

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

PRICILA MARA NOVAIS DE OLIVEIRA

**FATORES QUE INFLUENCIAM A TÉCNICA DE
HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL COM BALÃO AUTO-
INFLÁVEL NEONATAL E PEDIÁTRICO**

CAMPINAS

2011

PRICILA MARA NOVAIS DE OLIVEIRA

**FATORES QUE INFLUENCIAM A TÉCNICA DE
HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL COM BALÃO AUTO-
INFLÁVEL NEONATAL E PEDIÁTRICO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Saúde da Criança e do Adolescente,
área de concentração Saúde da Criança e do Adolescente.

Orientador: Prof. Dr. José Dirceu Ribeiro

CAMPINAS

Unicamp

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecária: Rosana Evangelista Poderoso – CRB-8ª / 6652

OL4f Oliveira, Pricila Mara Novais de
Fatores que influenciam a técnica de hiperinsuflação manual com
balão auto-inflável neonatal e pediátrico / Pricila Mara Novais de
Oliveira. -- Campinas, SP : [s.n.], 2011.

Orientador : José Dirceu Ribeiro
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Ventilação pulmonar. 2. Ressuscitação cardiopulmonar. 3.
Respiração artificial. 4. Neonatal. 5. Pediatria. I. Ribeiro, José
Dirceu. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências
Médicas. III. Título.

**Título em inglês: Factors affecting manual hyperinflation technique with
neonatal and pediatric self-inflating bags**

Keywords: • Pulmonary ventilation
• Cardiopulmonary resuscitation
• Artificial respiration
• Neonatal
• Pediatric

Titulação: Mestre em Saúde da Criança e do Adolescente
Área de concentração: Saúde da Criança e do Adolescente

Banca examinadora:

Prof. Dr. José Dirceu Ribeiro
Prof. Dr. Emilio Carlos Elias Baracat
Prof. Dr. Cintia Johnston

Data da defesa: 26-01-2011

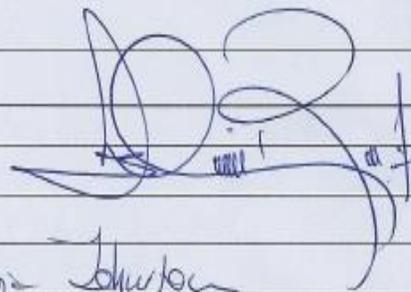
Banca Examinadora de Dissertação de Mestrado

Aluna Pricila Mara Novais de Oliveira

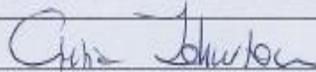
Orientador: Prof. Dr. José Dirceu Ribeiro

Membros:

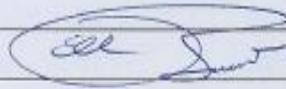
Professor Doutor José Dirceu Ribeiro



Professora Doutora Cintia Johnston



Professor Doutor Emilio Carlos Elias Baracat



Curso de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 26/01/2011

DEDICATÓRIA

Ao Daniel, amor da minha vida, meu grande parceiro e amigo. A você que me motivou e me fez acreditar que é possível sonhar.

À minha família, que sempre me incentivou, me guiou nas minhas escolhas e me ensinou a ser uma pessoa melhor.

Aos meus amigos, por todo apoio sem o qual não seria possível concluir este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Expresso imensa gratidão ao meu orientador, Dr. José Dirceu Ribeiro, pela generosidade, sensibilidade e humildade. Obrigada pela disponibilidade e pelos ensinamentos! Seus incentivos foram fundamentais ao estudo.

Meus sinceros agradecimentos ao Dr. Armando Almeida Junior e à Fisioterapeuta Celize Cruz Bresciani Almeida, com quem tive a honra de trabalhar. Obrigada pelo estímulo, confiança e apoio! Durante a pesquisa aprendi com vocês o que é profissionalismo, responsabilidade e competência. Este trabalho não seria possível sem suas contribuições!

À Fisioterapeuta Maria Ângela Gonçalves Ribeiro, sou grata pelo apoio ao estudo e por me abrir as portas da pós-graduação.

Ao Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, em especial à equipe de Engenharia Mecânica e seus funcionários Osvaldo Silva Ribeiro e Luiz Paulo Ando pelo assistência durante a coleta dos dados.

Agradeço o auxílio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), que me concedeu uma bolsa de estudos. Ao Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, que gentilmente cedeu seu dinamômetro. Ao Laboratório de Fisiologia Pulmonar da UNICAMP, que cedeu o monitor de função pulmonar, assim como a FAPESP, financiadora do aparelho. Aos representantes da Laerdal®, que me emprestaram os reanimadores utilizados nesse estudo.

