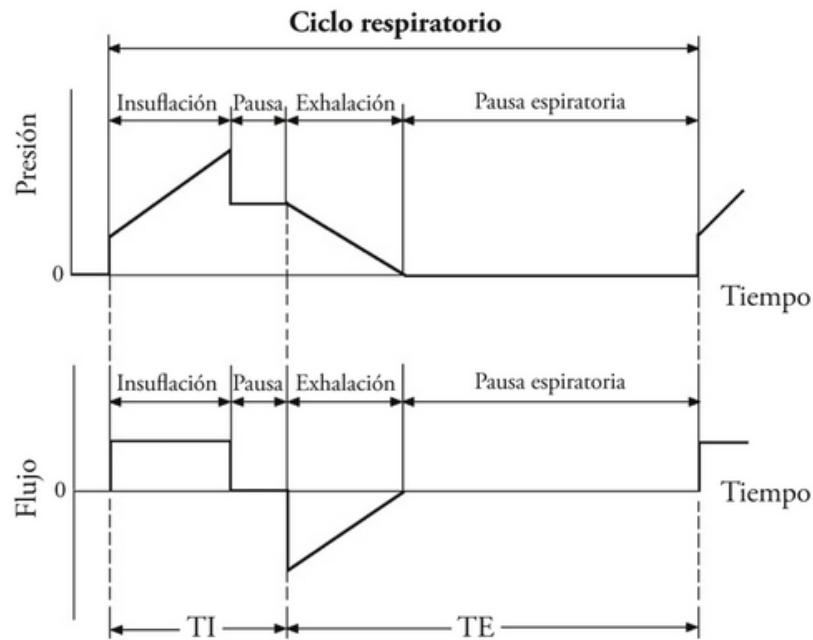


Figura 13: Gráfico de fluxo em relação ao tempo. 4-2 tempo inspiratório; 1-2 pausa inspiratória; 2-4 tempo expiratório; 3-4 pausa expiratória.

Fonte: Gómes (2012).



**Figura 14:** Gráfico da pressão e fluxo em relação ao tempo.  
**Fonte:** Gómes (2012).

## 2.9 GASOMETRIA ARTERIAL

A gasometria arterial é o mecanismo de avaliação da habilidade do pulmão para realizar as trocas gasosas (RIBEIRO-SILVA e SILVA, 2004), uma forma de monitoramento destas trocas gasosas de forma invasiva, sendo muito importante no que se refere à assistência ao paciente em ventilação mecânica. A gasometria arterial é considerado um exame padrão ouro para avaliar a oxigenação do paciente, assim como sua ventilação e o equilíbrio ácido-base. Os parâmetros medidos diretamente são a pressão parcial de oxigênio no sangue arterial ( $\text{PaO}_2$ ), a pressão parcial de  $\text{CO}_2$  arterial ( $\text{PaCO}_2$ ) e o potencial de hidrogênio iônico (pH) (GÓMES, 2012; PIVA et al., 1998; PRASAD et al., 2007). Esta forma de medir a  $\text{PaO}_2$ , em conjunto com a do dióxido de carbono e do pH ainda é o método mais utilizado na monitorização da oxigenação e da ventilação (BRAZ, 1996).

Em relação a esta análise dos gases no sangue arterial, existem ainda alguns problemas relacionados à medida dos gases sanguíneos e do pH arterial, pois por este procedimento ser invasivo, através do uso de um cateter intra-arterial ou por punção arterial, o risco de infecção está presente, além da possibilidade de ocorrer perdas sanguíneas, que para as crianças pode ser perigoso em consideração a aquelas hemodinamicamente instáveis. Outro problema que está relacionado a este exame é a possibilidade da presença de um grande

intervalo de tempo entre a coleta da amostra e a obtenção dos resultados, o que pode causar eventuais alterações (BRAZ, 1996).

Através de uma amostra de sangue arterial, é possível medir diretamente as concentrações de pressões parciais de oxigênio ( $\text{PaO}_2$ ) e de dióxido de carbono ( $\text{PaCO}_2$ ) e o pH e, a partir destas, é possível calcular indiretamente os valores do bicarbonato ( $\text{HCO}_3^-$ ), do  $\text{CO}_2$  total, da saturação da hemoglobina e do excesso de base (TERRA, 1998).

### 2.9.1 Pressão parcial de oxigênio arterial ( $\text{PaO}_2$ )

Este é um parâmetro que reflete a quantidade de  $\text{O}_2$  que está dissolvida no plasma sanguíneo, mostrando indiretamente a eficácia das trocas de oxigênio entre os alvéolos e os capilares pulmonares, sendo descrita em mmHg. O valor considerado normal pela literatura é de 80 a 100 mmHg, sendo também o mais importante determinante da saturação de hemoglobina ( $\text{SaO}_2$ ) (EMMERICH, 1996; GÓMES, 2012), porém em relação a  $\text{PaO}_2$  há os valores considerados normais para algumas faixas etárias (Tabela 6). A  $\text{SaO}_2$  é definida como o percentual de hemoglobina do sangue arterial que está ligada ao oxigênio (PIVA et al., 1998). Níveis abaixo dos valores considerados normais representa hipoxemia arterial (TERRA, 1998).

**Tabela 6: Valores normais de  $\text{PaO}_2$  e  $\text{PaCO}_2$  (mmHg) nas diversas faixas etárias.**

| Idade        | $\text{PaO}_2$ (mmHg) | $\text{PaCO}_2$ (mmHg) |
|--------------|-----------------------|------------------------|
| RN pré-termo | 50 – 60               | 35 – 45                |
| RN termo     | 55 – 70               | 35 – 45                |
| 1-6 meses    | 60 – 85               | 35 – 45                |
| 6-12 meses   | 85 – 90               | 35 – 45                |
| >1 ano       | 90 – 97               | 35 – 45                |

Fonte: Sarmiento, Carvalho e Peixe (2007).

### 2.9.2 Pressão parcial de $\text{CO}_2$ arterial ( $\text{PaCO}_2$ )

Este parâmetro reflete o equilíbrio entre a produção de  $\text{CO}_2$  e a ventilação alveolar, sendo considerado como normal valores entre 35 a 45 mmHg (GÓMES, 2012; PIVA et al., 1998). Valores abaixo de 35 mmHg representam hipocapnia e acima de 45 mmHg, hipercapnia (TERRA, 1998). A  $\text{PaCO}_2$  é regulada pela ventilação pulmonar (BARBOSA, ALVES e QUEIROZ FILHO, 2006). Há uma forte relação entre os níveis de pH e níveis séricos de  $\text{PaCO}_2$ , pois estima-se que quando ocorre uma variação no  $\text{PaCO}_2$  em torno de 10

mmHg, também ocorre uma variação no pH em torno de 0,08 mmHg, por exemplo, se o PaCO<sub>2</sub> subir de 40 para 50 mmHg o pH cai de 7,4 para 7,32 (PIVA et al., 1998).

O desempenho da ventilação alveolar reflete na concentração alveolar de CO<sub>2</sub>. Em condições normais, todo o CO<sub>2</sub>, resultante da atividade metabólica, é eliminado pelos pulmões através da ventilação alveolar em uma forma de equilíbrio. A PaCO<sub>2</sub> resulta deste equilíbrio entre o CO<sub>2</sub> alveolar e o CO<sub>2</sub> do capilar pulmonar, assim, a PaCO<sub>2</sub> é diretamente proporcional ao CO<sub>2</sub> produzido pelo organismo e inversamente proporcional à efetiva ventilação alveolar (TERRA, 1998).

### 2.9.3 Potencial de hidrogênio iônico (pH)

O pH é um parâmetro determinado pela relação da concentração do bicarbonato (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>) e PaCO<sub>2</sub>, de acordo com a equação de Henderson-Hasselbalch (equação 7) (GÓMES, 2012; TERRA, 1998; BARBOSA, ALVES e QUEIROZ FILHO, 2006), sendo este uma medida da acidez ou alcalinidade do sangue (PRASAD et al., 2007). O valor normal do pH está entre 7,35 a 7,45 (GÓMES, 2012; PIVA et al., 1998, TERRA, 1998; PRASAD et al., 2007). Em relação à água pura, o pH desta é de 7, considerado como um pH neutro (PRASAD et al., 2007).

O pH é o logaritmo negativo da concentração de íons hidrogênio livres (pH = -log [H<sup>+</sup>]), sendo definido pela razão entre a PaCO<sub>2</sub> e o bicarbonato plasmático, calculado pela equação (7) (BARBOSA, ALVES e QUEIROZ FILHO, 2006):

$$\text{pH} = [6,10 + \log (\text{HCO}_3^- / \text{PaCO}_2 \times 0,03)] \quad (7)$$

Para analisar os valores obtidos na gasometria, considera-se que os valores de pH abaixo de 7,35 representam excesso de ácidos no sangue, sendo classificada como acidose, enquanto que valores acima de 7,45 representam deficiência de ácidos no sangue, ou seja, alcalose. O estado em que o paciente se encontra (alcalose a acidose) pode ocorrer devido aos desvios da ventilação alveolar. A acidose ou a alcalose são chamadas de respiratórias e sempre vai acompanhar as alterações da PaCO<sub>2</sub> (TERRA, 1998; PRASAD et al., 2007). Também podem ocorrer por autohiperventilação. Estados de acidose e de alcalose, que não sejam de origem respiratória, são chamados não respiratórios ou metabólicos, onde

acompanha as alterações na concentração do bicarbonato arterial (TERRA, 1998; BARBOSA, ALVES e QUEIROZ FILHO, 2006).

O  $\text{CO}_2$  é resultado do metabolismo celular e este  $\text{CO}_2$  é transportado dos tecidos para os pulmões através do sangue. Se em excesso, combina com a água ( $\text{H}_2\text{O}$ ) para formar o ácido carbônico ( $\text{H}_2\text{CO}_3$ ), assim o pH no sangue se altera de acordo com o nível de ácido carbônico presente o que desencadeia os pulmões a reduzir ou aumentar a ventilação até que a quantidade de  $\text{CO}_2$  esteja reestabelecida. Esta compensação através dos pulmões começa a ocorrer dentro de 1 a 3 minutos (PRASAD et al., 2007).

Os rins também funcionam como um sistema regulador do pH, pois eles excretam ou armazenam o bicarbonato [ $\text{HCO}_3^-$ ]. Se o pH aumenta os rins excretam através da urina e se o pH está baixo ele irá reter o  $\text{HCO}_3^-$ , com este mecanismo os rins são um bom regulador do equilíbrio ácido-base, porém este sistema pode demorar horas ou dias para regular este desequilíbrio (PRASAD et al., 2007). O sistema renal e o sistema respiratório trabalhando em conjunto conseguem manter o pH dentro da normalidade (PRASAD et al., 2007).

#### 2.9.4 Bicarbonato ( $\text{HCO}_3^-$ )

O valor do  $\text{HCO}_3^-$  dentro da normalidade está entre 22 a 26 mEq/L, onde valores acima deste nível são considerados alcalose metabólica e abaixo acidose metabólica. Ocorre uma relação entre os níveis séricos de  $\text{HCO}_3^-$  e pH, considerando que a cada 10 mmHg modificados no  $\text{HCO}_3^-$  ocorra uma variação de 0,15 no pH, como por exemplo, se o  $\text{HCO}_3^-$  subir de 24 para 34 mEq/L, o pH subirá de 7,4 para 7,55 (PIVA et al., 1998).

O  $\text{HCO}_3^-$  também é calculado pela equação de Henderson-Hasselbalch (equação 7). Podem ocorrer alterações em relação ao valor de normalidade. O valor diminui quando há excesso de ácidos não voláteis no organismo, como ocorre com portadores de diabetes “mellitus” descompensado, na diminuição da eliminação destes ácidos não voláteis pelo rim, no caso de uma insuficiência glomerulotubular renal e também na compensação da alcalose respiratória crônica, na acidose lática dos estados de choque e nas perdas de álcalis por diarreias profundas. Os valores podem aumentar em casos de perda de ácidos por vômitos, em casos de administração em excesso de bicarbonato para finalidades terapêuticas e também em casos em que há excesso de excreção de ácidos pelos rins, para tentar compensar a acidose respiratória crônica (TERRA, 1998).



Um excesso de base (BE) indica a quantidade de bicarbonato no sistema. O valor normal está no intervalo de + 2 a - 2 mEq /litro. O excesso de base negativa indica um déficit de base no sangue (PRASAD et al., 2007).

**Tabela 7: Tipo de distúrbios ácido-básicos**

| <b>Tipo</b>           | <b>Valores</b>                           | <b>Causa</b>  |
|-----------------------|--|---|
| Acidose respiratória  | pH < 7,35<br>PaCO <sub>2</sub> > 45 mmHg | Hipoventilação  |
| Alcalose respiratória | pH > 7,45<br>PaCO <sub>2</sub> < 35 mmHg | Hiperventilação   |
| Acidose metabólica    | pH < 7,35<br>bicarbonato < 22 mEq/L      | Déficit de base ou excesso de ácidos, além do CO <sub>2</sub> na corrente sanguínea |
| Alcalose metabólica   | pH > 7,45<br>bicarbonato > 26 mEq/L      | Excesso de base ou perda de ácido no interior do corpo.                             |

**Fonte: Prasad et al. (2007).**

## 2.10 FOTOGRAMETRIA

A fotogrametria é classificada como a arte, ciência e tecnologia de extrair as informações necessárias em relação ao objeto ou meio a ser analisado através de registros, interpretação e mensuração de imagens fotográficas (ANDRADE, 1998; TEMBA, 2000). Com a fotogrametria, é possível, através do posicionamento dos pontos nas fotos, analisar as distâncias, áreas, volumes, tamanhos e formas aproximadas do objeto (TEMBA, 2000). Esta forma de medição (fotogrametria) foi datada no final do século XIX visando à inserção da métrica em imagens, possibilitando obter informações e análises quantitativas (COELHO e BRITO, 2007).

A Sociedade Americana de Fotogrametria classifica esta técnica como a arte de obter informações de confiança sobre objetos e do meio ambiente através do uso de registros, medições e interpretações das imagens fotográficas (THOMPSON, 1966).

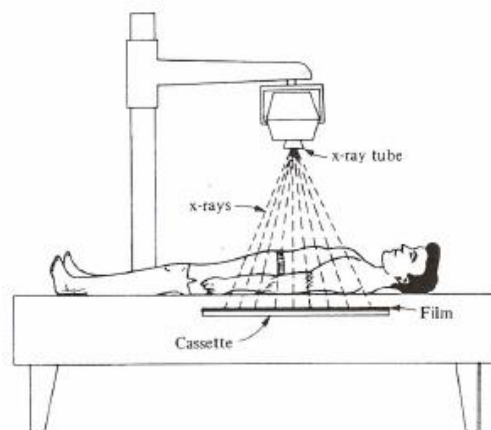
Através da elaboração de mapas e com o surgimento das fotografias, o uso de imagens foi necessário para o registro instantâneo do terreno e suas medições. O primeiro a utilizar fotografias em levantamentos cartográficos foi um oficial francês chamado Laussedat (ANDRADE, 1998). Com o passar do tempo esta técnica foi se aperfeiçoando e atualmente é utilizada em muitos outros campos além da engenharia, como na área de médica, possibilitando um vasto campo para pesquisas e trabalhos no campo científico (LOCH e LAPOLLI, 1998).

Com as melhorias da técnica de análise de fotos muitos profissionais de saúde estão utilizando a fotogrametria para quantificar as alterações nas estruturas visíveis do corpo (CODARIN et al., 2012).

As imagens são recursos importantes na área médica, pois permitem a visualização das estruturas anatômicas, possibilitando um bom diagnóstico (PATIAS, 2002). A fotogrametria aplicada em análises respiratórias vem sendo realizada com sucesso em análises bidimensionais em crianças, mostrando ser um recurso de grande importância para avaliação pulmonar (RICIERI e ROSÁRIO FILHO, 2009).

Atualmente, com a possibilidade da digitalização de imagens, a fotogrametria pode ser utilizada tanto para situações estáticas como dinâmicas, mostrando resultados positivos em análises em 2D e 3D (SACCO et al., 2007; RICIERI, COSTA e ROSÁRIO FILHO, 2008). Hoje ela é utilizada em vários outros campos da medicina, como por exemplo, para avaliação postural (SACCO et al., 2007; RICIERI e ROSÁRIO FILHO, 2009), análise de marcha em amputados (BARAÚNA et al., 2006).

Embora as radiografias possam ser analisadas utilizando princípios fotogramétricos, há várias diferenças básicas entre radiografias e fotografias. Na radiografia (Figura 15), por exemplo, a energia irradiada através de um objeto é projetada num filme, enquanto que na fotografia, é a energia refletida pelos objetos que é projetada sobre o filme (WOLF, 1983).



**Figura 15: Imagem ilustrativa da exposição do paciente aos raios X para obtenção de uma radiografia. Fonte: Wolf (1983, p. 503).**

## 2.11 RADIOLOGIA EM PEDIATRIA

A radiologia (estudo das imagens radiográficas) é de suma importância para a análise do sistema respiratório e das patologias pulmonares (AZEREDO, 1984). Geralmente as radiografias de tórax são feitas nas posições antero-posterior (AP) e de perfil. O exame radiológico mais utilizado é a radiografia de tórax, pois permite obter muitas informações sobre o estado do pulmão e ainda possibilita fazer uma análise comparativa e de evolução do pulmão em questão (AZEREDO, 1984).

Para verificar se uma imagem radiográfica está em boas condições, deve-se analisar se a radiografia representa uma boa penetração, ou seja, as imagens estão bem visíveis. Algumas características são as costelas de forma ligeiramente oblíqua, com os arcos anteriores mais baixos que os posteriores, as cúpulas diafragmáticas tem o aspecto abaulado, sendo que a cúpula direita apresenta-se mais elevada que a esquerda, e no parênquima pulmonar deve ser somente visto a trama vascular (AZEREDO, 1984).

Na radiografia normal, os pulmões, devido à presença de ar, apresentam-se mais escurecidos pelo fato do ar ser menos denso que o tórax, absorvendo menor radiação. Sendo assim, os pulmões são definidos como “radiotransparentes” aos raios X (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Em relação aos ossos, estes são mais densos, o que significa que bloqueiam maior quantidade de radiação produzindo “sombras brancas” na radiografia, sendo definidos como “radiopacos” aos raios X (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007). Já as partes moles do organismo, como os tecidos musculares, apresentam características acinzentadas, pois possuem densidade intermediária para a faixa de radiação utilizada (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Os raios X de tórax não são sensíveis o suficiente para avaliar as alterações parenquimatosas do pulmão e há frequentemente uma discrepância entre o modo como o pulmão aparece em raios X e os sintomas apresentados no sistema respiratório (MELLO et al., 2003).

Os raios X são raios invisíveis da energia com comprimento de onda cerca de 10.000 vezes menor do que luz visível. Devido as suas características, os raios X são capazes de penetrar substâncias que normalmente absorvem ou refletem a luz visível. Quando os raios X são dirigidos para um objeto, como por exemplo, o corpo humano, eles atravessam o objeto e criam uma imagem, chamada de radiografia (WOLF, 1983).

Em relação às crianças, que têm uma expectativa de vida maior do que o adulto, elas estão mais sujeitas aos efeitos nocivos dessas radiações. Há uma preocupação dos

profissionais de saúde para que essas crianças sejam submetidas a exames com doses extremamente baixas de radiação (CARVALHO et al., 2007).

No caso da radiologia pediátrica, os exames mais comuns são os do aparelho respiratório, ou seja, radiografias de tórax, pelo fato de que as crianças são mais suscetíveis a infecções respiratórias, virais e bacterianas (SARRIA et al., 2033). O aparelho ideal a ser utilizado em crianças é aquele em que se obtêm imagens em um tempo curto. Desta forma, os exames poderão ter o máximo possível de informações com pouco manuseio do paciente. Deve-se destacar, novamente, que o uso das doses de radiação deve ser reduzido ao máximo em crianças (CARVALHO et al., 2007).

### 3 METODOLOGIA

O estudo envolveu tanto a averiguação da avaliação da mecânica respiratória como também o uso da mesma pelos profissionais da UTI cardíaca do HPP, sendo este um estudo descritivo observacional. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Infantil Pequeno Príncipe com o registro de número 1034-11. Os pais assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e uma autorização para a pesquisa.

#### 3.1 PARTICIPANTES

No período estudado (janeiro a agosto de 2012) foram selecionadas 46 crianças de ambos os sexos, com idade de 0 a 1 ano, das quais foram analisadas inicialmente trinta crianças que não apresentaram nenhuma complicação pulmonar no período inicial de permanência na UTI (idade de  $3,23 \pm 2,52$  meses), sendo excluídas 16 crianças que apresentaram outras complicações pulmonares (pneumotórax, etc) ou que apresentaram ondas respiratórias irregulares. Dessas 30 crianças previamente selecionadas, os dados gasométricos foram utilizados apenas para uma análise preliminar, para verificar as alterações no exame de gasometria arterial no modo ventilatório assistido-controlado. Durante a permanência prolongada em VMI, dez destas crianças desenvolveram atelectasia (idade de  $2,25 \pm 1,62$  meses) e oito crianças DP (idade de  $2,12 \pm 1,72$  meses), sendo comparados os dados dessas crianças antes e após o surgimento da complicação pulmonar. Na Figura 22, em resultados, é possível visualizar em forma de fluxograma as separações do grupo das crianças para análise.

Para verificar as informações encontradas na literatura, de que a mecânica respiratória não é um método muito utilizado nas UTI, foi realizado um questionário (APÊNDICE A) com os médicos residentes sobre o uso da mecânica respiratória na UTI cardíaca HPP, onde apenas 6 médicos se propuseram a responder o questionário.

#### 3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

##### 3.2.1 Critérios de inclusão

Crianças de 0 a 12 meses, submetidas à cirurgia cardíaca devido à cardiopatia congênita, de ambos os sexos, que apresentaram atelectasia ou DP no período de permanência

na UTI e com ondas da mecânica respiratórias regulares.

### 3.2.2 Critérios de exclusão

Foram excluídas as crianças com instabilidade hemodinâmica, má-formação das vias aéreas, com comprometimento neurológico ou síndromes neurológicas e aquelas que apresentaram frequência de padrão respiratório irregular.

## 3.3 ANÁLISE DAS ONDAS RESPIRATÓRIAS

As ondas respiratórias de volume, pressão e fluxo foram analisadas individualmente em cada criança, e os dados brutos foram adquiridos através do programa Wintracer® e, posteriormente, foram exportadas para o Excel® e para o programa SigmaPlot12.0®, no qual foi possível refazer estas ondas mais detalhadas e mais nítidas que o apresentado na tela do programa Wintracer® (sendo possível também visualizar todo o ciclo respiratório, o que não é possível na tela do Wintracer®). Com estas formas de ondas foi possível selecionar aquelas mais representativas e aquelas que apresentavam ciclos controlados, excluído os ciclos em que o paciente realizou algum esforço inspiratório. Para cada criança foram selecionados 5 ciclos respiratórios para a análise, mantendo um padrão de análise. Para cada um destes ciclos de volume, pressão e fluxo foi analisada a média dos parâmetros PEEP, pressão de pico, pressão de platô, VC, tempo inspiratório, fluxo inspiratório e pausa inspiratória. Com esses parâmetros, é possível determinar os dados da mecânica respiratória, como  $C_{est} (VC/(P_{plat}-PEEP))$ ,  $C_{din} (VC/(P_{pico}-PEEP))$ , Resistência  $((P_{pico}-P_{plat})/Fluxo\ inspiratório-Pausa\ inspiratória)$ , sendo a pausa inspiratória considerado de fluxo zero, pois o valor do fluxo na pausa se encontra em zero, como no exemplo ilustrado na figura 13. Os dados de tempo exportados do Wintracer são apresentados em milissegundos (ms) e o volume de mililitros (ml) convertidos posteriormente para segundos e litros. A resistência foi dada em  $cmH_2O/L/s$ . Para cada análise dos ciclos respiratórios foi calculado a média e o desvio padrão.

## 3.4 MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Os dados dos parâmetros ventilatórios e da mecânica respiratória foram obtidos através do ventilador mecânico Inter® 5 plus, de fluxo contínuo, ciclado a tempo e limitado à

pressão, e pelo monitor gráfico Inter ® GMX, através do uso de um sensor de fluxo do tipo utilizado em pneumotacógrafo (diferencial de pressão), ambos da empresa Intermed. Para a captação e armazenamento dos dados ventilatórios e das ondas de fluxo, pressão e volume foi utilizado o programa Wintracer®, também da Intermed®. Os modos ventilatórios analisados foram o modo controlado e assistido-controlado, sendo que no modo assistido-controlado foram selecionados apenas os ciclos respiratórios mandatórios controlados que não apresentavam a interferência do esforço inspiratório na ventilação. Como padrão de escolha para análise da mecânica respiratória, foram selecionadas as ondas mais representativas, com bom sinal de aferição e sem escape de ar. O escape de ar no gráfico das ondas respiratórias é caracterizado por uma interferência na curva do volume expiratório, pois o sensor não consegue captar este volume devido o escape ao redor da cânula.

Os pacientes estavam posicionados em decúbito dorsal, sem agitação, com estabilidade hemodinâmica e sem sedação.

O sensor de fluxo do tipo pneumotacógrafo foi conectado entre a cânula endotraqueal do paciente e a conexão “Y” do circuito do respirador (Figura 9 e 20), e este tubo do sensor mantido na posição vertical e para cima. O uso do sensor apropriado para a coleta foi de acordo com a orientação do fabricante, sendo utilizado apenas o sensor neonatal e pediátrico: Sensor neonatal: massa corporal  $\leq 4$  kg (cor cinza), fluxo  $\leq 9$  l/min, TOT  $\leq 4,0$  mm. Sensor pediátrico: massa corporal  $>4$  kg (cor preto), fluxo  $>9$  l/min, tubo TOT  $> 4,5$  mm. Após o uso da coleta dos dados dos parâmetros ventilatórios e da mecânica respiratória os sensores foram desconectados e enviados para a esterilização do hospital.

O monitor gráfico do Wintracer permite realizar as análises das curvas pressão-tempo, fluxo-tempo, volume-tempo, pressão-volume e fluxo-volume como mostra a Figura 16. Este software Wintracer permite analisar e armazenar dados dos parâmetros ventilatórios como volumes inspiratórios e expiratórios, volume minuto, tempo inspiratório, frequência respiratória, relação inspiração e expiração, pressão de pico e platô, PEEP, pico de fluxo inspiratório e expiratório, resistência inspiratória e expiratória, complacência estática e dinâmica, assim como permite analisar a cada ciclo respiratório as ondas de pressão, fluxo e volume, como ilustra a Figura 16.

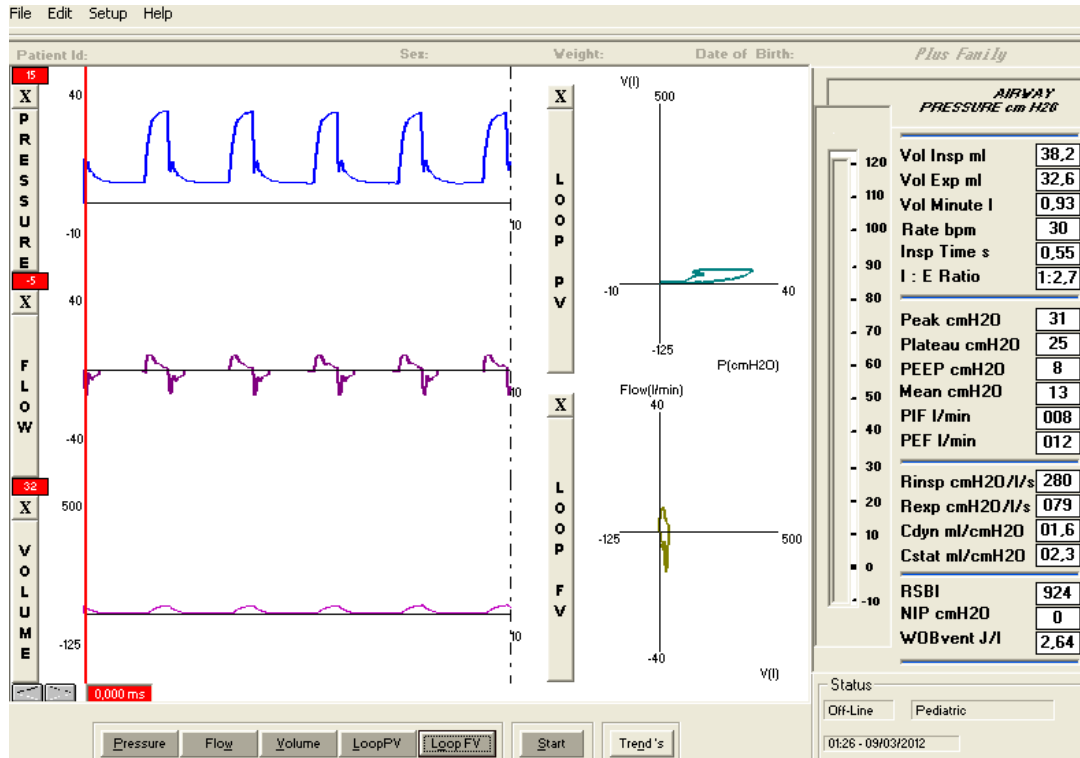


Figura 16: Tela de apresentação gráfica do Software Wintrac.

### 3.5 GASOMETRIA ARTERIAL

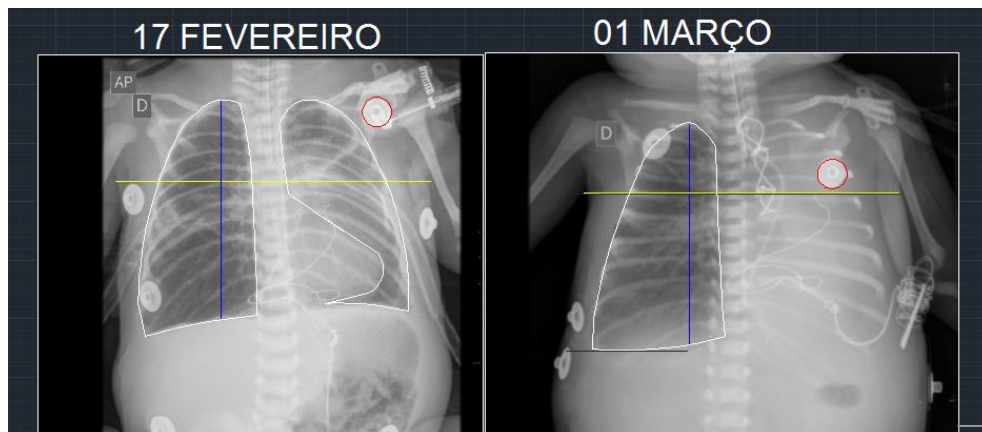
As amostras da gasometria arterial seguiram a rotina da UTI cardíaca do HPP e de acordo com a prescrição médica, sendo realizadas no período da manhã, por volta das 6 horas. As coletas e análises foram realizadas por empresa terceirizada, porém com laboratório de análise dentro do HPP. Para a coleta da amostra da gasometria arterial foi realizada a retirada da amostra sanguínea através do cateter presente na artéria radial com uso de uma seringa heparinizada (Monovette® LH; Sarstedt, Nümbrecht, Alemanha), com coletas entre 0,1 a 2 ml de sangue total. Após a coleta da amostra a equipe realizava as análises em até no máximo 15 minutos. A empresa utiliza o equipamento Cobas sistema B121 (Roche Diagnostics, Mannheim, Alemanha) para a análise dos gases sanguíneos e também faz sua calibração diariamente.

### 3.6 ÁREA PULMONAR

As imagens de radiografia foram armazenadas no programa de registro de imagens Kodak® e salvas em formato jpg. Para análise da área visível pulmonar, utilizou-se o programa AutoCad® 2012 onde a projeção radiográfica da parte sem comprometimento



pulmonar (DP e atelectasia) foi delimitada visualmente como ilustra a Figura 17, sendo classificada como área visível funcional do pulmão. Foi realizada a captura das medidas da distância axilar e altura do pulmão da criança através da distância da primeira costela ao músculo diafragma na linha mamilar e também o diâmetro do eletrodo do eletrocardiograma, o qual é visível na imagem radiográfica (Figura 18 e 19), sendo realizado para estabelecer uma calibração das medidas.



**Figura 17:** Delimitação da área pulmonar através da radiografia. Foi utilizada apenas a área sem a lesão pulmonar de atelectasia (17 fevereiro- sem atelectasia; 01 março- com atelectasia, ambas imagens do ano de 2012).



**Figura 18:** Captação da medida da altura do tórax do bebê, com medida entre a primeira costela e o músculo diafragma.



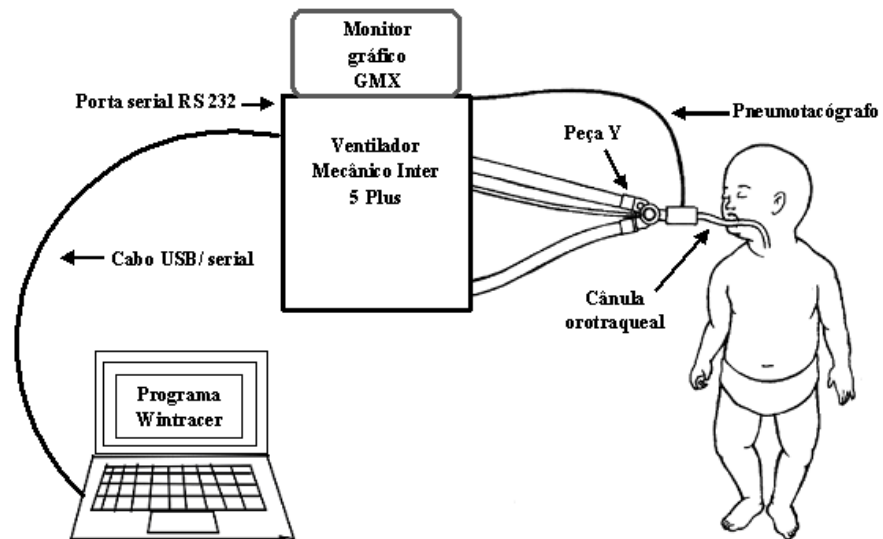
**Figura 19:** Captação da medida da largura do tórax do bebê, com medida entre a linha axilar.

### 3.7 PROTOCOLO

Todas as crianças analisadas estavam em ventilação mecânica invasiva no ventilador mecânico Inter® 5 plus (Intermed®) e acoplado o monitor gráfico Inter® GMX Slim (Intermed®) em modo controlado e assistido controlado. Para as coletas dos dados da mecânica respiratória foi conectado o sensor de fluxo do tipo utilizado em pneumotacógrafo entre a cânula orotraqueal e o ventilador mecânico, sendo este utilizado de acordo com o peso da criança. O computador portátil foi conectado no ventilador mecânico através do cabo USB/serial, sendo acoplada atrás do ventilador mecânico, na saída específica e própria para o cabo, a porta serial RS 232 (Figura 20). Os dados foram transmitidos para o computador portátil através do programa Wintracer®. Este programa capta os valores dos parâmetros respiratórios de volume, pressão e fluxo e, a partir destes dados são obtidos por cálculos matemáticos a complacência dinâmica, complacência estática e resistência das vias aéreas. Os dados analisados de cada criança avaliada ficavam armazenados em uma pasta individual no programa Wintracer® para análises mais detalhadas.

Os dados dos parâmetros ventilatórios e mecânica respiratória foram captados no mesmo momento da realização da imagem radiográfica pelo aparelho de raios X (Figura 21) e a coleta do sangue arterial próximo ao exame de raios X. A amostra para a gasometria arterial foi coletada em torno de 1 hora após a obtenção da imagem radiográfica pelo aparelho de raios X, o que não altera a função ventilatória. Os parâmetros do ventilador mecânico são alterados somente após a análise da gasometria arterial, garantindo assim a não alteração dos

seus parâmetros no período da obtenção da imagem radiográfica e da coleta da amostra para a gasometria arterial. Estes procedimentos foram realizados diariamente em cada criança durante sua permanência na UTI. Posteriormente, no final da permanência da criança na UTI, foram escolhidas as radiografias e ondas respiratórias mais representativas. Para estas crianças selecionadas, foi analisada e delimitada a área de cada pulmão, tendo sido usada a radiografia que não mostrava lesão de atelectasia e DP como referência para cada uma, para verificar o prejuízo que a atelectasia ou o DP ocasionou tanto na mecânica respiratória como na área pulmonar.



**Figura 20: Transmissão dos dados da mecânica respiratória**  
Fonte adaptada: Carvalho et al. (2000).



**Figura 21:** Captação da imagem através da máquina de raios X no mesmo momento em que são armazenados os dados ventilatórios no computador portátil.

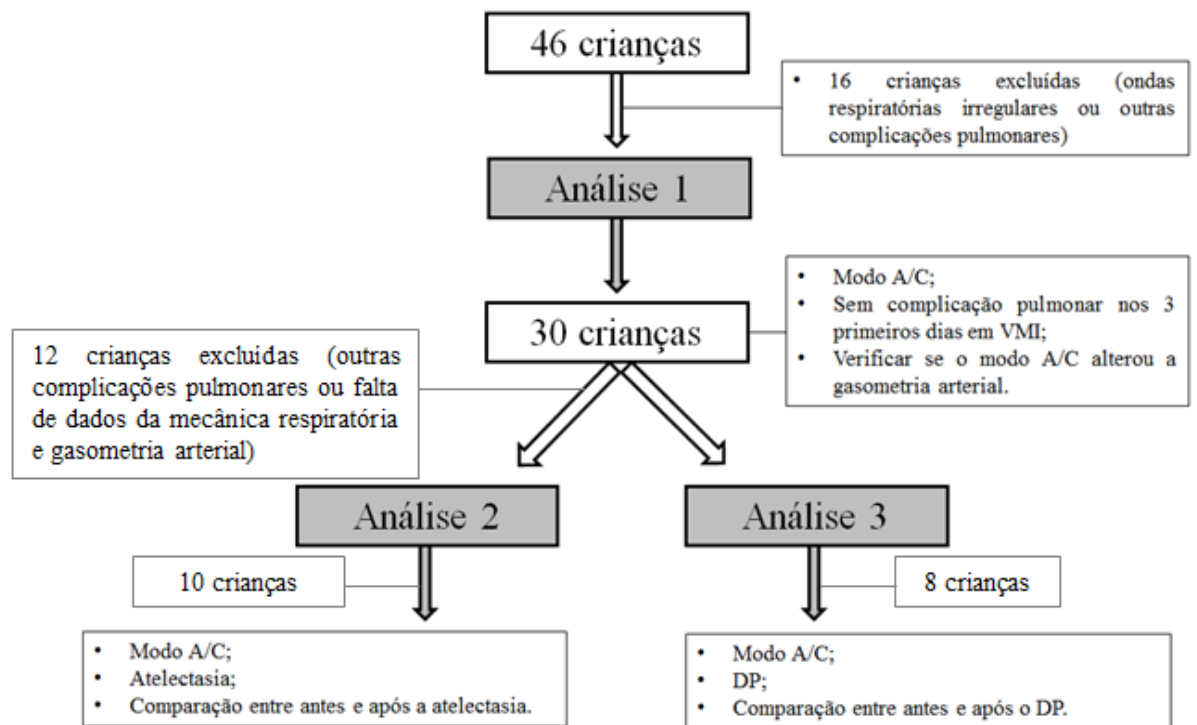
### 3.8 ANÁLISES DOS DADOS

Para análise estatística foi utilizado o programa estatístico SPSS Statistics® versão 18. Foi realizado o teste de normalidade Shapiro - Wilk nos três grupos analisados, que apresentou uma distribuição não normal nos grupos, sendo aplicada estatística não paramétrica (Mann-Whitney, Wilcoxon e Spearman) nos grupos. O teste de normalidade Kolmogorov - Smirnov também foi aplicado, tendo apresentado uma distribuição normal. Desta forma, devido à discordância entre os testes de normalidade, foi utilizada a estatística não paramétrica seguindo a distribuição não normal dada pelo teste Shapiro-Wilk, pois para amostras mais reduzidas este teste é mais indicado e também porque os procedimentos para distribuições não normais dão menos erros do que os usados para distribuições normais, quando o universo amostrado é pequeno e há dúvidas sobre a normalidade. Testes de Mann-Whitney e Wilcoxon foi utilizado para avaliar a diferença entre o pulmão sem atelectasia e sem DP e com atelectasia e com DP para os valores da mecânica respiratória, gasometria arterial e da área do pulmão. O coeficiente de correlação de Spearman ( $\rho$ ) foi aplicado para correlacionar a variação da área pulmonar com os valores da mecânica respiratória para os pulmões sem atelectasia e DP e com atelectasia e DP separadamente. No grupo inicial sem lesão pulmonar ( $n = 30$ ) foi aplicado o teste Wilcoxon Mann-Whitney para verificar as alterações nos valores da gasometria em relação aos valores normais. Para significância estatística foi considerado um  $p < 0,05$ . Como o teste de normalidade Kolmogorov - Smirnov apresentou uma distribuição normal dos dados, foi realizado o teste t de Student, um teste

paramétrico, para verificar se houve semelhanças nos resultados encontrados com estatística não paramétrica. Ainda foi ilustrada em forma de histograma a distribuição das frequências para as variáveis da gasometria arterial.

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os dados descritivos dos grupos analisados, os resultados obtidos da comparação entre os grupos (sem/com atelectasia e sem/com DP) e a correlação dos dados da mecânica respiratória com a área do pulmão analisada por meio da radiografia. Das 46 crianças de 0 a 1 ano que foram realizadas as coletas, 30 foram selecionadas para análises devido às características das ondas estarem mais representativas. Dessas 30 crianças, 18 desenvolveram complicação pulmonar durante a permanência em VMI, sendo 10 com atelectasia e 8 com DP. O primeiro grupo analisado (Análise 1) são 30 crianças em pós-operatório de cirurgia cardíaca que estavam em VMI no modo assistido controlado, porém não apresentaram nenhuma complicação e lesão pulmonar nos 3 primeiros dias de internação na UTI. O segundo grupo são 10 crianças, que faz parte das 30 crianças sem complicação pulmonar analisada inicialmente, que permaneceram em VMI e desenvolveram atelectasia durante a permanência na UTI, em modo assistido controlado (Análise 2). O terceiro grupo são apenas 8 crianças (Análise 3), que também faz parte das 30 crianças analisadas inicialmente, que desenvolveram DP durante a permanência na UTI e também estavam em VMI em modo assistido controlado. A separação do grupo para análise é ilustrada na forma de fluxograma como mostra a Figura 22. Foram analisados os dados da mecânica respiratória, área do pulmão através da imagem radiográfica do tórax e gasometria arterial. Também é apresentado neste capítulo a discussão sobre os resultados encontrados.



**Figura 22: Fluxograma das separações dos grupos analisados.**  
**Fonte: Própria.**

#### 4.1 DESCRIÇÃO GERAL

Todas as crianças analisadas estavam em modo ventilatório assistido controlado. As características descritivas e a incidência das cardiopatias encontrada nas 30 crianças analisadas previamente são apresentadas na Tabela 8.

**Tabela 8: Características das crianças analisadas**

| <b>Pacientes (n=30)</b>    | <b>Características</b> |
|----------------------------|------------------------|
| Sexo (masculino/ Feminino) | 20/10                  |
| Idade (meses) - média ± DP | 3,23 ± 2,52            |
| Peso (kg) - média ± DP     | 4,29 ± 1,46            |
| Cardiopatias – n (%)       |                        |
| CIV                        | 2 (6,66)               |
| CIA                        | 1 (3,33)               |
| T4F                        | 4 (13,33)              |
| T4F + PCA                  | 2 (6,66)               |
| CIV + PCA                  | 3 (10)                 |
| CIV + CIA                  | 1 (3,33)               |
| CIV + CIA + PCA            | 3 (10)                 |
| CIV + CIA + CoAo           | 2 (6,66)               |
| CIV + CIA + PCA + CoAo     | 1 (3,33)               |
| TGA + PCA + CIA            | 1 (3,33)               |
| TGA + CIV                  | 1 (3,33)               |
| DSAV + PCA                 | 2 (6,66)               |
| Truncus tipo I             | 1 (3,33)               |
| Truncus tipo III           | 1 (3,33)               |
| Outros                     | 5 (16,66)              |

CIV - Comunicação interventricular; CIA - Comunicação interatrial; PCA - Persistência do canal arterial; CoAo - Coarctação da aorta; TGA - Transposição das grandes artérias; TCGA - Transposição corrigida das grandes artérias; DSAV – Defeito do septo atrioventricular.

No grupo acima, as crianças apresentaram cardiopatias diferenciadas, onde a maior prevalência (13,33) foi T4F, o que difere de estudo realizado por Amorim et al. (2008), que apresentou uma maior incidência as cardiopatias CIV, CIA e PCA, com uma prevalência de 62,6 % de todos os defeitos cardíacos encontrados (AMORIM et al., 2008). A maior prevalência é a CIA, seguida de CIV e PCA (LEITE, MIZIARA e VELOSO, 2010), semelhante ao presente estudo, pois as crianças que apresentaram CIV, CIV e PCA, isolada ou em conjunto foram 10 crianças (33,3%).

Entre as 30 crianças selecionadas e analisadas, 10 apresentaram atelectasia e 8 DP durante a permanência em VMI. Foram selecionadas estas complicações pulmonares devido a maior incidência durante o período de coleta na UTI cardíaca do HPP. Em estudo realizado por Oliveira et al. (2012), as complicações pulmonares que ocorreram no pós-operatório de cirurgia cardíaca para correção das cardiopatias congênitas em crianças foram o DP, com maior incidência, seguido de atelectasia, associação de atelectasia e derrame pleural, laringite, pneumotórax e lesão devido a VMI, não sendo encontrada nenhuma criança com pneumonia (OLIVEIRA et al., 2012).

#### 4.2 ANÁLISE 1

Nas 30 crianças inicialmente analisadas, as quais não apresentavam lesão pulmonar,



foi verificado apenas se o modo ventilatório assistido-controlado acarretaria em mudanças nos valores normais da gasometria arterial, como uma forma de triagem. Porém, também foi realizada uma análise descritiva da mecânica respiratória e da área do pulmão, assim como as características antropométricas do grupo (Tabela 9). Analisando a tabela 9, verifica-se que a PEEP se encontra acima do recomendado para a idade que é de 3 a 5 cmH<sub>2</sub>O. Os valores de RVA também se apresenta acima do normal para a idade (10 a 20 cmH<sub>2</sub>O/ L/ seg) e os parâmetros de C<sub>est</sub> e C<sub>din</sub> abaixo do normal para a idade (C<sub>est</sub> = 5 - 10 ml/ cmH<sub>2</sub>O e C<sub>din</sub> = 10 - 20 % < C<sub>est</sub>). O volume corrente recomendado para a faixa etária do grupo é de 6 a 10 ml/ kg, porém se dividir o valor do VC pelo peso do grupo (11,7 ml/ kg), o valor fica acima da faixa de recomendação. O VC utilizado entre 6 a 10 ml/ kg não se associou com aumento da mortalidade, sendo utilizado como margem de confiança (Khemani et al., 2009). O uso de altos níveis de pressão e volumes também pode acarretar o surgimento de lesões pulmonares (Prost et al., 2011; Amato et al., 1998).

**Tabela 9: Características descritiva do grupo sem lesão pulmonar (n = 30).**

| Sem lesão pulmonar                       |                  |                           |
|--|------------------|---------------------------|
| Variáveis                                | Média ± dp       | Mínimo - Mediana - Máximo |
| Idade (meses)                            | 3,23 ± 2,52      | 0,5 - 2 - 9               |
| Massa corporal (kg)                      | 4,29 ± 1,46      | 2,25 - 3,94 - 7,33        |
| Tempo em VMI (dias)                      | 2,43 ± 1,97      | 1 - 2 - 9                 |
| VC (ml)                                  | 50,22 ± 23,27    | 3,9 - 50,22 - 97,9        |
| P <sub>pico</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 25,39 ± 4,93     | 17,6 - 25,05 - 35,5       |
| P <sub>plat</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 21,16 ± 4,61     | 14,4 - 22,11 - 31,2       |
| PEEP (cmH <sub>2</sub> O)                | 6,02 ± 1,26      | 4,6 - 6 - 10,1            |
| C <sub>est</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 3,54 ± 2,10      | 0,22 - 3,25 - 9,02        |
| C <sub>din</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 2,64 ± 1,45      | 0,02 - 2,53 - 5,98        |
| AP (cm <sup>2</sup> )                    | 84,98 ± 23,18    | 30,92 - 88,12 - 135,3     |
| RVA (cmH <sub>2</sub> O/L/seg)           | 41,61 ± 16,74    | 16,64 - 38,87 - 77,33     |
| FR (rpm)                                 | 25,43 ± 6,18     | 18 - 23,5 - 41            |
| pH                                       | 7,36 ± 0,06      | 7,2 - 7,39 - 7,5          |
| PaCO <sub>2</sub> (mmHg)                 | 43,87 ± 8,26     | 31,4 - 40,1 - 64,3        |
| PaO <sub>2</sub> (mmHg)                  | 124,99 ± 60,78   | 33,4 - 141,9 - 255,4      |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> (mEq/L)    | 24, 1267 ± 4, 71 | 11,7 - 23,2 - 39,1        |
| SaO <sub>2</sub> (%)                     | 93,17 ± 10,01    | 64,1 - 99,15 - 99,9       |

VC - volume corrente; FR - frequência respiratória; P<sub>pico</sub> - pressão pico; P<sub>platô</sub> - pressão platô; PEEP - pressão positiva no final da expiração; C<sub>din</sub> - complacência dinâmica; C<sub>est</sub> - complacência estática; AP - área do pulmão; RVA - resistência das vias aéreas; pH - potencial de hidrogênio iônico; PCO<sub>2</sub> - pressão parcial de dióxido de carbono arterial; PO<sub>2</sub> - pressão parcial de oxigênio arterial; HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> - bicarbonato; SaO<sub>2</sub> - saturação parcial de oxigênio; ml- mililitro; rpm - respirações por minuto; cmH<sub>2</sub>O - centímetro de água; ml/cmH<sub>2</sub>O - mililitro por centímetro de água; cm<sup>2</sup> - centímetro ao quadrado; L/seg - litros por segundo; mmHg - milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro; kg - quilograma.

Nas 30 crianças inicialmente analisadas, as quais não apresentavam lesão pulmonar, foi verificado apenas se o modo ventilatório assistido-controlado acarretaria em mudanças nos valores normais da gasometria arterial. Não ocorreu alteração no pH, estando a maioria dentro da normalidade. Em relação ao PaCO<sub>2</sub>, ocorreu uma discreta hipercapnia, porém este pequeno aumento não alterou significativamente o pH. O HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> também não mostrou alteração significativa em relação à normalidade, estando a maioria dentro dos valores normais. A maior alteração em relação aos valores normais foi na PaO<sub>2</sub>, que se apresentou aumentada na maioria das crianças. Como somente a PaO<sub>2</sub> tem diferença de normalidade em relação a idade, também foi comparado os dados da PaO<sub>2</sub> do grupo em relação a normalidade para a idade (1-6 meses). Foram realizados 2 testes estatísticos para os grupos não paramétricos (Wilcoxon e Mann-Whitney) para verificar se havia diferença entre estes dois testes. Apesar destes dois testes estatísticos para a comparação de grupos (Wilcoxon e Mann-Whitney) serem utilizados para grupos não paramétricos, apresenta respostas diferentes nas análises (Tabela 10).

A Tabela 10 apresenta os parâmetros da gasometria arterial que apresentaram alterações significativas em relação aos valores de normalidade.

**Tabela 10: Comparação do grupo em relação aos valores de normalidade através do teste Wilcoxon (W) e Mann – Whitney (MW) (n = 30).**

| Variável                     | Valor de referência  | P (W)   | P (M-W) |
|------------------------------|----------------------|---------|---------|
| pH                           | 7.4 (7,35-7,45 mmHg) | 0,36    | 0,4870  |
| PaCO <sub>2</sub>            | 40 (35-45mmHg)       | 0,0449* | 0,1241  |
| PaO <sub>2</sub>             | 90 (80-100mmHg)      | 0,006*  | 0,0101* |
| PaO <sub>2</sub> (1-6 meses) | 72,5 (60-85 mmHg)    | 0,001*  | 0,002*  |
| Bicarbonato                  | 24 (22-26 mEq/L)     | 0,8936  | 0,9411  |

\* Diferença significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .  
mmHg – milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro

Os dados da Tabela 10 mostram que não houve alteração significativa no pH das crianças em VMI sem lesão pulmonar, mostrando que o modo ventilatório assistido-controlado não influenciou nas alterações gasométricas. Apenas o PaCO<sub>2</sub> apresentou discreta hipercapnia (este acúmulo de CO<sub>2</sub> pode ter ocorrido devido uma hipoventilação, assim a criança não realizou a FR necessária para eliminar este CO<sub>2</sub> o que pode ser deduzido que esta não realizou muitas inspirações assistidas, possivelmente pelas poucas intenções inspiratórias ou também há a possibilidade da sensibilidade do ventilador estar aumentada, o que dificulta

esta captação da intenção inspiratória). Em relação à FR nas crianças sem lesão pulmonar, a média foi de 25,43 rpm, enquanto a FR estimada é de 30-35 rpm para crianças de 3 meses de idade (SARMENTO, CARVALHO E PEIXE, 2007) (este fato pode ter levado estas crianças a um discreto aumento nos níveis de CO<sub>2</sub>). Através desta análise gasométrica, os resultados possibilitam a análise da mecânica respiratória apenas dos ciclos controlados para estudo e análise. Em estudo com prematuros para análise de complacência e resistência na primeira hora de vida, também foi utilizado esta forma de análise da mecânica respiratória, selecionando apenas os ciclos controlados, o que exclui a necessidade de sedação da criança e possibilita uma boa análise dos parâmetros, embora haja a necessidade das crianças estarem quietas e tranquilas (BARROS et al., 2007).

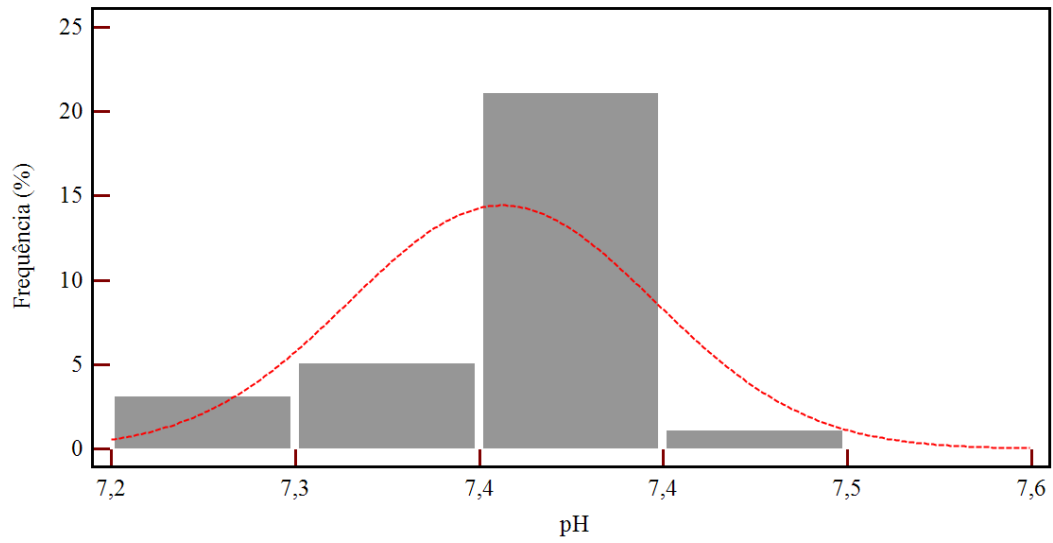
A tabela 11 apresenta os resultados considerando uma distribuição normal. Devido ao teste de normalidade Kolmogorov - Smirnov ter apresentado normalidade dos grupos, foi utilizado o teste t de Student, um teste paramétrico, que apresentou respostas parecidas em relação ao teste não paramétrico. Tanto no teste t de Student quanto o teste de Wilcoxon houve diferença estatisticamente significativa em PaCO<sub>2</sub> e PaO<sub>2</sub>.

**Tabela 11: Diferenças do grupo sem lesão em relação aos valores de referência (normais) da gasometria arterial através do teste t de Student (teste paramétrico).**

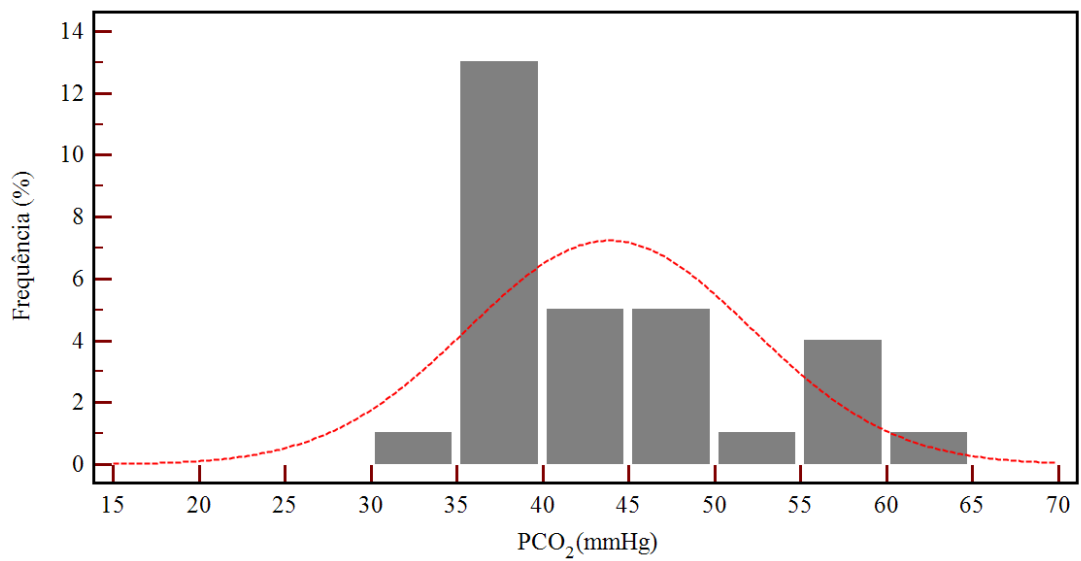
| Variável          | Valor de referência  | Teste t | P      | Diferença da média |
|-------------------|----------------------|---------|--------|--------------------|
| pH                | 7.4 (7,35-7,45 mmHg) | -2,495  | 0,119  | -0,03020           |
| PaCO <sub>2</sub> | 40 (35-45mmHg)       | 2,565   | 0,016* | 3,87               |
| PaO <sub>2</sub>  | 90 (80-100mmHg)      | 3,153   | 0,004* | 34,99333           |
| Bicarbonato       | 24 (22-26 mEq/L)     | 0,147   | 0,884  | 0,12667            |

\*Diferença significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .

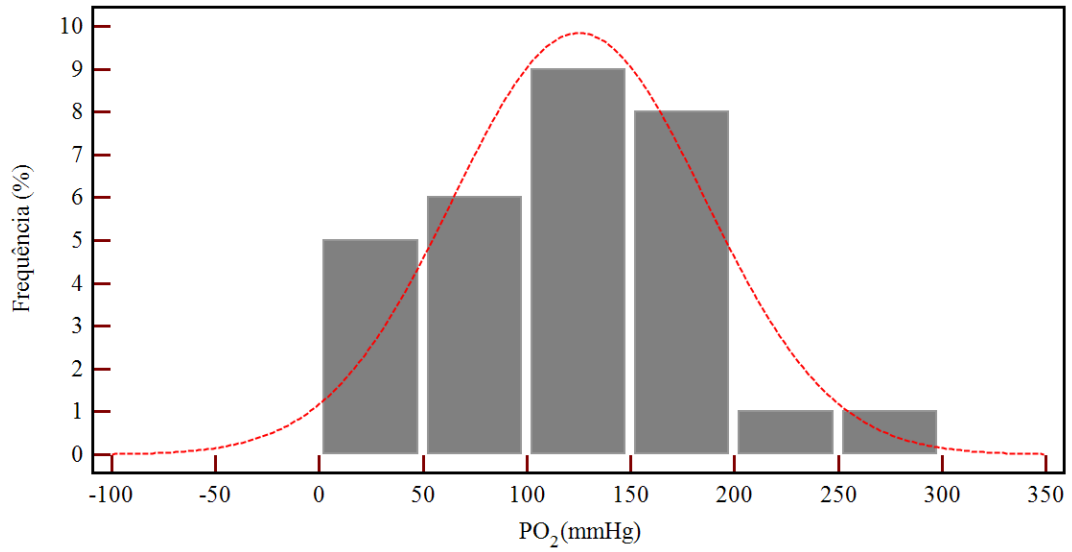
Para melhor visualização, os dados com a distribuição das frequências para as variáveis da gasometria arterial, das 30 crianças sem lesão, estão ilustrados na forma de histogramas (Figura 23, 24, 25, 26, 27 e 28). Nestas figuras pode ser observada uma melhor simetria na distribuição das frequências nas variáveis pH, HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> e FR, onde a frequência é mais alta no centro e decresce gradualmente para as margens de maneira uniforme. Os dados se distribuem aproximadamente em torno de um valor central, porém no teste de normalidade Shapiro-Wilk esta distribuição foi classificada como não normal devido a especificidade do teste em pequenas amostras.



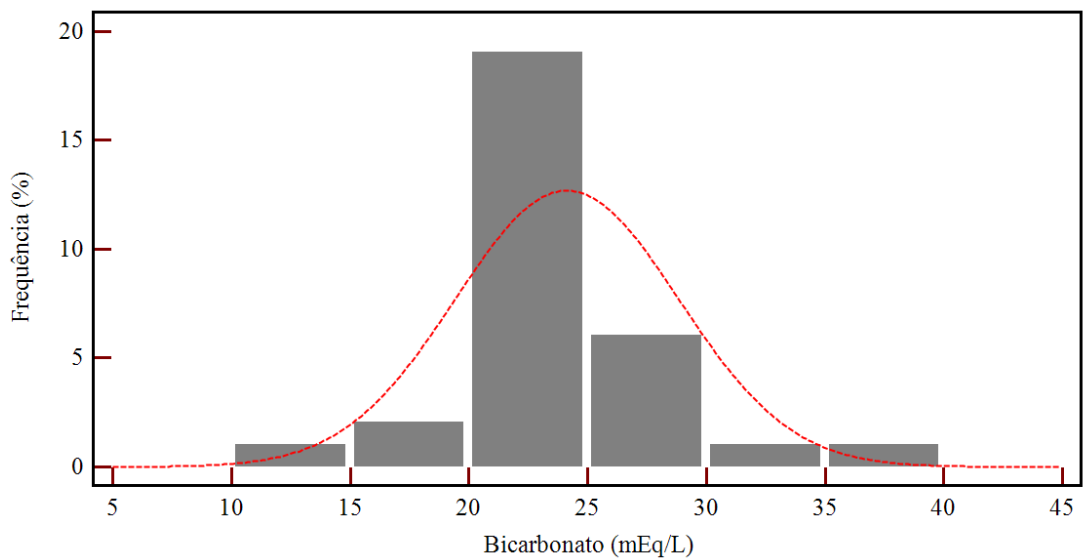
**Figura 23: Distribuição das frequências de pH mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**



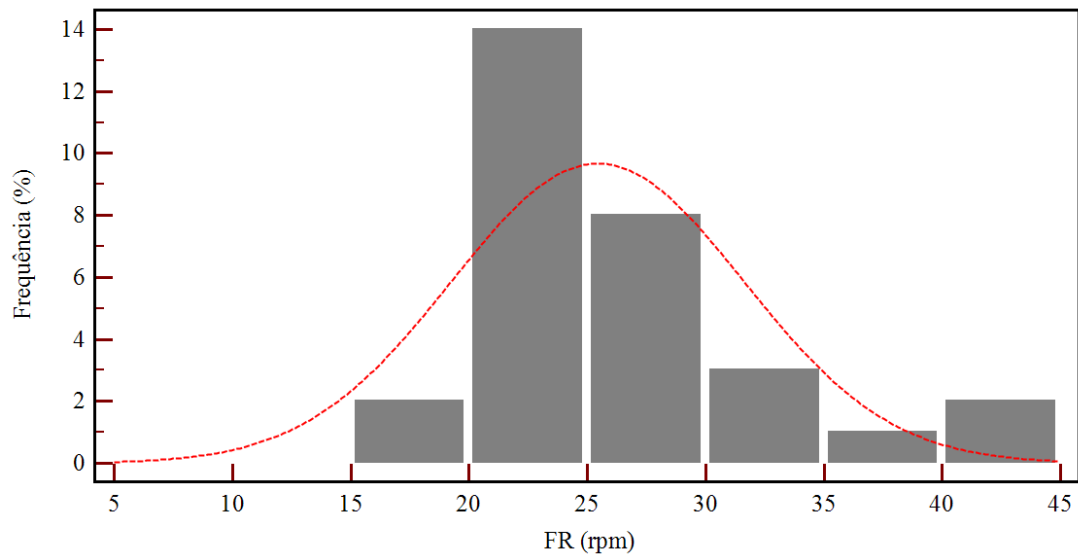
**Figura 24: Distribuição das frequências de PaCO<sub>2</sub> (mmHg) mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**



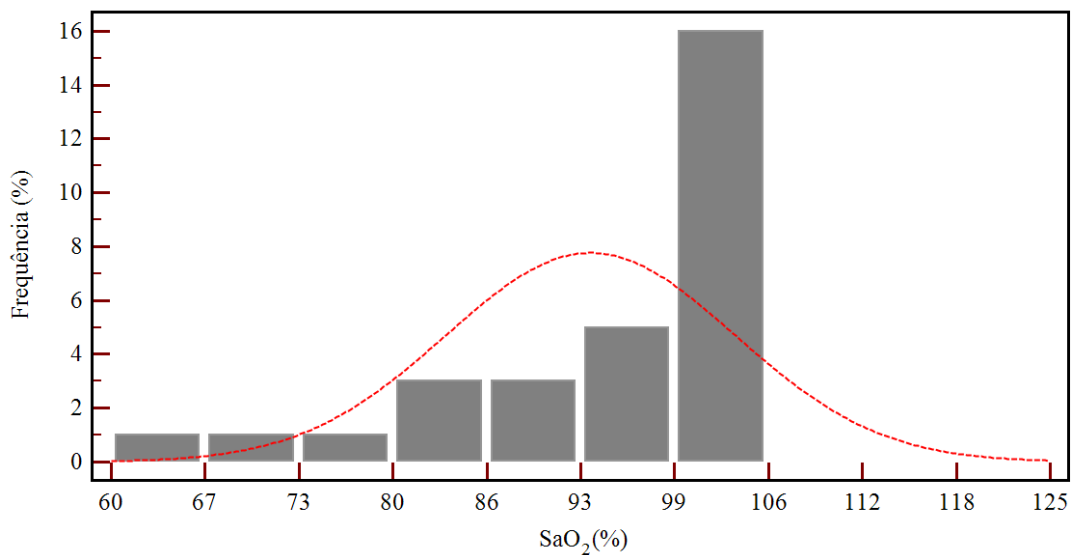
**Figura 25: Distribuição das frequências de PaO<sub>2</sub> (mmHg) mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**



**Figura 26: Distribuição das frequências de HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> (mEq/L) mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**



**Figura 27: Distribuição das frequências de FR (rpm) mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**



**Figura 28: Distribuição das frequências de SaO<sub>2</sub> (%) mensurada pela gasometria arterial.**  
**Fonte: Própria**

#### 4.3 ANÁLISES 2 E 3

A análise 2 refere-se ao grupo com atelectasia e a análise 3 ao grupo DP. No grupo

com atelectasia, a comparação das variáveis da gasometria arterial com os valores estimados de normalidade apresentaram alteração na PaCO<sub>2</sub>. Para a PaO<sub>2</sub>, a alteração significativa foi apenas para o teste de Mann-Whitney, não havendo alteração significativa no exame de gasometria em relação aos valores normais no teste de Wilcoxon. No grupo DP não ocorreu nenhuma variação em relação à normalidade para as variáveis da gasometria arterial. Os dados e resultados estatísticos se encontram nas tabelas 12 e 13.

**Tabela 12: Comparação do grupo com atelectasia em relação aos valores de normalidade através do teste Wilcoxon (W) e Mann – Whitney (MW) (n = 10).**

| Variável                     | Valor de referência  | P (W)  | P (M-W) |
|------------------------------|----------------------|--------|---------|
| PH                           | 7.4 (7,35-7,45 mmHg) | 0,066  | 0,065   |
| PaCO <sub>2</sub>            | 40 (35-45mmHg)       | 0,022* | 0,025*  |
| PaO <sub>2</sub>             | 90 (80-100mmHg)      | 0,139  | 0,039*  |
| PaO <sub>2</sub> (1-6 meses) | 72,5 (60-85 mmHg)    | 0,508  | 0,349   |
| Bicarbonato                  | 24 (22-26 mEq/L)     | 0,445  | 0,223   |

\* Diferença significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .  
mmHg – milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro

**Tabela 13: Comparação do grupo DP em relação aos valores de normalidade através do teste Wilcoxon (W) e Mann – Whitney (MW) (n = 8).**

| Variável                     | Valor de referência  | P (W) | P (M-W) |
|------------------------------|----------------------|-------|---------|
| PH                           | 7.4 (7,35-7,45 mmHg) | 0,310 | 0,431   |
| PaCO <sub>2</sub>            | 40 (35-45mmHg)       | 0,735 | 0,567   |
| PaO <sub>2</sub>             | 90 (80-100mmHg)      | 0,237 | 0,068   |
| PaO <sub>2</sub> (1-6 meses) | 72,5 (60-85 mmHg)    | 0,866 | 0,390   |
| Bicarbonato                  | 24 (22-26 mEq/L)     | 0,237 | 0,115   |

\* Diferença significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .  
mmHg – milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro

Alguns parâmetros da mecânica respiratória apresentaram redução e outros aumento entre sem e com complicação pulmonar. Para significância estatística foram considerados os dados estatisticamente significativos com  $p < 0,05$ . O grupo com atelectasia apresentou significância estatística para redução nos parâmetros de VC, AP e PaO<sub>2</sub> e aumento em FR e

Tempo em VMI. No grupo DP a redução foi significativa em AP e aumento significativo em Tempo em VMI. Os dados da média, desvio padrão e erro padrão médio da mecânica respiratória, área do pulmão e gasometria arterial encontram-se nas Tabelas 14 e 15.

**Tabela 14: Descrição das alterações das variáveis antes e após a atelectasia.**

| Variáveis                                | Sem atelectasia (n = 10) | Com atelectasia (n = 10) | Mann-Whitney (MW) |
|--|--------------------------|--------------------------|-------------------|
|  | Média ± dp               | Média ± dp               | p                 |
| Idade (meses)                            | 2,25 ± 1,62              | -                        | -                 |
| Massa corporal (kg)                      | 3,68 ± 0,95              | -                        | -                 |
| Tempo em VMI (dias)                      | 3,8 ± 2,65               | 12,3 ± 7,15              | 0,003*            |
| VC (ml)                                  | 42,54 ± 19,09            | 31,403 ± 10,79           | 0,049*            |
| P <sub>pico</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 26,61 ± 4,48             | 24,342 ± 6,47            | 0,241             |
| P <sub>plat</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 23,2 ± 3,75              | 21,24 ± 6,23             | 0,384             |
| PEEP (cmH <sub>2</sub> O)                | 6,51 ± 1,17              | 6,35 ± 1,29              | 0,650             |
| C <sub>est</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 2,66 ± 1,37              | 2,762 ± 2,28             | 0,705             |
| C <sub>din</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 2,07 ± 1,28              | 2,016 ± 1,18             | 0,850             |
| AP (cm <sup>2</sup> )                    | 79,46 ± 26,6             | 52,251 ± 15,60           | 0,007*            |
| RVA (cmH <sub>2</sub> O/L/seg)           | 37,63 ± 14,79            | 49,031 ± 31,22           | 0,345             |
| FR (rpm)                                 | 24,3 ± 3,26              | 34,3 ± 11,20             | 0,025*            |
| pH                                       | 7,35 ± 0,08              | 7,3383 ± 0,09            | 0,850             |
| PaCO <sub>2</sub> (mmHg)                 | 46,81 ± 11,16            | 45,45 ± 7,60             | 1,000             |
| PaO <sub>2</sub> (mmHg)                  | 129,67 ± 68,68           | 72,13 ± 30,98            | 0,045*            |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> (mEq/L)    | 24,44 ± 7,46             | 23,46 ± 4,60             | 0,623             |
| SaO <sub>2</sub> (%)                     | 93,88 ± 9,65             | 80,36 ± 23,93            | 0,075             |

VC - volume corrente; FR - frequência respiratória; P<sub>pico</sub> - pressão pico; P<sub>platô</sub> - pressão platô; PEEP - pressão positiva no final da expiração; C<sub>din</sub> - complacência dinâmica; C<sub>est</sub> - complacência estática; AP - área do pulmão; RVA - resistência das vias aéreas; pH - potencial de hidrogênio iônico; PCO<sub>2</sub> - pressão parcial de dióxido de carbono arterial; PO<sub>2</sub> - pressão parcial de oxigênio arterial; HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> - bicarbonato; SaO<sub>2</sub> - saturação parcial de oxigênio; ml - mililitro; rpm - respirações por minuto; cmH<sub>2</sub>O - centímetro de água; ml/cmH<sub>2</sub>O - mililitro por centímetro de água; cm<sup>2</sup> - centímetro ao quadrado; L/seg - litros por segundo; mmHg - milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro; kg - quilograma.

\* Diferença significativa ao nível de significância de p < 0,05.



**Tabela 15: Descrição das alterações das variáveis antes e após o derrame pleural (DP).**

| Variáveis                                | Sem DP (n = 8) | Com DP (n = 8) | Mann-Whitney (MW) |
|--|----------------|----------------|-------------------|
|  | Média ± dp     | Média ± dp     | p                 |
| Idade (meses)                            | 2,12 ± 1,72    | -              | -                 |
| Massa corporal (kg)                      | 3,91 ± 1,54    | -              | -                 |
| Tempo em VMI (dias)                      | 2,25 ± 1,48    | 7,75 ± 4,49    | 0,003*            |
| VC (ml)                                  | 50,94 ± 17,64  | 52,48 ± 18,17  | 0,959             |
| P <sub>pico</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 26,4 ± 4,15    | 27,85 ± 9,18   | 0,495             |
| P <sub>plat</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | 22,49 ± 3,65   | 24,80 ± 8,63   | 0,878             |
| PEEP (cmH <sub>2</sub> O)                | 6,02 ± 0,81    | 7,26 ± 3,10    | 0,875             |
| C <sub>est</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 2,59 ± 1,11    | 2,59 ± 0,87    | 1,000             |
| C <sub>din</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 3,25 ± 1,48    | 3,14 ± 1,273   | 0,959             |
| AP (cm <sup>2</sup> )                    | 77,59 ± 24,14  | 50,98 ± 17,25  | 0,027*            |
| RVA (cmH <sub>2</sub> O/L/seg)           | 40,64 ± 14,77  | 35,74 ± 13,10  | 0,574             |
| FR (rpm)                                 | 26,12 ± 7,51   | 39,25 ± 17,16  | 0,083             |
| pH                                       | 7,37 ± 0,07    | 7,37 ± 0,08    | 0,798             |
| PaCO <sub>2</sub> (mmHg)                 | 42,78 ± 7,59   | 39,71 ± 6,42   | 0,382             |
| PaO <sub>2</sub> (mmHg)                  | 97,6 ± 50,44   | 83,95 ± 57,98  | 0,645             |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> (mEq/L)    | 23,55 ± 2,70   | 22,2 ± 3,56    | 0,382             |
| SaO <sub>2</sub> (%)                     | 89,97 ± 12,46  | 87,4 ± 12,67   | 0,574             |

VC - volume corrente; FR - frequência respiratória; P<sub>pico</sub> - pressão pico; P<sub>platô</sub> - pressão platô; PEEP - pressão positiva no final da expiração; C<sub>din</sub> - complacência dinâmica; C<sub>est</sub> - complacência estática; AP - área do pulmão; RVA - resistência das vias aéreas; pH - potencial de hidrogênio iônico; PCO<sub>2</sub> - pressão parcial de dióxido de carbono arterial; PO<sub>2</sub> - pressão parcial de oxigênio arterial; HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> - bicarbonato; SaO<sub>2</sub> - saturação parcial de oxigênio; ml - mililitro; rpm - respirações por minuto; cmH<sub>2</sub>O - centímetro de água; ml/cmH<sub>2</sub>O - mililitro por centímetro de água; cm<sup>2</sup> - centímetro ao quadrado; L/seg - litros por segundo; mmHg - milímetro de mercúrio; mEq/L - miliequivalentes por litro; kg - quilograma.

\* Diferença significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .

As complacência estática e dinâmica não apresentaram alterações estatisticamente significativas nos dois grupos após a presença de complicação pulmonar, embora tenha apresentado discreto aumento na C<sub>est</sub> (2,66 para 2,76 ml/ cmH<sub>2</sub>O) e discreta diminuição em C<sub>din</sub> (2,07 para 2,01 ml/ cmH<sub>2</sub>O) no grupo sem/com atelectasia. No grupo sem/com DP, a C<sub>est</sub> permaneceu inalterada (2,59 ml/ cmH<sub>2</sub>O) e a C<sub>din</sub> teve discreta diminuição (3,25 para 3,14 ml/ cmH<sub>2</sub>O), mostrando que os parâmetros ventilatórios mesmo após a complicação pulmonar não se alteraram, ainda que ambos os valores de complacência tenham ficado abaixo do normal para a idade (5 a 10 ml/ cmH<sub>2</sub>O). Em trabalho realizado com pacientes adultos após a cirurgia cardíaca para verificar os fatores que influenciam no desmame, verificou-se a redução do parâmetro de complacência estática em relação aos valores normais para a idade em pacientes submetidos à VM (NOZAWA et al., 2003).

Em trabalho realizado por Ambrozin e Cataneo (2005), analisando adultos no pós-operatório de revascularização de miocárdio, verificou-se que a  $C_{din}$  apresentou uma redução nos grupos após o procedimento ( $33,55 \pm 9,48$ ) comparadas aos valores relacionados à normalidade em adultos (50 a 80 ml/cmH<sub>2</sub>O), o que pode ser explicado pelas alterações intra-operatórias, como a própria incisão, a CEC e o posicionamento do paciente durante a cirurgia. Este mesmo estudo também apresentou redução da  $C_{est}$  nos grupos estudados. O trabalho de Ambrozin e Cataneo (2005) apesar de ser diferente em relação ao grupo analisado, apresenta características semelhantes ao presente estudo, pois ambos mostram redução nos valores dos parâmetros ventilatórios após a cirurgia cardíaca.

Em pulmões com atelectasias, os parâmetros pulmonares tendem a diminuir (ex: complacência), pois ela interfere na funcionalidade do pulmão (JOHNSTON e CARVALHO, 2008). A análise da  $C_{est}$  possibilita o conhecimento do estado do tecido pulmonar, podendo ser alterados por pneumonias, atelectasias, edema pulmonar, entre outros. A  $C_{din}$  informa sobre as propriedades elásticas do pulmão, podendo aparecer alteradas nas complicações como broncoconstrição e secreção nas vias aéreas (AULER Jr e CARVALHO, 1992).

Uma queda nos níveis de  $C_{din}$  também pode ser explicada devido ao aumento da PEEP, pois um aumento grande pode levar a uma distensão alveolar e conseqüentemente um aumento da capacidade residual funcional (CRF), sendo assim, os alvéolos mais distendidos têm uma maior pressão de recuo elástico (CONSOLO, PALHARES e CONSOLO, 2002).

Em pacientes neonatos e pediátricos a complacência estática pulmonar pode estar diminuída, o que leva a uma necessidade do aumento dos níveis de pressões para que o pulmão possa ser ventilado e expandido de forma adequada e também para que eles possam se manter insuflados, pois a retração elástica pulmonar ( $C_{din}$ ) é mais elevada (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Apesar da RVA não apresentar alteração significativa, esta se apresentou aumentada no grupo com atelectasia (37,63 para 49,03 cmH<sub>2</sub>O/ L/ seg) e diminuída no grupo DP (40,64 para 35,74 cmH<sub>2</sub>O/ L/ seg). Ambos os grupos apresentaram valores maiores em relação aos valores normais para a idade (10 a 20 cmH<sub>2</sub>O/ L/ seg). O aumento desta RVA pode ocorrer devido à lesão e edema na parede pulmonar, a presença de secreções e a perda de volumes pulmonares (ARCÊNCIO et al., 2008; FAUSTINO, 2007). Durante a CEC, quando por determinado período os pulmões não são ventilados e permanecem colapsados, o edema pulmonar fica favorecido, provocando a diminuição da complacência e o aumento da RVA (GORAIEB et al., 2008). Em estudo realizado por Lanteri et al. (1995), analisaram-se 23 crianças submetidas à cirurgia cardíaca, com idades entre 2 meses e 10 anos, sendo

observados anormalidades da Cdin e Cest nos pulmões e aumento da resistência respiratória durante a cirurgia, os quais retornaram aos valores normais após a cirurgia.

O presente trabalho mostrou que alguns parâmetros da mecânica respiratória diminuem tanto pelo derrame pleural ou atelectasia como também pode estar relacionado ao próprio procedimento cirúrgico cardíaco. Em trabalho realizado por Caséca, Andrade e Britto (2006), foram avaliados os parâmetros pulmonares em crianças no período pós-operatório de cirurgia cardíaca diariamente, porém sem especificar alguma complicação pulmonar. Nesse trabalho os parâmetros da mecânica respiratória apresentaram diminuição, exceto a FR que apresentou aumento (CASÉCA, ANDRADE E BRITTO, 2006). O presente estudo foi semelhante em relação à redução dos parâmetros de VC, Cdin e Cest e com aumento da FR, o que possibilitou uma ideia quantitativa dessa diminuição.

Os resultados que apresentaram significância estatística através do teste de Mann-Whitney para a comparação entre os grupos sem/com atelectasia e sem/com DP são apresentados na forma de *box plot* (Figuras 29, 30, 31, 32, 33, 34 e 35) para uma melhor visualização dos parâmetros.

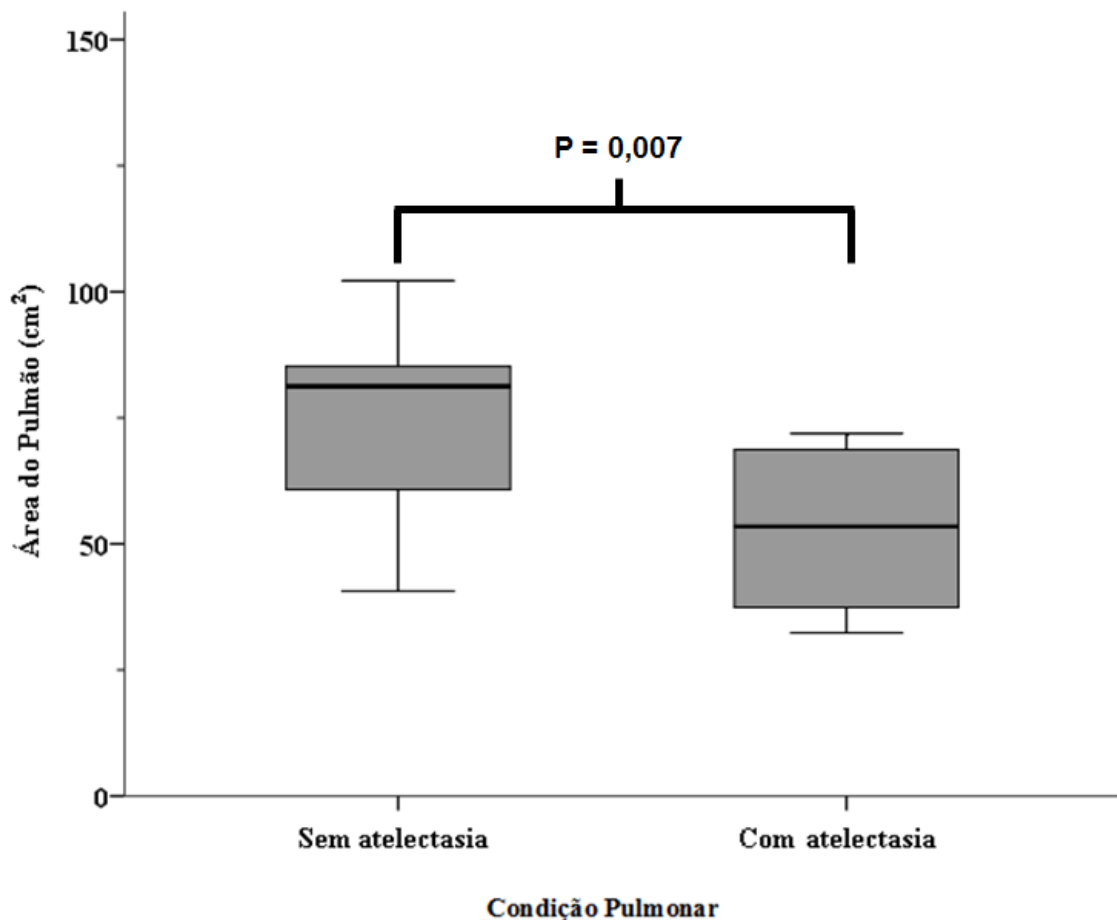
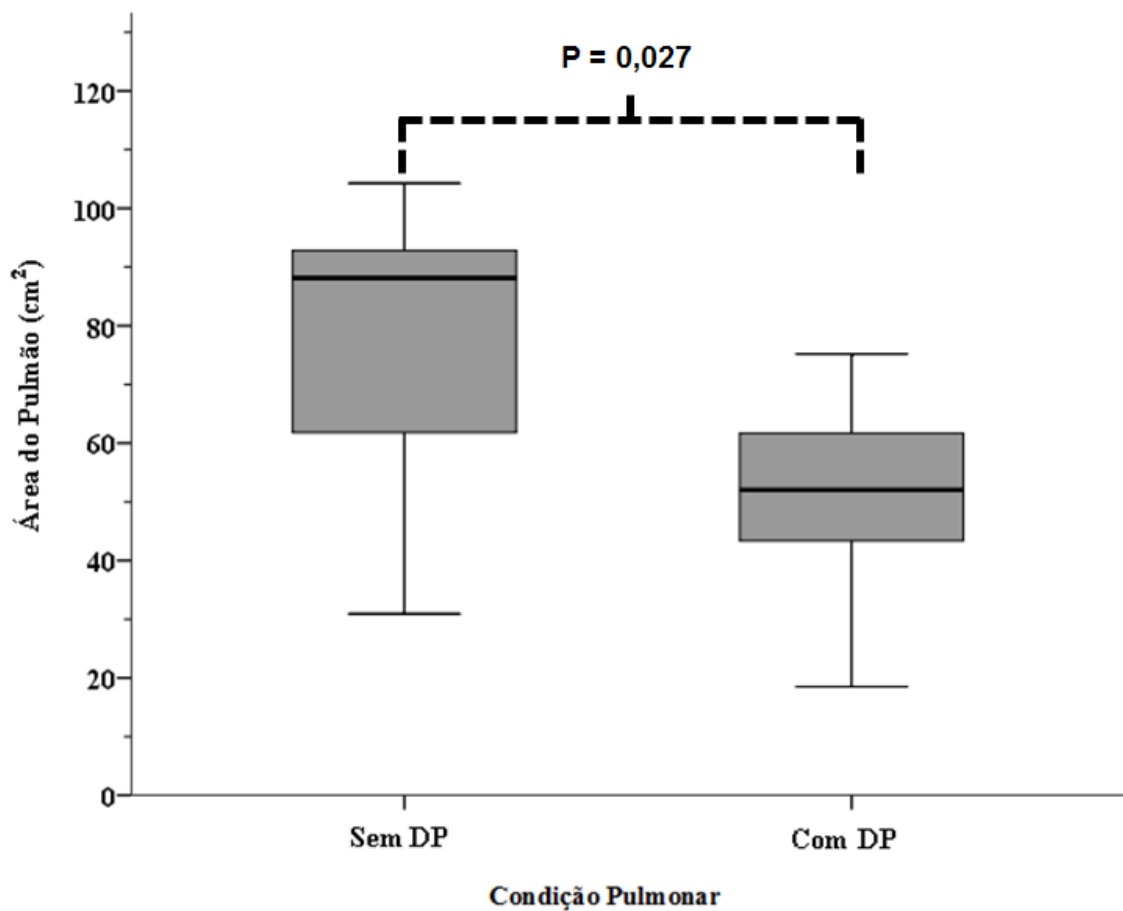
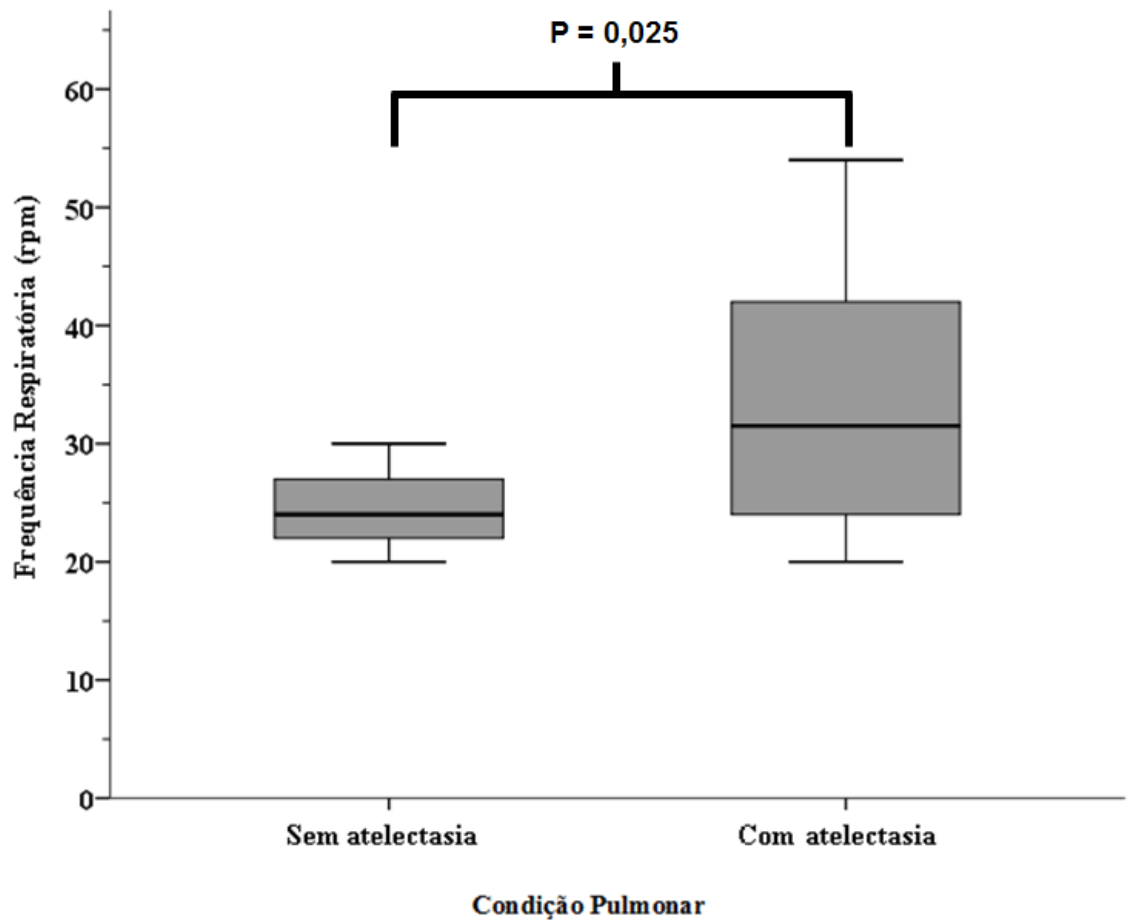


Figura 29: Redução significativa da área do pulmão no grupo sem/com atelectasia.



**Figura 30: Redução significativa da área do pulmão no grupo sem/com DP.**

A frequência respiratória apresentou aumento nos dois grupos, porém significância estatística foi encontrada somente no grupo com atelectasia (Figura 31), mostrando o aumento do trabalho e esforço respiratório. No grupo com atelectasia este aumento foi significativo ( $p=0,025$ ). Estudos em animais mostrou que níveis altos de FR estão associados a maior frequência de lesões pulmonares agudas, o que sugere que este parâmetro seja diminuído como medida de proteção (CONRAD et al., 2005). Em trabalho já mencionado anteriormente (CASÉCA, ANDRADE e BRITTO, 2006) a FR também apresentou aumento, implicando no aumento do trabalho respiratório após o procedimento cirúrgico e também devido a VMI.



**Figura 31:** Aumento significativo da frequência respiratória no grupo sem/com atelectasia.

Nas crianças com atelectasia, observou-se uma discreta diminuição nas variáveis de pressão ( $P_{\text{pico}}$ ,  $P_{\text{platô}}$  e PEEP), porém não foi significativo estatisticamente. Em trabalho realizado com animais, simulando DP com injeção de fluido no espaço pleural, houve um aumento da pressão de platô e diminuição da complacência que foi restaurada após o aumento da PEEP (GRAF et al., 2011). Outro estudo, com ratos, onde a atelectasia foi simulada, e estes submetidos à VM, observou-se um aumento significativo nos níveis de pressão elástica (CONTADOR et al., 2003).

A VMI pode danificar a estrutura pulmonar se for prolongada e administrada de forma inadequada. A diminuição dos parâmetros ventilatórios pode reduzir os riscos de lesões pulmonares usando medidas de ventilação de proteção (AMATO et al., 1998). Em estudo realizado por Amato et al. (1998) o uso de altos níveis de PEEP não necessariamente se relacionou com altos níveis de pressão de pico e pressão de platô, mostrando que durante a permanência em VMI e com o aumento do PEEP como medida de proteção a lesão, diminuíram os valores de  $P_{\text{pico}}$  e  $P_{\text{plat}}$  durante as semanas de internação sob VMI (AMATO et al., 1998).

A pressão de platô corresponde à pressão elástica do sistema respiratório, sendo relacionada com a pressão alveolar (AULER JR e CARVALHO, 1992). O aumento nos níveis de pressão também pode ser explicado pelas leis da física: onde há uma diminuição da área ocorre um aumento da pressão (MOURÃO JÚNIOR, 2012).

Em relação aos volumes pulmonares, o volume corrente (Figura 32) apresentou diminuição significativa no grupo com atelectasia ( $p=0,049$ ) e no grupo DP apresentou discreto aumento. Como medida de proteção, o VC deve estar abaixo de 6 ml/kg em adultos (AMATO et al., 1998). Um estudo realizado com crianças mostrou que VC entre 6 a 10 ml/kg não é associado com aumento da mortalidade, sendo utilizado como margem de confiança (KHEMANI et al., 2009). Dividindo o valor do VC pelo peso, os grupo sem/com atelectasia, sem/com DP e o grupo sem lesão pulmonar apresentaram valores acima do recomendado para VC. Outro estudo também mostrou que em paciente com síndrome da angústia respiratória aguda uma redução de 22% na mortalidade ocorreu através de uma simples redução do VC (PROST et al., 2011). Foi observado também que a mortalidade entre crianças com lesão pulmonar aguda (LPA) foi reduzida em 40%, e que a redução do volume corrente estava associado com essa redução (ALBUALI et al., 2007).

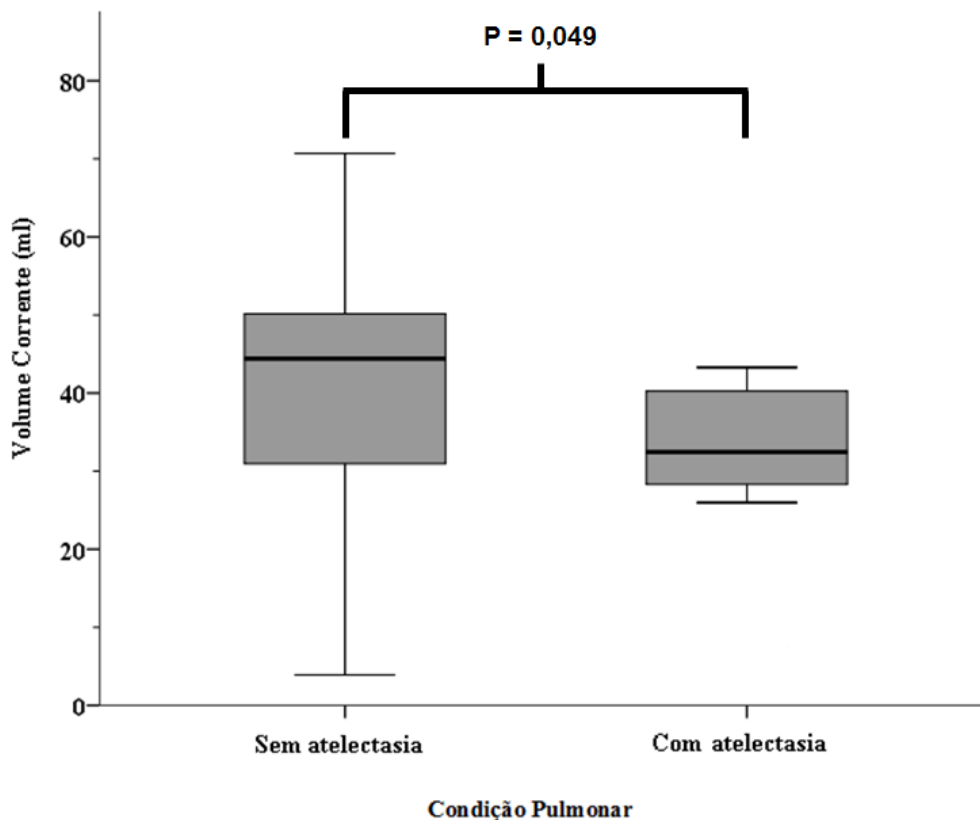
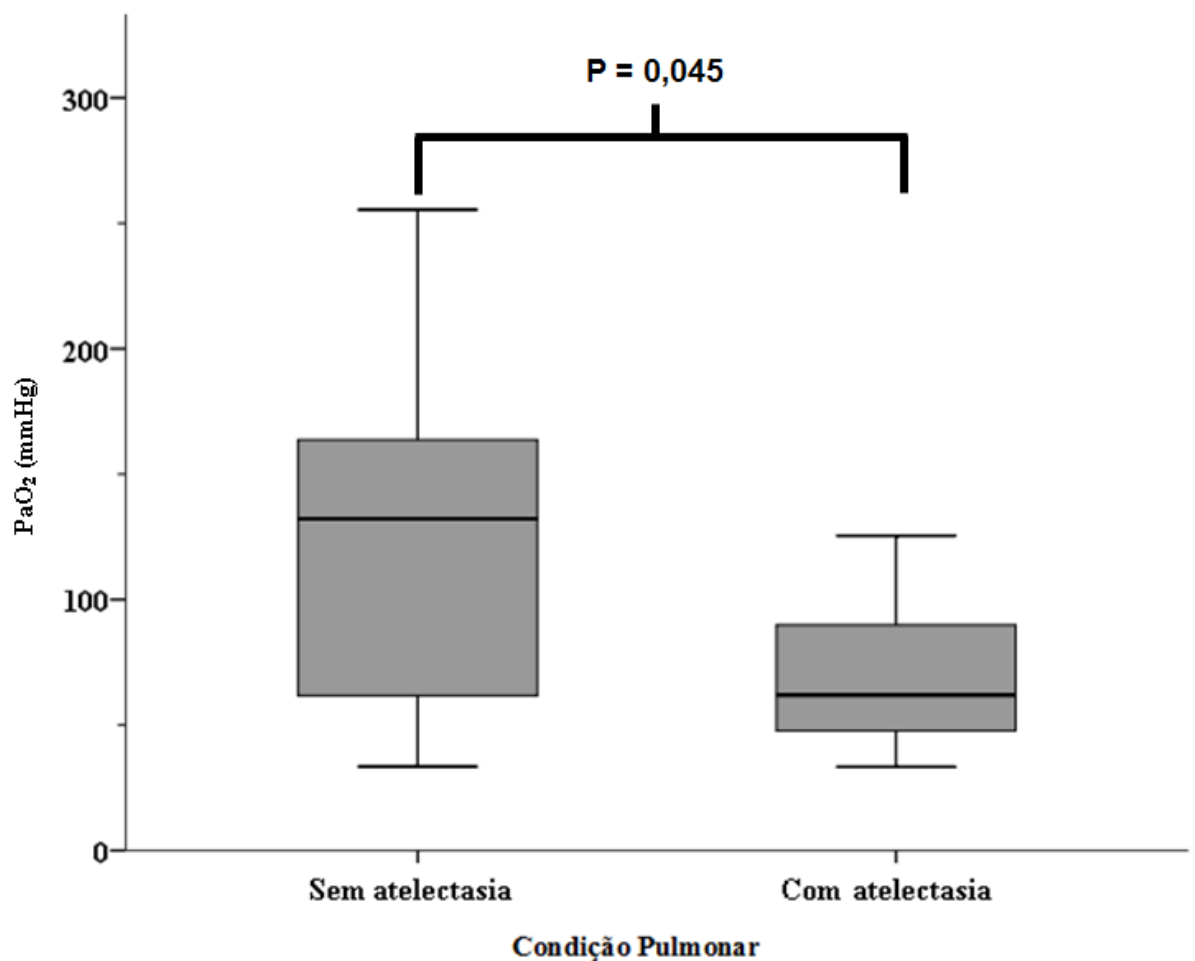


Figura 32: Redução significativa do volume corrente no grupo sem/com atelectasia.

A  $\text{PaO}_2$  no grupo com atelectasia diminuiu de  $129,67 \pm 68,68$  para  $72,13 \pm 30,98$  (Figura 33). Comparando-se este valor reduzido da  $\text{PaO}_2$  em relação aos valores normais pra idade (1 a 6 meses 60-85 mmHg) o grupo com atelectasia não foi comprometido com esta redução, pois a média de idade do grupo se enquadra nesta padronização. Apesar de não serem comprometidos pela  $\text{PaO}_2$ , o grupo com atelectasia diminuiu também a sua saturação de  $\text{O}_2$ , de  $93,88 \pm 9,65$  para  $80,36 \pm 23,93$  apresentando uma  $\text{SaO}_2$  baixa após o comprometimento pulmonar, pois o normal está  $> 95\%$ , o que pode indicar um quadro de insuficiência respiratória que leva a uma hipoxemia (PIVA et al., 1998).

Estudo realizado por Johnston et al. (2008) mostrou que valores baixos de  $\text{PaO}_2$  ( $64 \pm 34$ ) estão relacionados a falha na extubação de crianças, porém o estudo utilizou crianças mais velhas, com até 75 meses. Ao contrário, estudo realizado por Nozawa et al. (2003) mostrou que os dados obtidos através dos índices de oxigenação não formam parâmetros de sucesso ou insucesso no desmame, porém este estudo foi realizado em adultos.



**Figura 33: Redução significativa da  $\text{PaO}_2$  no grupo sem/com atelectasia.**

Analisando as figuras 34 e 35 é possível verificar o aumento significativo do tempo

em VMI, o que mostra que o tempo prolongado em VMI pode acarretar o surgimento de complicações pulmonares. Estudo com prematuros verificou que o aumento dos dias com uso da VMI e também o baixo peso está associado com o aumento da chance de desenvolver displasia broncopulmonar (GONZAGA et al., 2007).

A VMI pode produzir alterações pulmonares morfológicas e fisiológicas, causando lesão pulmonar devido à própria ventilação artificial. Um fator determinante destas lesões é o volume utilizado na quantidade correta (PROST et al., 2011). A VMI também pode causar "barotrauma" (danos pulmonares atribuíveis à ventilação com pressões de pico elevadas, sendo a forma mais comum o surgimento de pneumotórax), porém também pode causar "volutrauma" (lesões devido a volumes elevados) (PROST et al., 2011). Assim mesmo com as vantagens e necessidade da VMI é preciso que o paciente seja retirado o mais rápido possível para que estas lesões possam ser evitadas (DAVIDSON et al., 2008).

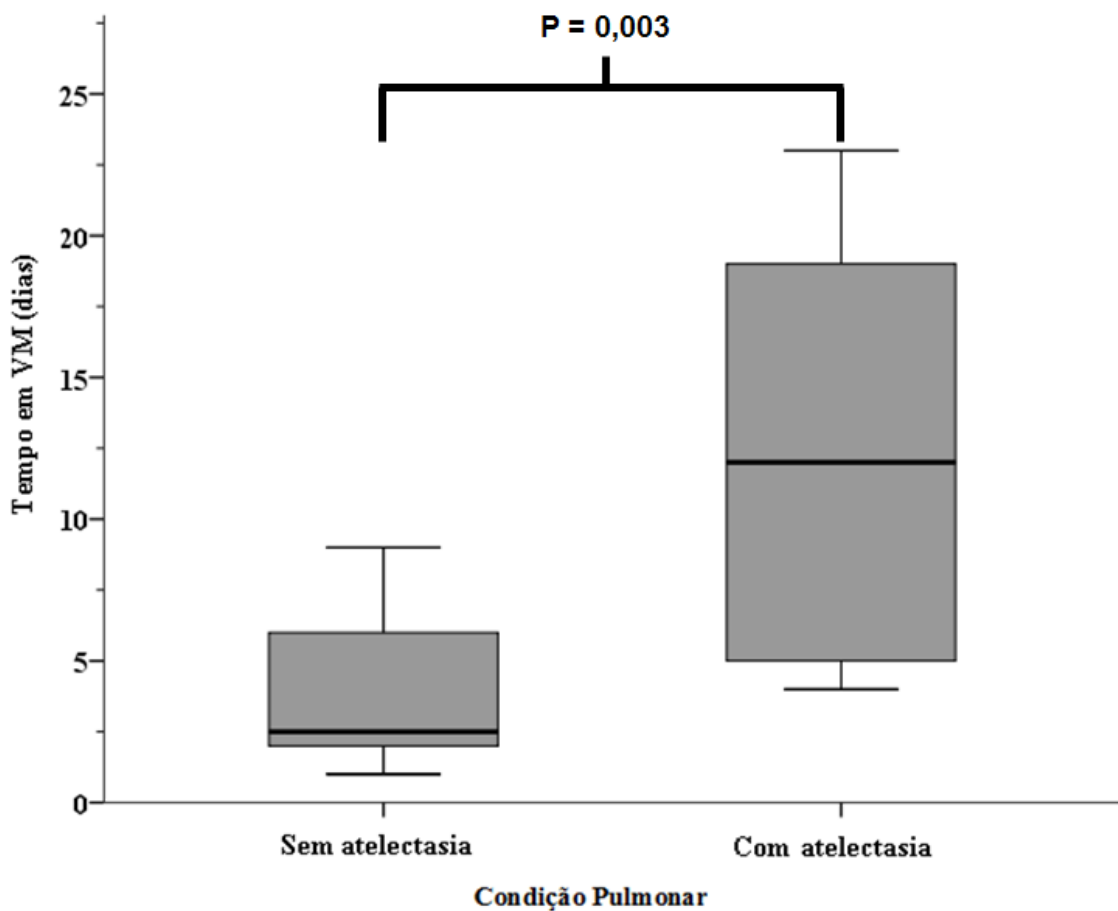


Figura 34: Aumento significativo dos dias em VM no grupo sem/com atelectasia.



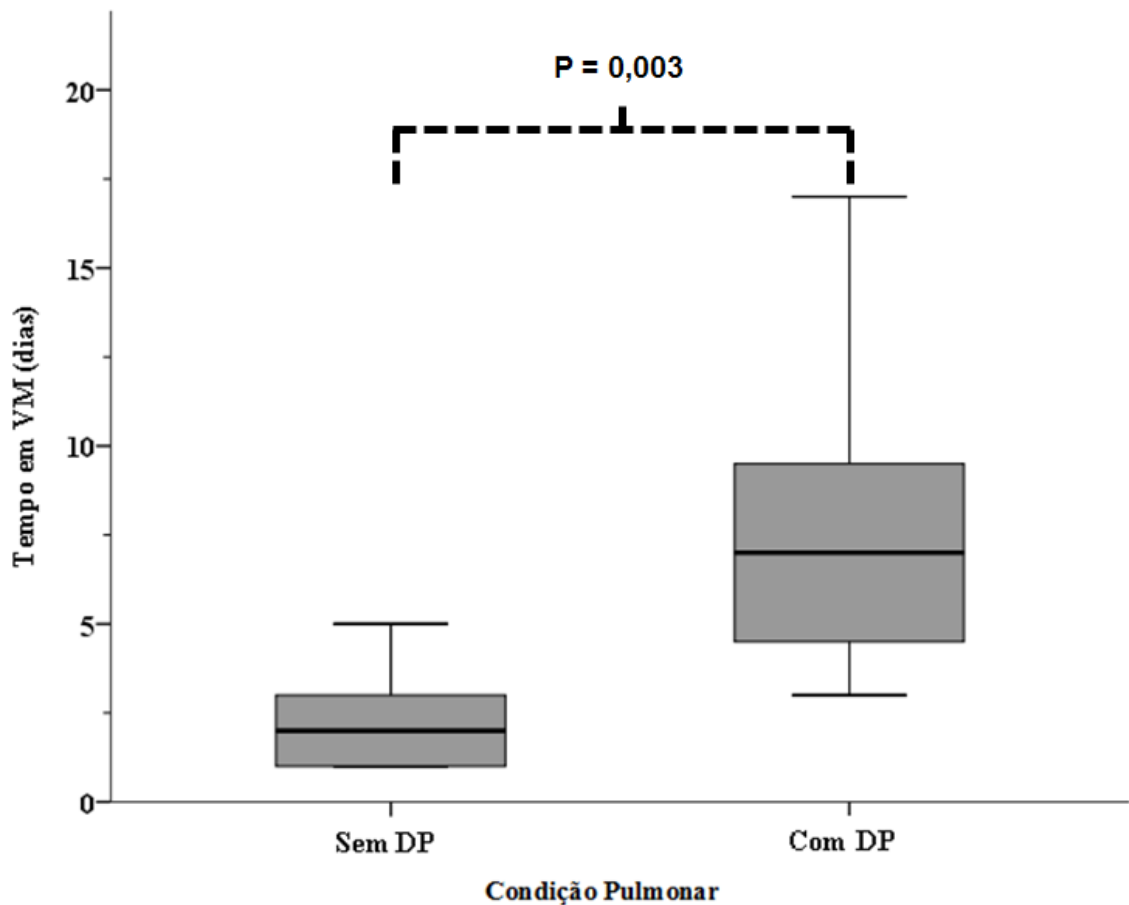


Figura 35: Aumento significativo dos dias em VMI no grupo sem/com DP.

#### 4.4 CORRELAÇÃO ENTRE ÁREA PULMONAR E MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Os resultados do coeficiente de Spearman ( $\rho$ ) que apresentaram significância estatística entre a AP com os parâmetros pulmonares foram para o grupo com atelectasia nos parâmetros de RVA ( $\rho = -0,648$  e  $p = 0,043$ ) e para o grupo com DP nos parâmetros  $C_{est}$  ( $\rho = 0,786$  e  $p = 0,021$ ) como mostra a Tabela 16. No grupo com atelectasia houve uma correlação negativa, ou seja, quanto menor a área do pulmão, maior o valor da RVA e no grupo com DP uma correlação positiva, ou seja, quanto menor a área do pulmão, menor o valor do  $C_{est}$ . Através destes parâmetros analisados, verificou-se uma correlação em relação às alterações físicas do pulmão com as alterações funcionais, podendo ser utilizado com mais frequência a monitorização da mecânica respiratória, pois possibilita verificar a presença de alguma alteração no funcionamento do pulmão.

**Tabela 16: Correlação da área do pulmão com as variáveis da mecânica respiratória através do coeficiente de Spearman ( $\rho$ ).**

| Variáveis da mecânica respiratória       | Atelectasia (n = 10)                   | Derrame Pleural (n = 8) |
|--|--|-------------------------|
|  | $\rho$ (p)                             | $\rho$ (p)              |
|  | <b>Área do Pulmão (cm<sup>2</sup>)</b> |                         |
| VC (ml)                                  | 0,321 (0,346)                          | 0,047 (0,885)           |
| P <sub>pico</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | -0,479 (0,148)                         | 0,023 (0,931)           |
| P <sub>plat</sub> (cmH <sub>2</sub> O)   | -0,207 (0,535)                         | -0,071 (0,839)          |
| PEEP (cmH <sub>2</sub> O)                | -0,224 (0,512)                         | 0,145 (0,705)           |
| C <sub>est</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 0,236 (0,490)                          | 0,786 (0,021)*          |
| C <sub>din</sub> (ml/cmH <sub>2</sub> O) | 0,273 (0,425)                          | 0,690 (0,057)           |
| RVA (cmH <sub>2</sub> O/L/seg)           | -0,648 (0,043)*                        | 0,000 (0,977)           |
| FR (rpm)                                 | -0,316 (0,346)                         | -0,639 (0,071)          |

VC - volume corrente; P<sub>pico</sub> - pressão pico; P<sub>platô</sub> - pressão platô; PEEP - pressão positiva no final da expiração; C<sub>din</sub> - complacência dinâmica; C<sub>est</sub> - complacência estática; RVA - resistência das vias aéreas; FR - frequência respiratória; ml - mililitro; rpm - respirações por minuto; cmH<sub>2</sub>O - centímetro de água; ml/cmH<sub>2</sub>O - mililitro por centímetro de água; cm<sup>2</sup> - centímetro ao quadrado; L/seg - litros por segundo;

\* Correlação significativa ao nível de significância de  $p < 0,05$ .

Um único estudo, envolvendo imagens de tomografia computadorizada de alta resolução, comparou a função pulmonar de recém-nascidos de muito baixo peso com o objetivo de apresentar uma associação entre a mecânica pulmonar e as alterações estruturais do parênquima pulmonar, mostrando que há uma relação entre a estrutura morfológica do pulmão com as alterações funcionais em bebês assintomáticos de muito baixo peso (MELLO et al., 2003).

O aumento da RVA ocorreu de acordo com a diminuição da área do pulmão devido à lesão pulmonar, o que dificultou a movimentação do ar nas vias aéreas. Esta alteração da resistência pode ocorrer devido à própria lesão e também pelo edema na parede pulmonar, devido à presença de secreções e a perda de volumes pulmonares (ARCÊNCIO et al., 2008; FAUSTINO, 2007).

A C<sub>est</sub> diminuiu de acordo com a redução da área funcional do pulmão. A C<sub>est</sub> está relacionada às propriedades elásticas do pulmão e sua capacidade de distensão e, assim, com a perda da área funcional do pulmão pela lesão e pelo acúmulo de líquido, a C<sub>est</sub> também poderá estar diminuída (SARMENTO, CARVALHO e PEIXE, 2007).

Este estudo mostrou resultados positivos em relação ao uso da análise da mecânica respiratória, porém não pode substituir totalmente a análise da estrutura pulmonar através da radiografia de tórax, pois esta permite avaliar a evolução e resolução das lesões pulmonares. A análise diária da mecânica respiratória possibilita uma redução do número diário de radiografias para acompanhamento das crianças em permanência prolongada em VMI, possibilitando verificar as alterações funcionais do pulmão, diminuindo a quantidade

excessiva de radiografias, muitas vezes sem necessidade, apenas feitas como rotina clínica da UTI.

A monitorização respiratória pode ser feita de forma simples e rápida na beira do leito. As medidas de elasticidade do sistema respiratório e seus subcomponentes, como pulmões e caixa torácica, podem ser utilizados tanto para a avaliação quanto para o prognóstico dos pacientes em VMI (AULER JR e CARVALHO, 1992).

Este estudo apresentou um grupo relativamente pequeno de crianças para a análise, porém a estatística apropriada para esta amostragem mostrou resultados significativos. Em novos trabalhos o objetivo é aumentar o número da amostragem.

#### 4.5 QUESTIONÁRIO

O questionário (APÊNDICE A) tinha o objetivo de avaliar o uso do equipamento e da análise respiratória na UTI cardíaca durante o estudo. Somente 6 médicos residentes da UTI concordaram em responder as questões. A frequência das respostas dadas pelos médicos residentes da UTI encontra-se na Tabela 17.

**Tabela 17: Uso da análise da mecânica respiratória na UTI cardíaca HPP**

| <b>Questionamentos</b>  | <b>Sim</b> | <b>Não</b> | <b>Às vezes / Pouco</b> |
|---|------------|------------|-------------------------|
| Raios X como o método mais utilizado.   | 6          | -          | -                       |
| Mecânica respiratória como análise útil do pulmão.  | 6          | -          | -                       |
| Análise frequente da mecânica respiratória na UTI.  | -          | 6          | -                       |
| Treinamento da empresa sobre o uso do equipamento.  | -          | 5          | 1                       |
| Conhecimento do manuseio do equipamento.  | -          | 6          | -                       |
| Necessidade do equipamento na UTI.  | 6          | -          | -                       |
| Importância da análise diária da mecânica respiratória na criança.                                  | 6          | -          | -                       |
| Interesse de aprendizado do monitor gráfico e da interpretação da análise da mecânica respiratória. | 6          | -          | -                       |

Apesar dos poucos médicos que responderam o questionário, é possível visualizar que a análise da mecânica respiratória não é uma prática frequente nesta UTI, apesar desta possuir o equipamento. Em relação aos motivos pelo qual não é utilizado o equipamento, 3 responderam que a análise é de difícil interpretação, 2 devido a dificuldade para verificação pelo fato da necessidade do uso de um computador portátil ou de uma impressora conectada e apenas 1 respondeu a dificuldade de manuseio do equipamento.

Raramente realiza-se a avaliação da mecânica respiratória de pacientes ventilados artificialmente ou por insuficiência respiratória. A informação de que a análise é difícil de ser

realizada não é real, pois pode ser realizada através de equipamentos portáteis, de onde se pode obter rapidamente informações importantes sobre a mecânica respiratória, tanto de pacientes em respiração espontânea, como sob ventilação mecânica (AULER Jr e CARVALHO, 1992).

## 5 CONCLUSÃO

O trabalho mostrou que apesar da maioria dos estudos para análise da mecânica respiratória sugerirem o modo ventilatório controlado e a criança sedada, no modo assistido controlado também é possível realizar esta análise, pois estas crianças não apresentaram alterações consideráveis em relação à gasometria arterial, podendo o procedimento ser realizado diariamente no monitoramento respiratório da criança em um leito de UTI.

Apesar do aumento significativo da  $\text{PaCO}_2$ , este não foi suficiente para alterar o pH, não causando alterações gasométricas consideráveis no período analisado.

Alterações significativas após as lesões pulmonares (atelectasia e DP) não ocorreram em todas as variáveis analisadas. As variáveis da mecânica respiratória que apresentaram alteração significativa foram a frequência respiratória e volume corrente, podendo estas variáveis ser um indicativo da presença de alguma alteração no funcionamento pulmonar analisada através da mecânica respiratória. Esta análise pela mecânica respiratória possibilita um acompanhamento diário do estado do pulmão. Caso não ocorresse nenhuma alteração na mecânica respiratória e nenhuma modificação nos ajustes do ventilador poderia ser reduzido o número de exames diários de raios X.

No estudo não houve aumentos consideráveis em relação aos níveis de pressão, principalmente em relação à PEEP. Normalmente essa é uma medida dos clínicos (aumento da PEEP) para a resolução de atelectasia. Um pequeno aumento da PEEP foi encontrado no grupo DP. Em ambos os grupos foi verificado aumento da FR, sendo significativo o aumento no grupo com atelectasia, o que mostra que a criança aumentou o trabalho respiratório para ventilar o pulmão após a presença da complicação pulmonar.

O estudo mostrou que a permanência prolongada em VMI (Figuras 34 e 35) pode acarretar o surgimento de lesões pulmonares sugerindo que o tempo da criança em VMI deve ser reduzido ao máximo possível de modo a evitar essas complicações pulmonares.

A análise das medidas de área pulmonar possibilitou uma avaliação quantitativa pela estrutura pulmonar na radiografia, verificando reduções significativas após a presença das lesões pulmonares e esta redução da estrutura física pulmonar também foi associada às alterações funcionais do pulmão, pois ocorreu alteração significativa também nos valores de VC e da FR no grupo com atelectasia. Também ocorreu uma correlação da área do pulmão com as variáveis da mecânica respiratória (RVA e Cest).

A análise da mecânica respiratória não é realizada constantemente na UTI cardíaca do HPP e alguns profissionais também não estão preparados para o manuseio, análise e

interpretação das ondas da mecânica respiratória. Caso implementada, essa análise possibilitaria informações importantes do funcionamento pulmonar da criança e medidas de proteção de lesões poderiam ser tomadas através dela.

Não foi encontrado até o momento estudos que comparassem a mecânica respiratória com as imagens radiográficas, correlacionando às perdas que ocorrem devido às lesões pulmonares para bebês de até um ano de idade. Estudos de análise da mecânica pulmonar em crianças sob VMI ainda são escassos, sendo necessários mais estudos nesta área.

### 5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Uma limitação do estudo é o pequeno universo de indivíduos de amostra, que pode explicar o fato de que em apenas alguns parâmetros tenha havido significância, apesar de quase todos terem sido alterados após a presença da lesão pulmonar. Esta quantidade reduzida de crianças no estudo, em um período de 7 meses de análise, deve-se ao fato de que apesar da UTI ser equipada com o monitor gráfico Inter® GMX que possibilita o registro da mecânica respiratória, dos 18 leitos com ventilador mecânico Inter® 5 plus, alguns leitos ainda não possuíam o monitor gráfico GMX acoplado. Assim não foi possível coletar os dados destas crianças sem o monitor Inter® GMX e também esta análise necessita de um sensor de fluxo do tipo pneumotacógrafo, que algumas vezes não estava disponível para o uso devido ao encaminhamento para esterilização, que é demorada e terceirizada.

A análise da estrutura física pulmonar foi efetivada somente através da área de superfície do pulmão pela radiografia em anteroposterior, o que não possibilitou uma análise do tamanho real da lesão, pois seria necessária a obtenção de uma radiografia na posição látero – lateral. Isso por sua vez se torna inviável devido à solicitação de um exame adicional e assim, o aumento do custo para o sistema único de saúde (SUS) e aumento de dose de radiação nos pacientes.

### 5.2 TRABALHOS FUTUROS

Os resultados obtidos neste estudo sugerem novos trabalhos que incorporem o uso da análise da mecânica respiratória em crianças sob VMI e as possíveis alterações encontradas após a presença de lesões e patologias pulmonares.

Aumentar o número de amostras é necessário, pois possibilitaria uma maior significância dos resultados.

Sugere-se ainda uma análise detalhada de todas as ondas respiratórias obtidas, verificando o funcionamento do pulmão da criança durante a permanência na VMI e se as alterações encontradas nestas ondas podem ser associadas com algum mau funcionamento do sistema ou do pulmão.

### 5.3 PUBLICAÇÕES

NAKATO, Adriane N.; KRUEGER, Eddy; SCHNEIDER-JR, Bertoldo. Análise do pulmão em crianças com atelectasia no pós Operatório de cirurgia cardíaca. In: **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2012, Porto de Galinhas. Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, p. 2218-2222, 2012.

NAKATO, Adriane N.; KRUEGER, Eddy; DOMINGUES, Adriana M. T; SCHNEIDER-JR, Bertoldo. Implicações do derrame pleural em crianças no pós-operatório de cirurgia cardíaca. Submetido em 25 de Janeiro de 2013 a **Revista Medicina**.

NAKATO, Adriane N.; KRUEGER, Eddy; DOMINGUES, Adriana M. T; SUM, Cássio F. B; SCHNEIDER-JR, Bertoldo. Analysis of functional parameters and physical structure of lung with atelectasis in children mechanically ventilated after cardiac surgery. Submetido em Fevereiro de 2013 a **American Journal of Critical Care**.

## REFERÊNCIAS

AGARWALA, Sandeep. *et al.* Pleural effusions in children undergoing cardiac surgery. **Annals of Pediatric Cardiology**, v. 3, n. 1, p58, jan-Jun, 2010.

ALBUALI, Waleed A. *et al.* Have changes in ventilation practice improved outcome n children with acute lung injury? **Pediatr Crit Care.**, v. 8, p. 324-330, 2007.

ALVARES, Beatriz R. *et al.* Atelectasia pulmonar em recém-nascidos: etiologia e aspectos radiológicos. **Scientia Medica**, v. 22, n. 1, p. 43-52, 2012.

AMATO, Marcelo B. P. *et al.* Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. **The New England Journal of Medicine**, v. 338, n. 6, p. 347-354, 1998.

AMBROZIN, Alexandre R. P.; CATANEO, Antônio J. M. Aspectos da função pulmonar após revascularização do miocárdio relacionados com risco pré-operatório. **Brazil Jounal Cardiovascular Surgery**, v. 20, n.4, p. 408-15, 2005.

AMENDOLA, Luis F. P.; CASTRO, Márcia C.; AZEVEDO, Zina M. A. **Estudo da mecânica respiratória em pacientes submetidos à ventilação pulmonar mecânica na Unidade de Pacientes Graves do Instituto Fernandes Figueira**. 2006. 151 f. Dissertação (Mestrado em Saúde da Criança e da Mulher) - Instituto Fernandes Figueira, Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, 2006.

AMORIM, Lúcia F. P. *et al.* Presentation of congenital heart disease diagnosed at birth: analysis of 29,770 newborn infants. **Jornal de Pediatria**, v. 84, n. 1, p. 83-90, 2008.

ANDRADE, José B. de. **Fotogrametria**. Curitiba: SBEE, 1998.

ARCÊNCIO, Livia. *et al.* Cuidados pré e pós-operatórios em cirurgia cardiotorácica: uma abordagem fisioterapêutica. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 23, n. 3, p. 400-410, 2008.

ASCIONE, Raimundo. *et al.* Inflammatory Response After Coronary Revascularization With or Without Cardiopulmonary Bypass. **The Society of Thoracic Surgeons**, v.69, n. 1, p. 198-204, 2000.

ATIK, Fernando A. Monitorização Hemodinâmica em Cirurgia Cardíaca Pediátrica. **Arq Bras Cardiol.**, v. 82, n. 2, p. 199-208, 2004.



AULER JR, José O. C; CARVALHO, Maria J. de. Monitorização Respiratória. **Rev Bras Anest.**, v. 42, n.1, p. 41-49, 1992.

AZEREDO, Carlos A. C. **Fisioterapia Respiratória**. Rio de Janeiro: Panamed, 1984.

AZEREDO, Carlos Alberto Caetano. **Técnicas para o desmame no ventilador mecânico**. Barueri /SP: Manole, 2002.

BARAÚNA, M. A.; DUARTE, F.; SANCHEZ, H. M.; CANTO, R. S. T; MALUSÁ, S.; CAMPELO-SILVA, C. D.; VENTURA-SILVA, R. A. Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. **Rev. Bras. Fisioter.** v. 10, n. 1, p. 83-90, 2006.

BARBOSA, Manuela B. G., ALVES, Crésio A. D.; QUEIROZ FILHO, Hélio. Avaliação da Acidose Metabólica em Pacientes Graves: Método de Stewart-Fencl-Figge Versus a Abordagem Tradicional de Henderson-Hasselbalch. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 18, n. 4, out-dez, 2006.

BARBOSA, Ricardo A. G.; CARMONA, M. J. C. Avaliação da Função Pulmonar em Pacientes Submetidos à Cirurgia Cardíaca com Circulação Extracorpórea. **Rev Bras Anesthesiol.**, v. 52, n. 6, p. 689-699, 2002.

BARROS, Lídia M. de. *et al.* Complacência pulmonar com uma hora de vida e displasia broncopulmonar em recém-nascidos prematuros. **Rev. Bras. Saúde Matern. Infant.**, v. 7, n. 4, p. 387-395, out- dez, 2007.

BARTTER, Thaddeus. *et al.* The Evaluation of Pleural Effusion. **Chest**, v. 106, n. 4, p.1209-14, 1994.

BATISTA, Miranildes A.; ALCÂNTARA, Erikson C.; PAULA, Lilian K. G. Central de Ventiladores Mecânicos: Organização, Segurança e Qualidade. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 19, n. 4, p. 450-455, out-dez, 2007.

BRAILE, Domingo M.; GODOY, Moacir F. História da cirurgia cardíaca. **Arq Bras Cardiol.**,v. 66, n. 6, p. 329-37, 1996.

BRAZ, José R. C. Monitorização da oxigenação. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 46, n. 3, p. 223-249, maio, 1996.

BUENO, Mariana; KIMURA, Amélia F. Perfil de recém-nascidos submetidos à cirurgia cardíaca em hospital privado do Município de São Paulo. **Rev Esc Enferm USP.**, v. 42, n. 1, p. 112-9, 2008.

CARVALHO, Carlos R. R.; TOUFEN JUNIOR, Carlos; FRANCA, Suelene A. III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica: Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. **J Bras Pneumol.**, v. 33 (Supl 2), p. 54-70, dez. 2007.

CARVALHO, Eugénio *et al.* Avaliação dos padrões de Dose em Radiologia Pediátrica: Comparação entre Sistemas Convencionais de Películas e Sistemas de Digitalização de Imagem em crianças dos 0-5 anos de idade, na radiografia do Tórax em Incidência Antero-Posterior. **Rev. Lusófona de Ciências e Tecnologias da Saúde**, v. 4, n. 21, p.37-46, 2007.

CARVALHO, Werther B. de. *et al.* Liberação de pressão de vias aéreas em pacientes pediátricos submetidos à cirurgia cardíaca. **Rev Ass Med Brasil.**, v. 46, n. 2, p. 166-73, 2000.

CARVALHO, Werther B. de. **Ventilação pulmonar mecânica em pediatria.** Rios de Janeiro: Atheneu, 1993.

CASÉCA, Michele B.; ANDRADE, Livia B.; BRITTO, Murilo C. A. Pulmonary function assessment in children and teenagers before and after surgical treatment for rheumatic valve disease. **Jornal de Pediatria**, v. 82, n. 2, p. 144-50, 2006.

CHERNIACK, Reuben M. **Teste de função pulmonar.** Rio de Janeiro: Revinter, 1995.  
CHRISTIE, Neil A. Management of Pleural Space: Effusions and Empyema. **Surg Clin N Am.**, v. 90, p. 919-934, 2010.

CIRINO, Luís M. I.; FRANCISCO NETO, Miguel J.; TOLOS, Erasmo M. C. Classificação ultra-sonográfica do derrame pleural e do empiema parapneumônico. **Radiol Bras.**, v. 35, n. 2, p. 81-83, 2002.

CODARIN, Gabriela F. *et al.* Analysis of angular reading distortions of photographic images. **Rev Bras Fisioter.**, v. 16, n. 4, p. 309-13, jul- ago, 2012.

COELHO, Luiz; BRITO, Jorge N. **Fotogrametria Digital.** Rio de Janeiro: EDUERJ, 2007.

CONNOR, Jean A.; GAUVREAU, Kimberlee; JENKINS, Kathy J. Factors Associated With Increased Resource Utilization for Congenital Heart Disease. **Pediatrics**, v. 116, n. 3, p. 689-695, sep, 2005.

CONRAD, Steven A. *et al.* Protective effects of low respiratory frequency in experimental ventilator-associated lung injury. **Crit Care Med.**, v. 33, n. 4, p. 835-840, 2005.

CONSOLO, Luiz C.T.; PALHARES, Durval B.; CONSOLO, Lourdes Z. Z. Avaliação da função pulmonar de recém-nascidos com síndrome do desconforto respiratório em diferentes pressões finais expiratórias positivas. **Jornal de Pediatria**, v. 78, n. 5, p. 403-408, 2002.

CONTADOR, Renata S. *et al.* Evaluation of respiratory mechanics and lung histology in a model of atelectasis. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 137, p. 61-68, 2003.

CORONE, Pierre. **Cardiopatias congênitas**. São Paulo: Andrei AS, 1976.

DAVIDSON, Josy. *et al.* Medida da frequência respiratória e do volume corrente para prever a falha na extubação de recém-nascidos de muito baixo peso em ventilação mecânica. **Rev Paul Pediatr.**, v. 26, n. 1, p. 36-42, 2008.

DE VOS, Dianne C. **Basic Principles of radiographic exposure**. 2. ed. USA: Editora Williams & Wilkins, 1995.

EMMANOUILIDES, George C. *et al.* **Doenças do coração da criança e no adolescente: incluindo feto e adulto jovem**. Rio de Janeiro: Medsi, 2000.

EMMERICH, João C. **Monitorização respiratória: fundamentos**. Rio de Janeiro: Revinter, 1996.

EMMERICH, João C. **Suporte Ventilatório: conceitos atuais**. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

FAUSTINO, Eduardo A. Mecânica Pulmonar de Pacientes em Suporte Ventilatório na Unidade de Terapia Intensiva. Conceitos e Monitorização. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 19, n. 2, p.161-169, 2007.

FIRMIDA, Mônica C. Derrame pleural na criança com dengue. **Acta Scientiae Medica**, v. 1, n. 1, p. 35-43, 2008.

GARRIDO, Victoria V. *et al.* Diagnosis and Treatment of Pleural Effusion. **Arch Bronconeumol.**, v. 42, n. 7, p. :349-72, 2006.

GENOFRE, Eduardo; CHIBANTE, Antonio M. S.; MACEDO, Alex G. Derrame pleural de origem indeterminada. **J Bras Pneumol.**, v. 32, n. Supl 4, p. S204-S210, 2006.

GEORGE, Jojoy; CHINNAN, Nevin K. Postoperative entire left lung collapse by mucus plugs. **The Indian Anaesthetists Forum**. October. 2007.

GEORGOPOULOS, Dimitris; PRINIANAKIS, George; KONDILI, Eumorfia. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. **Intensive Care Med.**, v. 32, p. 34-47, 2006.

GÓMES, Luiz A. Ramos. **Fundamentos de La ventilación mecânica**. Barcelona: Marge Medica Books, 2012.

GONÇALVES, João L. **Ventilação artificial**. Curitiba: Lovise, 1991.

GONZAGA, Ana D. Tempo de ventilação mecânica e desenvolvimento de displasia broncopulmonar. **Rev Assoc Med Bras.**, v. 53, n. 1, p. 64-7, 2007.

GORAIEB, Lilian. *et al.* Alterações da Função Pulmonar após Tratamento Cirúrgico de Cardiopatias Congênitas com Hiperfluxo Pulmonar. **Arq Bras Cardiol.**, v. 91, n. 2, p. 77-84, 2008.

GRAF, Jeronimo. *et al.* Pleural effusion complicates monitoring of respiratory mechanics. **Crit Care Med.**, v. 39, n.10, p. 2294-2299, 2011.

GRIMBERG, Alexandre. *et al.* Diagnostic accuracy of sonography for pleural effusion: systematic review. **Sao Paulo Med J.**, v. 128, n. 2, p. 90-5, 2010.

GUARAGNA, João C. V. C. **Pós-operatório em cirurgia cardíaca**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

GUZMAN, Fernando M. *et al.* **Terapia Intensiva Cardiorespiratória**. Rio de Janeiro: Revinter, 1991.

HOFFMAN, Julien I. E. Natural History of Congenital Heart Disease: Problems in Its Assessment with Special Reference to Ventricular Septal Defects. **Circulation**, v. 37, p. 97-125, jan, 1968.

HOFFMAN, Julien I. E.; KAPLAN, Samuel. The Incidence of Congenital Heart Disease. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 39, n. 12, p.1890-900, 2002.

HORTA, Maria G. C. *et al.* Estenose Subaórtica Associada a Comunicação Interventricular Perimembranosa. Acompanhamento Clínico de 36 Pacientes. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 84, n. 2, p. 103-107, fev, 2005.

INTERMED. **Manual de operação monitor gráfico Inter® GMX slim**. São Paulo: Intermed Equipamento Médico Hospitalar Ltda, 2002. 94 p.

INTERMED. **Manual de operação Ventilador Pulmonar Neonatal, Pediátrico e Adulto Inter® 5 plus**. São Paulo: Intermed Equipamento Médico Hospitalar Ltda, 2002. 118 p.

JOHNSTON, Cíntia; CARVALHO, Werther B. Atelectasias em pediatria: mecanismos, diagnóstico e tratamento. **Revista associação médica brasileira**, v. 54, n. 5, p. 455-60, 2008.

JOHNSTON, Cíntia. *et al.* Preditores de Falha da Extubacao em Crianças no Pos-Operatório de Cirurgia Cardíaca Submetidas a Ventilacao Pulmonar Mecânica. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 20, n. 1, 2008.

KARAMICHALIS, John M. *et al.* Assessment of technical competency in pediatric cardiac surgery. **Progress in Pediatric Cardiology**, v. 33, p. 15-20, 2012.

KHEMANI, Robinder G. *et al.* Effect of tidal volume in children with acute hypoxemic respiratory failure. **Intensive Care Med.**, v. 35, p. 1428-1437, 2009.

KISSOON, Niranjani; RIMENSBERGER, Peter C.; BOHN, Desmond. Ventilation Strategies and Adjunctive Therapy in Severe Lung Disease. **Pediatric Clinics of North America**, v. 55, p. 709–733, 2008.

KOBINGER, Maria E. B. A. Avaliação do sopro cardíaco na infância. **J Pediatr.**, v.79, n. 1, p. 87-96, 2003.

LABIDI, Moujahed. *et al.* Pleural Effusions Following Cardiac Surgery: Prevalence, Risk Factors and Clinical Features. **CHEST**, v. 136, n. 6, p. 1604-1611, dec, 2009.

LANTERI, Celia J. et al. Changes in respiratory mechanics in children undergoing cardiopulmonary bypass. **Am J Respir Crit Care Med**, v.152 (Pt 1), p. 1893-900, 1995.

LEGUISAMO, Camila P. *et al.* A efetividade de uma proposta fisioterapêutica pré-operatória para cirurgia de revascularização do miocárdio. **Braz J Cardiovasc Surg.**, v. 20, n. 2, p. 134-141, 2005.

LEITE, Dinaldo L.; MIZIARA, Hélcio; VELOSO, Moema. Malformações Cardíacas Congênitas em Necropsias Pediátricas: Características, Associações e Prevalência. **Arq Bras Cardiol.**, v. 94, n. 3, p. 294-299, 2010.

LEITE, Érida M. D. Dicionário Digital de Termos Médicos. **Pdamed**, 2007. Disponível em: [www.pdamed.com.br/diciomed/pdamed\\_0001\\_01617.php](http://www.pdamed.com.br/diciomed/pdamed_0001_01617.php). Acesso em: 04 nov. 2012.

LOCH, Carlos; LAPOLLI, Édis M. **Elementos básicos da fotogrametria e sua utilização prática**. 4. ed. Florianópolis: UFSC, 1998.

LU, Qin; ROUBY, Jean-Jacques. Measurement of pressure-volume curves in patients on mechanical ventilation: methods and significance. **Crit Care.**, v. 4, p. 91-100, 2000.

MA, O John; MATEER, James R. Trauma ultrasound examination versus chest radiography in the detection of hemothorax. **Ann Emerg Med.**,v. 29, n. 3, p. 312-5, 1997.

MALBOUISSON, Luiz M. S. *et al.* Atelectasias durante Anestesia: Fisiopatologia e Tratamento. **Rev Bras Anesthesiol.**, v. 58, n. 1, p. 73-83, 2008.

MCCLOUD, Theresa C.; FLOWER, Christopher D. R. Imaging the Pleura: Sonography, CT, and MR Imaging. **AJR.**, v. 156, p. 1145-1153, Jun, 1991.

MELLO, Rosane R. *et al.* Lung mechanics and high-resolution computed tomography of the chest in very low birth weight premature infants. **Sao Paulo Medical Journal**, v. 121, n. 4, p. 167-172, 2003.

MISHRA, Eleanor K.; DAVIES, Robert J. O. Advances in the investigation and treatment of pleural effusions. **Expert Review of Respiratory Medicine**, v. 4, n.1, p.123-33, feb, 2010.

MOCELIN, Helena T.; FISCHER, Gilberto B. Epidemiology, presentation and treatment of pleural effusion. **Pediatric respiratory reviews**, v. 3, p. 292-297, 2002.

MORAES, Mário C. J. de. *et al.* Circulação extracorpórea com desvio veno-arterial e baixa pressão parcial de oxigênio. **Rev Bras Cir Cardiovasc** .,v. 16, n. 3, p. 251-61, 2001.

MOURÃO JÚNIOR, C. A. **Biofísica Essencial**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

NICOLAI, Thomas. The physiological basis of respiratory support. **Paediatric respiratory reviews**, v. 7, p. 97-102, 2006.

NOZAWA, Emília. *et al.* Avaliação de Fatores que Influenciam no Desmame de Pacientes em Ventilação Mecânica Prolongada após Cirurgia Cardíaca. **Arq Bras Cardiol.**, v. 80, n. 3, p. 301-5, 2003.

OLIVEIRA, Mércia L.; KHOURY, Helen. Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios-x pediátricos. **Radiol Brás.**, v. 36, n. 2, p. 105-109, 2003.

OLIVEIRA, Priscila M. N. *et al.* Perfil das crianças submetidas à correção de cardiopatia congênita e análise das complicações respiratórias. **Rev Paul Pediatr.**, v. 30, n. 1, p. 116-21, 2012.

PADOVANI, Cauê; CAVENAGHI, Odete M. Recrutamento alveolar em pacientes no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 26, n.1, p. 116-121, 2011.

PATEL, M.C.; FLOWER, C.D.R. Radiology in the management of pleural disease. **Eur Radiol.**, v. 7, p. 1454-1462, 1997.

PATIAS, Petros. Medical imaging challenges photogrammetry. **Journal of Photogrammetry & Remote Sensing**, v. 56, p. 295–310, 2002.

PEREL, Azriel; STOCK, M. Christine. **Manual de mecanismos de suporte ventilatório**. Rio de Janeiro: Medsi, 1994.

PINTO JR, Valdester C. *et al.* Situação das cirurgias cardíacas congênitas no Brasil. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 19, n. 2, p. 3-6, 2004.

PIVA, Jefferson P. *et al.* Asma aguda grave na criança. **J. pediatr.**, v. 74, n. (Supl.1), p. S59-S68, 1998.

PIVA, Jefferson P. *et al.* Insuficiência respiratória na criança. **J. pediatr.**, v. 74, n. (Supl.1), p. S99-S112, 1998.

PORTO, Elias F. *et al.* Análise comparativa da complacência do sistema respiratório em três diferentes posições no leito (lateral, sentada e dorsal) em pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva prolongada. **Rev Bras Ter Intensiva.**, v. 20, n. 3, p. 213-219, 2008.

POSTIAUX, Guy. **Fisioterapia respiratória pediátrica.** Porto alegre: Artmed, 2004.

PRASAD, Rajnish *et al.* Arterial Blood Gas: Basics and Interpretation. **Pulmon.**, v. 9, n. 3, p. 82-87, 2007.

PRATES, Paulo R.. Pequena história da cirurgia cardíaca: e tudo aconteceu diante de nossos olhos. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 14, n. 3, p. 177-84, 1999.

PROST, Nicolas de. *et al.* Ventilator-induced lung injury: historical perspectives and clinical implications. **Annals of Intensive Care**, v. 1, n. 28, p. 1-15, 2011.

RAMA-MACEIRAS, Pablo. Atelectasias perioperatorias y maniobras de reclutamiento alveolar. **Arch Bronconeumol.**, v. 46, n. 6, p. 317-32, 2010.

REGENGA, Marisa M. **Fisioterapia em cardiologia: da UTI à reabilitação.** São Paulo: Roca, 2000.

RENAULT, Júlia A.; COSTA-VAL, Ricardo; ROSSETTI, Márcia B. Fisioterapia respiratória na disfunção pulmonar pós-cirurgia cardíaca. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 23, n. 4, p. 562-69, 2008.

RIBEIRO-SILVA, Alfredo; SILVA, Geruza A. da. Trocas gasosas intrapulmonares sob respiração em ar ambiente em pacientes hipercapneicos. **Rev Assoc Med Bras.**, v. 50, n. 1, p. 32-6, 2004.

RICIERI, Denise V.; ROSÁRIO FILHO, Nelson A. Impacto de fatores externos sobre a mecânica respiratória avaliada por um modelo fotogramétrico específico: biofotogrametria. **J. Bras. Pneumol.**, v. 34, n. 9, p. 702-6, 2008.

RICIERI, Denise V.; ROSÁRIO FILHO, Nelson A. Efetividade de um modelo fotogramétrico para a análise da mecânica respiratória toracoabdominal na avaliação de manobras de isovolume em crianças. **J. Bras. Pneumol.**, v. 35, n. 2, p. 144-50, 2009.



RIVERA, Ivan R. *et al.* Cardiopatia Congênita no Recém-Nascido: da Solicitação do Pediatra à Avaliação do Cardiologista. **Arq Bras Cardiol.**, v. 89, n. 1, p. 6-10, 2007.

RIVERA, Ivan R.; ANDRADE, José L. de.; SILVA, Maria A. M. Comunicação interventricular: pequenos defeitos, grandes complicações. **Rev Bras Ecocardiogr.**, v. 21, n. 3, p. 41-45, 2008.

RODRIGUES, Cristiane D. A. *et al.* Lesão pulmonar e ventilação mecânica em cirurgia cardíaca: revisão. **Rev Bras Ter Intensiva.**, v. 22, n. 4, p. 375-383, 2010.

RODRIGUES, Joaquim C. *et al.* Provas de função pulmonar em crianças e adolescentes. **J Pneumol.**, v. 28, n. 3, p. 207-221, out, 2002.

ROTTA, Alexandre T.; STEINHORN, David M. Conventional mechanical ventilation in pediatrics. **Jornal de Pediatria**, v. 83, n. 2(Supl), p. 100-108, 2007.

SACCO, I. C. N.; ALIBERT, S.; QUEIROZ, B. W. C.; PRIPAS, D.; KIELING, I.; KIMURA, A. A. *et al.* Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 11, n. 5, p. 411-7, 2007.

SALES, Roberta; ONISHI, Roberto. Toracocentese e biópsia pleural. **J Bras Pneumol.**, v. 32, n. Supl 4, p. S170-S173, 2006.

SARMENTO, George J. V.; CARVALHO, Fabiane A.; PEIXE, Adriana A. F. **Fisioterapia respiratória em pediatria e neonatologia**. Barueri, SP: Manole, 2007.

SARMENTO, George J. V. **Fisioterapia respiratória no paciente crítico**. 2. ed. Barueri/SP: Manole, 2007.

SARRIA, Edgar *et al.* Concordância no diagnóstico radiológico das infecções respiratórias agudas baixas em crianças. **Jornal de Pediatria**, v. 79, n. 6, p. 497-503, 2003.

SCAVACINI, Ana S. *et al.* Chest expansion for assessing tidal volume in premature newborn infants on ventilators. **Jornal de Pediatria**, v. 83, n. 4, p. 329-334, 2007.

SILVA, Maria E. M. *et al.* Cirurgia cardíaca pediátrica: o que esperar da intervenção fisioterapêutica. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 26, n. 2, p. 264-72, 2011.

SILVA, Naila L. S. *et al.* Inalação de solução salina hipertônica como coadjuvante da fisioterapia respiratória para reversão de atelectasia no pós-operatório de cirurgia cardíaca pediátrica. **Brazil Jounal Cardiovascular Surgery**, v. 21, n. 4, p. 468-71, 2006.

SILVA, Sérgio M. da; *et al.* Resolução do “shunt” direita-esquerda após uso do sildenafil como tratamento de hipertensão pulmonar primária. **J. Pneumologia**, São Paulo, v. 29, n. 5, p. 305-308, set. 2003.

SILVA, Zuleica M. *et al.* Fatores associados ao insucesso no desmame ventilatório de crianças submetidas a cirurgia cardíaca pediátrica. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, v. 23, n. 4, p. 501-506, 2008.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANESTESIOLOGIA. Peculiaridades da fisiologia na criança: cardiovascular e pulmonar. **Curso de ensino à distância**, p. 1-12, 2003.

TANTUCCI, Claudio. *et al.* Respiratory Mechanics in Ventilated Patients. **Journal of Critical Care**, v. 7, n. 4, p. 251-255, dez. 1992.

TCHERVENKOV, Christo I. *et al.* The improvement of care for paediatric and congenital cardiac disease across the World: a challenge for the World Society for Pediatric and Congenital Heart Surgery. **Cardiol Young**, v. 18, n. 2, p. 63–69, 2008.

TEMBA, Plínio. **Fundamentos da fotogrametria**. UFMG: Departamento de cartografia. Geoprocessamento, 2000.

TERRA, João. **Avaliação Laboratorial da Função Pulmonar**. Medicina Ribeirão Preto, v. 31, p. 191-207, abr, 1998.

THOMPSON, Morris M. **Manual of photogrammetry**. Falls Church: Va, 1966.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Princípios de anatomia e fisiologia**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

WEBSTER, John G. **Medical instrumentation: application and design**. 4. ed. United State: Jonh Wiley & Sons, 2009.

WELDON, Erin; WILLIAMS, Jen. Pleural Disease in the Emergency Department. **Emerg Med Clin N Am.**, v. 30, p. 475-499, 2012.

WOLF, Paul R. **Elements of photogrammetry, with air photo interpretation and remote sensing**. 2. ed. San Francisco: Editora Mc Graw-Hill, 1983.

**APÊNDICES**

APÊNDICE A – Questionário sobre o uso dos parâmetros pulmonares através do monitor gráfico GMX na UTI cardíaca do HPP.

Nome: \_\_\_\_\_ Profissão: \_\_\_\_\_

1. Para análise das complicações pulmonares no pós-operatório o método mais utilizado é a imagem de raio-X.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
2. O monitor gráfico possibilita algum tipo de análise útil do pulmão.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Pouco
3. O monitor gráfico é utilizado com frequência pelos profissionais da UTI.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Às vezes
4. A empresa que instalou o equipamento fez algum tipo de treinamento sobre o uso deste monitor.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Superficialmente
5. Você sabe manusear e utilizar o monitor gráfico.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Pouco
6. Por que motivo este equipamento não é muito utilizado.
  - ( ) Falta de equipamentos em todos os ventiladores
7. Você considera necessário ter este equipamento em uma UTI.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Pouco
8. O monitor gráfico GMX permite visualizar os parâmetros pulmonares através dos parâmetros de pressão, fluxo, volume, complacência dinâmica e estática, pressão de pico e platô. Você considera estes parâmetros importantes na análise da criança diariamente.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Às vezes
9. Você possui interesse em aprender mais sobre a utilização e manuseio do monitor gráfico.
  - ( ) Sim
  - ( ) Não
  - ( ) Pouco

APÊNDICE B – Termo de consentimento livre e esclarecido.

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**



Você está sendo convidado (a) a participar de uma pesquisa sobre “**Estudo comparativo da função pulmonar a imagem radiográfica de pulmão em crianças no pós – operatório de cirurgia cardiotorácica com comprometimento pulmonar**” tendo eu Prof<sup>o</sup> Dr. Bertoldo Schneider Jr como responsável pela pesquisa, na condição de orientador da acadêmica Adriane Muller Nakato do curso de pós-graduação em engenharia biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, a qual resulta do projeto “**Estudo comparativo da função pulmonar a imagem radiográfica de pulmão em crianças no pós – operatório de cirurgia cardiotorácica com comprometimento pulmonar**” como requisito parcial de avaliação para a conclusão do curso de mestrado. Para contatar com o/a pesquisador (a) utilizara o telefone (41)3319-2946 ou (41)9901-2692.

Para poder participar é necessário que você leia este documento com atenção.

Por favor, peça aos responsáveis pelo estudo para explicar qualquer palavra ou procedimento que você não entenda. O documento descreve o objetivo, procedimentos, benefícios e eventuais riscos ou desconfortos caso aceite participar. Você só deve assinar a autorização se quiser participar do estudo. Você pode recusar-se a participar ou retirar-se deste estudo a qualquer momento.

Os objetivos desse estudo são: comparar o raio-x com os valores obtidos pelo monitor gráfico antes e após a melhora do comprometimento pulmonar; analisar os valores do monitor gráfico com a área do comprometimento pulmonar no raio-x em porcentagem; constatar a importância da análise dos valores da função pulmonar para análise das estruturas pulmonares; possibilitar a visualização da melhora do pulmão no raio-x pelo valor da área em porcentagem da lesão.

Os procedimentos para a pesquisa são: coletas das informações clínicas do paciente; análise inicial do raio-x de pulmão com o comprometimento pulmonar; análise dos dados da função pulmonar através no monitor gráfico GMX da Intermed. A obtenção da imagem do raio-x será no mesmo momento da coleta dos dados da função pulmonar, onde esses dados serão comparados com as imagens radiográficas. Será realizado uma análise inicial e uma final, após a melhora do comprometimento pulmonar.

Não há eventuais riscos ou desconfortos no procedimento, pois o aparelho de transmissão de dados não proporciona nenhuma interferência ao ventilador mecânico, a fisioterapia respiratória é um procedimento seguro e eficaz e, realizada por pessoas qualificadas.

Benefícios: Através desta análise futuramente será possível verificar a melhora da complicação do pulmão pela função pulmonar, sem expor a criança por vários exames de raio -x.

Para firmar sua concordância, assine na indicação abaixo.

---

Li e discuti com o/a pesquisador (a) do presente estudo os detalhes descritos neste documento. Entendo que sou livre para aceitar ou recusar a minha participação e que posso interrompê-la a qualquer momento sem dar uma razão.

Concordo em participar da pesquisa “**Estudo comparativo da função pulmonar a imagem radiográfica de pulmão em crianças no pós – operatório de cirurgia cardiotorácica com**

**comprometimento pulmonar,”** e que os dados coletados para o estudo sejam usados somente para o propósito acima descrito.

Entendi a informação apresentada neste Termo de Consentimento. Tive a oportunidade para fazer perguntas e todas as minhas perguntas foram respondidas.

Curitiba, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_.

---

NOME E ASSINATURA DO PARTICIPANTE

---

NOME E ASSINATURA DO PESQUISADOR (pessoa que tomou o TCLE)

APÊNDICE C – Autorização dos pais para a pesquisa.

### AUTORIZAÇÃO



Eu, \_\_\_\_\_, RG \_\_\_\_\_, abaixo assinado, responsável por \_\_\_\_\_, autorizo sua participação no estudo: “**Estudo comparativo da função pulmonar a imagem radiográfica de pulmão em crianças no pós – operatório de cirurgia cardiotorácica com comprometimento pulmonar**”, como sujeito. Fui devidamente informado (a) e esclarecido(a) pelo pesquisadora Adriane Muller Nakato sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes da sua participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade ou interrupção do acompanhamento/ assistência/tratamento prestado ao sujeito pesquisado.

Curitiba \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável



APÊNDICE D – Dados brutos dos ciclos controlados do grupo sem lesão pulmonar, com média  $\pm$  dp dos 5 ciclos controlados selecionados (n = 30).

| VC (ml)                            | Tempo insp (s)                     | Fluxo insp (L)                       | Ppico (cmH <sub>2</sub> O)         | Pplatô (cmH <sub>2</sub> O)        | PEEP (cmH <sub>2</sub> O)          |
|------------------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| 52,4                               | 0,59                               | 0,088                                | 20,4                               | 14,5                               | 5,9                                |
| 62,2                               | 0,57                               | 0,109                                | 21,3                               | 14,9                               | 6,1                                |
| 54                                 | 0,58                               | 0,093                                | 21,3                               | 14                                 | 5,9                                |
| 53,4                               | 0,61                               | 0,087                                | 21,5                               | 14,6                               | 5,9                                |
| 51,2                               | 0,59                               | 0,086                                | 21,6                               | 14,4                               | 5,9                                |
| <b>54,64 <math>\pm</math> 4,35</b> | <b>0,58 <math>\pm</math> 0,01</b>  | <b>0,09 <math>\pm</math> 0,009</b>   | <b>21,22 <math>\pm</math> 0,47</b> | <b>14,48 <math>\pm</math> 0,32</b> | <b>5,94 <math>\pm</math> 0,08</b>  |
| 54,4                               | 0,52                               | 0,104                                | 19,1                               | 16,7                               | 4,8                                |
| 52,1                               | 0,52                               | 0,1                                  | 19,1                               | 16,2                               | 4,6                                |
| 54,1                               | 0,54                               | 0,1                                  | 20                                 | 16,8                               | 4,8                                |
| 55                                 | 0,56                               | 0,098                                | 19,3                               | 16,6                               | 5                                  |
| 54,3                               | 0,52                               | 0,104                                | 19,1                               | 16,5                               | 5,1                                |
| <b>53,98 <math>\pm</math> 1,10</b> | <b>0,53 <math>\pm</math> 0,01</b>  | <b>0,10 <math>\pm</math> 0,002</b>   | <b>19,32 <math>\pm</math> 0,38</b> | <b>16,56 <math>\pm</math> 0,23</b> | <b>4,86 <math>\pm</math> 0,19</b>  |
| 97,2                               | 0,56                               | 0,17                                 | 26                                 | 23,3                               | 6,3                                |
| 96,3                               | 0,57                               | 0,16                                 | 26,1                               | 23,4                               | 6,6                                |
| 97,4                               | 0,56                               | 0,17                                 | 26,2                               | 23,2                               | 6,3                                |
| 98,2                               | 0,56                               | 0,17                                 | 26,1                               | 23                                 | 6,4                                |
| 97,2                               | 0,57                               | 0,17                                 | 26,1                               | 23,3                               | 6,6                                |
| <b>97,26 <math>\pm</math> 0,67</b> | <b>0,56 <math>\pm</math> 0,005</b> | <b>0,17 <math>\pm</math> 0,002</b>   | <b>26,1 <math>\pm</math> 0,07</b>  | <b>23,24 <math>\pm</math> 0,15</b> | <b>6,44 <math>\pm</math> 0,15</b>  |
| 12                                 | 0,42                               | 0,028                                | 17,7                               | 16,6                               | 5                                  |
| 12,6                               | 0,43                               | 0,029                                | 17,7                               | 16,1                               | 5                                  |
| 11,9                               | 0,41                               | 0,029                                | 17,5                               | 16,6                               | 4,8                                |
| 12,4                               | 0,43                               | 0,028                                | 17,5                               | 16,3                               | 5                                  |
| 13                                 | 0,49                               | 0,026                                | 17,6                               | 16,2                               | 5                                  |
| <b>12,38 <math>\pm</math> 0,44</b> | <b>0,43 <math>\pm</math> 0,03</b>  | <b>0,028 <math>\pm</math> 0,001</b>  | <b>17,6 <math>\pm</math> 0,1</b>   | <b>16,36 <math>\pm</math> 0,23</b> | <b>4,96 <math>\pm</math> 0,08</b>  |
| 60,4                               | 0,67                               | 0,09                                 | 34,2                               | 31,1                               | 10,1                               |
| 58,2                               | 0,66                               | 0,088                                | 34,2                               | 31,1                               | 10,3                               |
| 59,3                               | 0,67                               | 0,088                                | 33,7                               | 31,3                               | 10,5                               |
| 60,3                               | 0,7                                | 0,086                                | 33,9                               | 31,4                               | 10,1                               |
| 58,9                               | 0,66                               | 0,089                                | 34,2                               | 31,1                               | 9,8                                |
| <b>59,42 <math>\pm</math> 0,93</b> | <b>0,67 <math>\pm</math> 0,01</b>  | <b>0,088 <math>\pm</math> 0,001</b>  | <b>34,04 <math>\pm</math> 0,23</b> | <b>31,2 <math>\pm</math> 0,14</b>  | <b>10,16 <math>\pm</math> 0,26</b> |
| 51,9                               | 0,6                                | 0,086                                | 21                                 | 13,8                               | 4,6                                |
| 53,3                               | 0,61                               | 0,087                                | 21,3                               | 15,6                               | 4,8                                |
| 53,1                               | 0,6                                | 0,088                                | 21,2                               | 14,3                               | 4,8                                |
| 52,1                               | 0,6                                | 0,086                                | 21,9                               | 15,2                               | 5                                  |
| 53,3                               | 0,61                               | 0,087                                | 21                                 | 13,9                               | 4,9                                |
| <b>52,74 <math>\pm</math> 0,68</b> | <b>0,6 <math>\pm</math> 0,005</b>  | <b>0,086 <math>\pm</math> 0,0007</b> | <b>21,28 <math>\pm</math> 0,37</b> | <b>14,56 <math>\pm</math> 0,8</b>  | <b>4,82 <math>\pm</math> 0,14</b>  |
| 96,3                               | 0,61                               | 0,15                                 | 23,7                               | 16,6                               | 4,6                                |
| 96,5                               | 0,62                               | 0,15                                 | 23,5                               | 16,7                               | 5                                  |
| 97,8                               | 0,61                               | 0,16                                 | 22,3                               | 16,1                               | 4,6                                |

|                     |                     |                     |                     |                     |                    |
|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|
| 100                 | 0,63                | 0,15                | 23,6                | 16,9                | 4,9                |
| 99,3                | 0,62                | 0,16                | 23,9                | 17                  | 5                  |
| <b>97,98 ± 0,64</b> | <b>0,61 ± 0,008</b> | <b>0,15 ± 0,002</b> | <b>23,4 ± 0,63</b>  | <b>16,66 ± 0,35</b> | <b>4,8 ± 0,2</b>   |
| 87                  | 0,46                | 0,18                | 19,5                | 14,8                | 4,8                |
| 87,6                | 0,46                | 0,19                | 19,3                | 14,2                | 5                  |
| 86,9                | 0,47                | 0,18                | 19,5                | 14,5                | 5                  |
| 87,2                | 0,47                | 0,18                | 19,6                | 14,9                | 5                  |
| 87,9                | 0,46                | 0,19                | 19,8                | 14,8                | 5                  |
| <b>87,32 ± 0,42</b> | <b>0,46 ± 0,005</b> | <b>0,18 ± 0,003</b> | <b>19,54 ± 0,18</b> | <b>14,64 ± 0,28</b> | <b>4,96 ± 0,08</b> |
| 50,3                | 0,56                | 0,08                | 21,1                | 17,5                | 5,7                |
| 49,9                | 0,55                | 0,09                | 21,6                | 17,7                | 5,9                |
| 50,6                | 0,55                | 0,09                | 20,9                | 17,6                | 5,7                |
| 50,4                | 0,56                | 0,08                | 20,8                | 17,3                | 5,7                |
| 50,2                | 0,54                | 0,09                | 21,2                | 17,1                | 5,9                |
| <b>50,28 ± 0,25</b> | <b>0,55 ± 0,008</b> | <b>0,09 ± 0,001</b> | <b>21,12 ± 0,31</b> | <b>17,44 ± 0,24</b> | <b>5,78 ± 0,1</b>  |
| 38,7                | 0,47                | 0,082               | 21,2                | 16,4                | 4,8                |
| 39,1                | 0,47                | 0,083               | 21,7                | 16,7                | 5                  |
| 38,9                | 0,48                | 0,081               | 22,1                | 17                  | 4,5                |
| 39                  | 0,47                | 0,082               | 21,8                | 16,9                | 4,9                |
| 38,7                | 0,48                | 0,08                | 22                  | 17                  | 5                  |
| <b>38,88 ± 0,17</b> | <b>0,47 ± 0,005</b> | <b>0,08 ± 0,001</b> | <b>21,76 ± 0,35</b> | <b>16,8 ± 0,25</b>  | <b>4,84 ± 0,2</b>  |
| 31                  | 0,38                | 0,081               | 30,2                | 26                  | 6,1                |
| 32,1                | 0,41                | 0,078               | 30,6                | 26,1                | 6,3                |
| 31,35               | 0,38                | 0,082               | 30                  | 26                  | 6,1                |
| 30,3                | 0,39                | 0,077               | 30,2                | 25,6                | 6,4                |
| 30                  | 0,41                | 0,073               | 30,3                | 26                  | 6,3                |
| <b>30,95 ± 0,83</b> | <b>0,39 ± 0,01</b>  | <b>0,07 ± 0,003</b> | <b>30,26 ± 0,21</b> | <b>25,94 ± 0,19</b> | <b>6,24 ± 0,13</b> |
| 26,7                | 0,39                | 0,068               | 28,3                | 26,1                | 7,7                |
| 27,9                | 0,46                | 0,06                | 28,9                | 25,6                | 7,9                |
| 26,4                | 0,43                | 0,061               | 28                  | 26,2                | 8                  |
| 26,6                | 0,37                | 0,071               | 28,2                | 26,1                | 7,7                |
| 27                  | 0,32                | 0,084               | 28,5                | 26,2                | 7,7                |
| <b>26,92 ± 0,58</b> | <b>0,39 ± 0,05</b>  | <b>0,06 ± 0,009</b> | <b>28,38 ± 0,34</b> | <b>26,04 ± 0,25</b> | <b>7,8 ± 0,14</b>  |
| 44,1                | 0,53                | 0,083               | 23,3                | 20,8                | 5                  |
| 44,3                | 0,52                | 0,085               | 24                  | 20,8                | 5                  |
| 44,5                | 0,5                 | 0,089               | 23,9                | 20,6                | 5                  |
| 43,9                | 0,53                | 0,082               | 23,5                | 20,4                | 4,8                |
| 44,3                | 0,54                | 0,082               | 23,5                | 20,8                | 4,8                |
| <b>44,22 ± 0,22</b> | <b>0,52 ± 0,01</b>  | <b>0,08 ± 0,002</b> | <b>23,64 ± 0,29</b> | <b>20,68 ± 0,17</b> | <b>4,92 ± 0,10</b> |
| 69,1                | 0,6                 | 0,115               | 26,1                | 23,2                | 7,2                |
| 71,7                | 0,62                | 0,115               | 26                  | 23,6                | 7,2                |
| 71,1                | 0,6                 | 0,118               | 26,1                | 23,2                | 7,2                |
| 70,7                | 0,63                | 0,112               | 26                  | 23,1                | 7,2                |
| 71                  | 0,6                 | 0,118               | 26,2                | 23,2                | 7,2                |
| <b>70,72 ± 0,97</b> | <b>0,61 ± 0,01</b>  | <b>0,11 ± 0,002</b> | <b>26,08 ± 0,08</b> | <b>23,26 ± 0,19</b> | <b>7,2 ± 0</b>     |

|                     |                     |                     |                     |                     |                    |
|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|
| 50,7                | 0,55                | 0,092               | 24,3                | 22,6                | 6,6                |
| 49,9                | 0,53                | 0,094               | 24,6                | 22                  | 6,8                |
| 50,1                | 0,55                | 0,091               | 24,5                | 21,9                | 6,8                |
| 50                  | 0,54                | 0,092               | 24,5                | 21,9                | 6,6                |
| 50,1                | 0,54                | 0,092               | 24,3                | 22                  | 6,6                |
| <b>50,16 ± 0,31</b> | <b>0,54 ± 0,008</b> | <b>0,09 ± 0,001</b> | <b>24,44 ± 0,13</b> | <b>22,08 ± 0,29</b> | <b>6,68 ± 0,10</b> |
| 65,3                | 0,51                | 0,128               | 29,8                | 26,4                | 8,3                |
| 65,7                | 0,55                | 0,119               | 29,8                | 26,5                | 8,5                |
| 66                  | 0,56                | 0,117               | 29,7                | 26                  | 8,5                |
| 65,7                | 0,55                | 0,119               | 29,8                | 26                  | 8,5                |
| 65,8                | 0,55                | 0,119               | 29,8                | 26,3                | 8,3                |
| <b>65,7 ± 0,25</b>  | <b>0,54 ± 0,01</b>  | <b>0,12 ± 0,004</b> | <b>29,78 ± 0,04</b> | <b>26,24 ± 0,23</b> | <b>8,42 ± 0,10</b> |
| 3,9                 | 0,47                | 0,086               | 27,2                | 24,1                | 6,6                |
| 3,8                 | 0,5                 | 0,079               | 27,4                | 24                  | 6,4                |
| 3,9                 | 0,48                | 0,082               | 27,8                | 24,3                | 6,6                |
| 4                   | 0,49                | 0,081               | 27,4                | 24,4                | 6,6                |
| 4,1                 | 0,49                | 0,083               | 27,5                | 24,4                | 6,3                |
| <b>3,94 ± 0,11</b>  | <b>0,48 ± 0,01</b>  | <b>0,08 ± 0,002</b> | <b>27,46 ± 0,21</b> | <b>24,24 ± 0,18</b> | <b>6,5 ± 0,14</b>  |
| 41,5                | 0,56                | 0,074               | 25                  | 22,5                | 6,1                |
| 43                  | 0,55                | 0,088               | 24,6                | 22                  | 6,1                |
| 41,3                | 0,58                | 0,071               | 24,8                | 22,1                | 6,1                |
| 42                  | 0,55                | 0,076               | 25                  | 22                  | 6,1                |
| 42                  | 0,55                | 0,076               | 25                  | 22                  | 6,1                |
| <b>41,96 ± 0,65</b> | <b>0,55 ± 0,01</b>  | <b>0,07 ± 0,006</b> | <b>24,88 ± 0,17</b> | <b>22,12 ± 0,21</b> | <b>6,1 ± 0</b>     |
| 45,7                | 0,36                | 0,126               | 17,3                | 14,7                | 4,4                |
| 45                  | 0,38                | 0,118               | 17,9                | 14,5                | 4,8                |
| 44,3                | 0,4                 | 0,11                | 18                  | 14                  | 4,5                |
| 45,3                | 0,36                | 0,125               | 17,6                | 14,7                | 4,4                |
| 43                  | 0,4                 | 0,1                 | 17,5                | 15                  | 4,9                |
| <b>44,66 ± 1,05</b> | <b>0,38 ± 0,02</b>  | <b>0,11 ± 0,01</b>  | <b>17,66 ± 0,28</b> | <b>14,58 ± 0,37</b> | <b>4,6 ± 0,23</b>  |
| 46,7                | 0,46                | 0,1                 | 33,9                | 27,2                | 7                  |
| 45                  | 0,45                | 0,1                 | 34,9                | 27,8                | 7                  |
| 47,8                | 0,5                 | 0,095               | 34,3                | 27                  | 6,8                |
| 46,5                | 0,51                | 0,091               | 33,7                | 27,3                | 7                  |
| 45,9                | 0,49                | 0,093               | 34                  | 27                  | 6,9                |
| <b>46,38 ± 1,03</b> | <b>0,48 ± 0,02</b>  | <b>0,09 ± 0,004</b> | <b>34,16 ± 0,46</b> | <b>27,26 ± 0,32</b> | <b>6,94 ± 0,08</b> |
| 33                  | 0,36                | 0,081               | 30,2                | 25                  | 6,1                |
| 33,1                | 0,41                | 0,078               | 30,6                | 26,1                | 6,3                |
| 33,3                | 0,38                | 0,082               | 30                  | 26                  | 6,1                |
| 31,3                | 0,35                | 0,077               | 30,2                | 25,6                | 6,4                |
| 30                  | 0,41                | 0,073               | 30,3                | 25                  | 6,3                |
| <b>32,15 ± 1,45</b> | <b>0,38 ± 0,02</b>  | <b>0,07 ± 0,003</b> | <b>30,26 ± 0,21</b> | <b>25,54 ± 0,52</b> | <b>6,24 ± 0,13</b> |
| 51,7                | 0,53                | 0,097               | 25,3                | 20,6                | 6                  |
| 50,9                | 0,51                | 0,099               | 25,6                | 20                  | 6,1                |
| 51,1                | 0,55                | 0,092               | 25,1                | 20,9                | 6,1                |

|                     |                     |                      |                     |                     |                    |
|---------------------|---------------------|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------|
| 51                  | 0,52                | 0,098                | 25,5                | 20,9                | 6,3                |
| 51,1                | 0,54                | 0,094                | 25,3                | 21                  | 6,5                |
| <b>51,36 ± 0,31</b> | <b>0,53 ± 0,01</b>  | <b>0,096 ± 0,002</b> | <b>25,36 ± 0,19</b> | <b>20,68 ± 0,4</b>  | <b>6,2 ± 0,2</b>   |
| 70,1                | 0,61                | 0,114                | 28,1                | 23,1                | 7                  |
| 71,5                | 0,64                | 0,111                | 28                  | 23,6                | 7                  |
| 71,1                | 0,66                | 0,107                | 28,2                | 23,5                | 7                  |
| 70,7                | 0,63                | 0,112                | 28,1                | 23,4                | 7                  |
| 70,6                | 0,6                 | 0,117                | 28,2                | 23,2                | 7                  |
| <b>70,8 ± 0,52</b>  | <b>0,62 ± 0,02</b>  | <b>0,112 ± 0,003</b> | <b>28,12 ± 0,08</b> | <b>23,36 ± 0,2</b>  | <b>7 ± 0</b>       |
| 33,3                | 0,25                | 0,13                 | 26,3                | 23,5                | 6,4                |
| 33,4                | 0,26                | 0,12                 | 26,9                | 23,6                | 6,5                |
| 33,8                | 0,24                | 0,14                 | 26,1                | 23,5                | 6,4                |
| 29,9                | 0,25                | 0,11                 | 26,3                | 23,5                | 6,4                |
| 33                  | 0,27                | 0,12                 | 26,2                | 23,2                | 6,4                |
| <b>32,68 ± 1,58</b> | <b>0,25 ± 0,01</b>  | <b>0,12 ± 0,01</b>   | <b>26,36 ± 0,31</b> | <b>23,46 ± 0,15</b> | <b>6,4 ± 0,04</b>  |
| 5,6                 | 0,62                | 0,09                 | 25,5                | 22                  | 5,5                |
| 5,5                 | 0,63                | 0,08                 | 25,3                | 22,7                | 5,8                |
| 5,6                 | 0,65                | 0,08                 | 25,9                | 22,5                | 5,5                |
| 5,6                 | 0,65                | 0,08                 | 25,7                | 22,5                | 5,6                |
| 5,4                 | 0,62                | 0,08                 | 25,4                | 22,3                | 5,5                |
| <b>5,54 ± 0,08</b>  | <b>0,63 ± 0,01</b>  | <b>0,08 ± 0,004</b>  | <b>25,56 ± 0,24</b> | <b>22,4 ± 0,26</b>  | <b>5,58 ± 0,13</b> |
| 76,6                | 0,57                | 0,134                | 28,5                | 25,4                | 5,5                |
| 77,1                | 0,55                | 0,14                 | 28,3                | 25                  | 5,5                |
| 77,7                | 0,56                | 0,138                | 26,9                | 25,3                | 5,7                |
| 76,9                | 0,57                | 0,134                | 28,9                | 25,4                | 5,7                |
| 77,3                | 0,56                | 0,138                | 27,9                | 25                  | 5,4                |
| <b>77,12 ± 0,41</b> | <b>0,56 ± 0,008</b> | <b>0,136 ± 0,002</b> | <b>28,1 ± 0,76</b>  | <b>25,22 ± 0,2</b>  | <b>5,56 ± 0,13</b> |
| 38,5                | 0,54                | 0,071                | 23,7                | 19,9                | 4,8                |
| 37,9                | 0,5                 | 0,075                | 24,5                | 19                  | 4,6                |
| 38,5                | 0,54                | 0,071                | 23,7                | 19,8                | 4,8                |
| 38,7                | 0,59                | 0,065                | 23,7                | 18                  | 4,8                |
| 38,5                | 0,56                | 0,068                | 23,9                | 19,5                | 4,6                |
| <b>38,42 ± 0,3</b>  | <b>0,54 ± 0,03</b>  | <b>0,07 ± 0,003</b>  | <b>23,9 ± 0,34</b>  | <b>19,24 ± 0,77</b> | <b>4,72 ± 0,1</b>  |
| 32,2                | 0,46                | 0,07                 | 25                  | 22,5                | 5                  |
| 34,1                | 0,49                | 0,069                | 24,6                | 22,1                | 5,6                |
| 33,5                | 0,46                | 0,064                | 24,8                | 22                  | 5,6                |
| 29,8                | 0,46                | 0,072                | 25                  | 22                  | 5,6                |
| 33,2                | 0,43                | 0,077                | 25                  | 22                  | 5,5                |
| <b>32,56 ± 1,68</b> | <b>0,46 ± 0,02</b>  | <b>0,07 ± 0,004</b>  | <b>24,88 ± 0,17</b> | <b>22,12 ± 0,21</b> | <b>5,46 ± 0,26</b> |
| 59,8                | 0,6                 | 0,099                | 17,3                | 14,7                | 4,6                |
| 60,1                | 0,59                | 0,102                | 17,9                | 14,5                | 4,6                |
| 59,9                | 0,6                 | 0,099                | 18                  | 14                  | 4,6                |
| 58,7                | 0,61                | 0,096                | 17,6                | 14,7                | 4,6                |
| 60                  | 0,64                | 0,093                | 17,5                | 15                  | 4,6                |
| <b>59,7 ± 0,57</b>  | <b>0,6 ± 0,01</b>   | <b>0,09 ± 0,003</b>  | <b>17,66 ± 0,28</b> | <b>14,58 ± 0,37</b> | <b>4,6 ± 0</b>     |

|                     |                    |                      |                     |                    |                    |
|---------------------|--------------------|----------------------|---------------------|--------------------|--------------------|
| 51,7                | 0,56               | 0,092                | 30,2                | 25,4               | 7                  |
| 51,2                | 0,55               | 0,093                | 30,8                | 25,2               | 6,8                |
| 52,3                | 0,5                | 0,1                  | 31,3                | 25,3               | 6,8                |
| 50,5                | 0,51               | 0,099                | 31,7                | 25,2               | 7,2                |
| 51,2                | 0,59               | 0,086                | 30,4                | 25,9               | 6,9                |
| <b>51,38 ± 0,66</b> | <b>0,54 ± 0,03</b> | <b>0,094 ± 0,005</b> | <b>30,88 ± 0,62</b> | <b>25,4 ± 0,29</b> | <b>6,94 ± 0,16</b> |

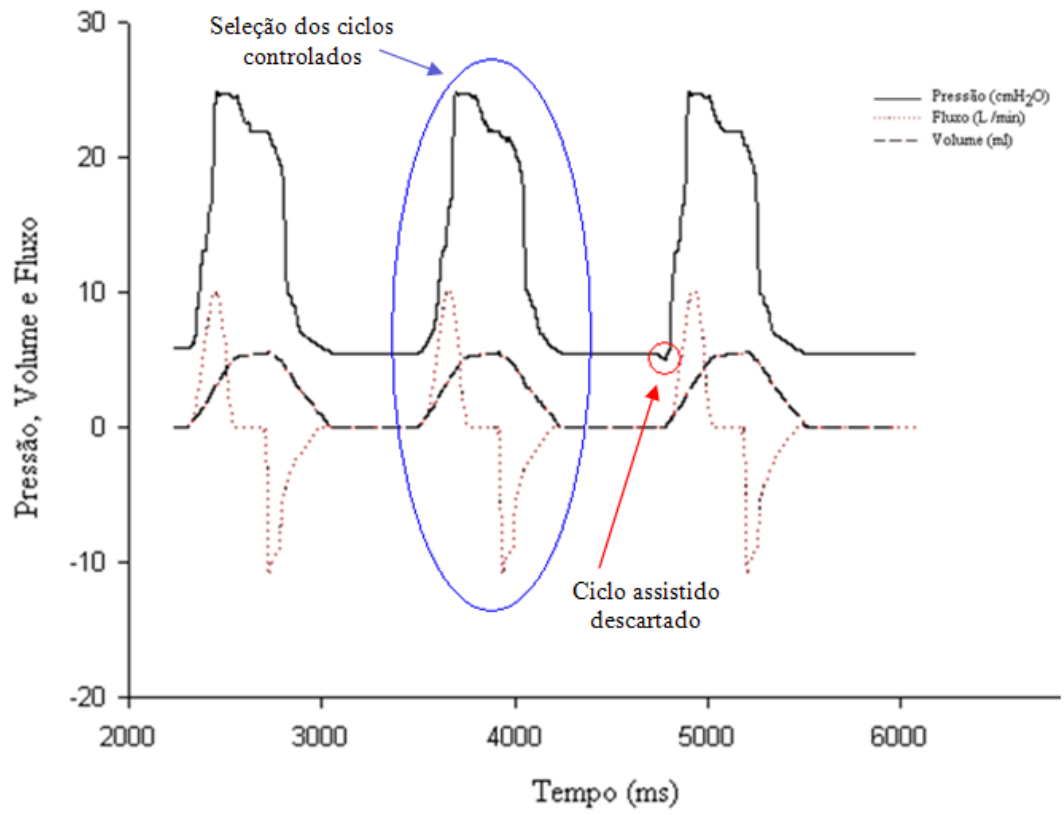
APÊNDICE E – Média  $\pm$  dp dos ciclos controlados do grupo com atelectasia (n = 10).

| VC    | TI   | Pico  | Platô | PEEP | Cdin | Cest | AP    | RVA   | FR |
|-------|------|-------|-------|------|------|------|-------|-------|----|
| 29,39 | 0,39 | 35,42 | 30,3  | 7,8  | 1,06 | 1,3  | 35,21 | 82,9  | 30 |
| 25,98 | 0,35 | 28,2  | 26,6  | 8,3  | 1,3  | 1,44 | 37,41 | 34,28 | 33 |
| 41,12 | 0,82 | 20,1  | 18,6  | 6    | 2,9  | 3,26 | 71,17 | 48,5  | 24 |
| 40,26 | 0,7  | 23,3  | 20,1  | 7,7  | 2,5  | 3,25 | 48,63 | 78,55 | 28 |
| 34,58 | 0,46 | 23,4  | 20,4  | 4,4  | 1,8  | 2,1  | 39,22 | 88,15 | 20 |
| 43,3  | 0,82 | 20,2  | 18,6  | 6,1  | 3,06 | 3,45 | 68,7  | 50,4  | 41 |
| 30,3  | 0,45 | 12,2  | 8,8   | 5,2  | 4,34 | 8,6  | 69,61 | 76,2  | 47 |
| 28,3  | 0,4  | 24,3  | 17,5  | 5,3  | 1,5  | 2,3  | 32,39 | 180   | 54 |
| 5,6   | 0,62 | 24,5  | 23,1  | 5,7  | 0,3  | 0,32 | 71,9  | 21,4  | 24 |
| 35,2  | 0,44 | 31,8  | 28,4  | 7    | 1,4  | 1,6  | 58,27 | 48,8  | 42 |

APÊNDICE F – Média  $\pm$  dp dos ciclos controlados do grupo com DP (n = 08).

| VC    | TI   | Pico | Platô | PEEP | Cdin | Cest | AP    | RVA   | FR |
|-------|------|------|-------|------|------|------|-------|-------|----|
| 38,9  | 0,46 | 29,4 | 26,1  | 8,9  | 1,89 | 2,25 | 57,7  | 48,56 | 30 |
| 49,9  | 0,54 | 21,2 | 18,5  | 5,3  | 3,12 | 3,76 | 75,2  | 51,94 | 24 |
| 48,52 | 0,58 | 26,1 | 22,5  | 6,6  | 2,47 | 3,05 | 65,4  | 56,44 | 40 |
| 53,28 | 0,56 | 24,2 | 22,2  | 5,2  | 2,8  | 3,13 | 46,38 | 25,13 | 24 |
| 86    | 0,11 | 27,3 | 23,2  | 7,4  | 4,3  | 5,9  | 58    | 64,8  | 30 |
| 24,06 | 0,38 | 20,7 | 17,7  | 5,2  | 1,55 | 1,92 | 18,5  | 58,64 | 74 |
| 53,6  | 0,56 | 24,5 | 23,13 | 5,3  | 2,79 | 3    | 44,5  | 41,27 | 38 |
| 65,6  | 0,63 | 49,4 | 45,12 | 14,2 | 1,86 | 2,12 | 42,22 | 48,28 | 54 |

## APÊNDICE G – Análise das ondas através da seleção dos ciclos controlados.





**ANEXOS**

## ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa de Seres Humanos.



Curitiba, 14 de dezembro 2011.

**Adriane Muller Nakato**  
Pesquisadora Responsável

Prezada Senhora,

Comunicamos que as pendências solicitadas por este Comitê de Ética referente ao projeto de pesquisa intitulado **Estudo Comparativo da Função Pulmonar a Imagem Radiográfica de Pulmão em Crianças no Pós-Operatório de Cirurgia Cardiorácica com Comprometimento Pulmonar** registro no CEP 1034-11, avaliado em reunião plenária em 28 de novembro de 2011, foram atendidas e chegou-se ao seguinte parecer: **foi aprovado** e está de acordo com as normas éticas estabelecidas pela Resolução 196/96 do Ministério da Saúde.

Lembramos que conforme as normas da CONEP/MS o pesquisador deverá enviar ao CEP relatórios trimestrais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador em caso de relevância. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Atenciosamente

**Prof. Dr. Luiz Antonio Munhoz da Cunha**  
Coordenador do Comitê de Ética em  
Pesquisa de Seres Humanos - HPP

COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA  
HOSPITAL PEQUENO PRÍNCIPE



ANEXO B – Roteiro para utilização do programa Wintracer para a obtenção das ondas respiratórias recomendada peça empresa fabricante.

### 1. Instalação

Após a liberação do programa pela empresa Intermed, instale no computador portátil, porém o programa só funciona em Windows 98 e XP. Após a instalação, surgirá este ícone



na área de trabalho.

### 2. Conexões:

Na face posterior ventilador mecânico Inter® 5 Plus existe uma porta serial tipo RS232 que deverá ser conectada ao computador através de um cabo USB-RS232. Após esta conexão, abra o programa Wintracer.

### 3. No Wintracer

Clique em “Start” para iniciar a coleta. Após um período de tempo clique em “freeze” para congelar a imagem. Para salvar a coleta, clique em “File”, “Save as” e nomeie o arquivo. Ele será salvo na pasta “gallery” que fica dentro da pasta “Wintracer”.

### 4. Exportando para o Excel

Para obter um cálculo mais apurado das ondas, os dados devem ser exportando para o Excel.

No Wintracer, clique em “File”, “Open” e escolha um arquivo. Depois clique em “Export”. Aparecerá a janela “Wintrace – data export”. Clique em “file export” no canto inferior direito da janela. Nomeie o arquivo e clique em “save”. Ele será armazenado na pasta “export” que esta dentro da pasta “Wintracer”. Feche o Wintracer e abra o Excel.

Para procurar o arquivo, na caixa de diálogo, ele esta salvo em “\*.DIF”, portanto, clique em “arquivo do tipo” e escolha “todos os arquivos (\*.\*)”. Após selecionar a coleta,

surgirá uma caixa de diálogo chamada “Assistente de importação de texto”. Siga a seguinte sequência:

Etapa 1 de 3: clique em “avançar”

Etapa 2 de 3: selecione “ponto e vírgula” e clique em “avançar”.

Etapa 3 de 3: clique em “concluir”. Surgirá uma página com várias colunas, onde a primeira coluna são os dados de pressão, a segunda de fluxo e a terceira de volume.

Na coluna de “fluxo” você detecta o início e o final dos ciclos respiratórios. Os valores positivos indicam a fase inspiratória e valores negativos a fase expiratória.

Escolha um ciclo para estudo.

Anote o valor da pressão (coluna 1) no final da expiração do ciclo anterior a ser estudado. Este é o valor da PEEP.

Anote a pressão (coluna 1) no final da inspiração do ciclo escolhido para estudo. Este valor é o da Pressão de Plateau.

Anote a pressão (coluna 1) mais alta obtida na fase inspiratória do ciclo escolhido. Este valor é o da Pressão de Pico.

Anote o maior valor de fluxo (coluna 2) durante a fase inspiratória do ciclo que está sendo estudado. Este é o valor do fluxo inspiratório.

Anote o maior volume (coluna 3) durante a fase inspiratória do ciclo que está sendo estudado. Este é o valor do volume corrente inspiratório.