Aos funcionários da Unidade Respiratória, da Seção de Compras do HC-UNICAMP e do Almoxarifado da UTI pediátrica do HC-UNICAMP, que contribuíram para a

realização dessa pesquisa. Aos funcionários do Centro de Investigação em Pediatria, em especial à Simone Cristina Ferreira, pelo carinho e amizade.

À Câmara de Pesquisa e Estatística da FCM-UNICAMP pela análise estatística dos dados.

Aos colegas Fisioterapeutas Armando Godoy e Mariana Almada Bassani, que compartilham comigo o interesse pelo estudo do balão auto-inflável e contribuíram para este estudo.

Às Fisioterapeutas do Serviço de Pediatria do HC-UNICAMP, as alunas do curso de especialização em fisioterapia pediátrica da UNICAMP, voluntárias nessa pesquisa.

Agradeço a turma das “meninas” da UFJF, às amigas do curso de pós-graduação em Fisioterapia Pediátrica e aos mestres da UFJF, com quem aprendi a ser Fisioterapeuta.

Aos amigos Rivia Amaral, Ana Carolina Tavares e do Colégio Militar de Juiz de Fora, em especial Carolina Pereira, Carlos Pedro, Aline Coelho, Marcela Mendes e Alexandre Ferreira, pelo companheirismo, pela cumplicidade e por me fazerem sorrir.

À minha irmã Patricia N. Oliveira, pelas inteligentes sugestões e críticas ao trabalho. Ao meu irmão Felipe, por fazer parte da minha vida.

Aos meus pais, meu refúgio e exemplo. Obrigada por sempre me incentivarem a estudar!

Este trabalho não poderia ter sido realizado sem o auxílio do meu noivo Daniel Henricus de Knecht Dutra Nicácio. Agradeço por estar sempre ao meu lado, crescendo comigo e me dando força! Obrigada pelo carinho e paciência durante esses anos de trabalho! Amo você!

A todos vocês, manifesto meu profundo apreço.

Epígrafe

“Aqueles que se enamoram da prática sem teoria são como navegadores que entram em um navio sem leme nem bússola, que jamais têm certeza para onde caminham. Sempre a prática deve ser edificada sobre a boa teoria.”

LEONARDO DA VINCI

RESUMO

Introdução: O balão auto-inflável (BAI) é o equipamento utilizado para ventilar manualmente durante a manobra de hiperinsuflação manual (HM). Apesar do BAI ser amplamente utilizado, existem informações limitadas disponíveis sobre suas características físicas e parâmetros ventilatórios. O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho de três marcas de BAI, neonatal e pediátrico, durante a HM de acordo com o fluxo de entrada de oxigênio (O₂) quando a HM é realizada por fisioterapeutas experientes e inexperientes em duas situações clínicas simuladas.

Método: 22 fisioterapeutas ventilaram um pulmão-teste (Ventilator Tester 2®) simulando a mecânica respiratória normal e restritiva de um recém-nascido e de uma criança. Os modelos de BAI testados foram J.G.Moryia®, Laerdal® e Hudson®. Eles receberam fluxos de 0, 5, 10 e 15L/min O₂. Medidas de volume inspiratório (Vi), pico de pressão inspiratório (PIP) e pico de fluxo inspiratório (PFI) foram registradas por um monitor de perfil respiratório (CO₂SMOplus®).

Resultados: Independente da marca ou fluxo, os fisioterapeutas experientes forneceram maior PFI que os inexperientes no BAI neonatal (p=0,026) e pediátrico (p=0,029). Houve diferença estatística no Vi e PIP (p<0,001) gerado pelas marcas, tanto neonatal, quanto pediátrico. O Vi fornecido pelo BAI Hudson® neonatal ao receber 0L/min O₂ foi menor do que o fornecido com 15L/min. O Vi fornecido pelos modelos neonatal e pediátrico da J.G.Moryia® e Laerdal® não variaram em função dos fluxos de O₂ fornecidos. O PIP apresentou aumento significativo no BAI neonatal quando o fluxo variou de 0-15L/min (8,4% Hudson®, 1,7% Laerdal® e 3,7% J.G.Moryia®). O Vi, PIP e PFI foram

significativamente diferentes quando comparadas as complacências normal e reduzida ($p < 0,001$).

Conclusões: O desempenho da HM com BAI em modelos neonatal e pediátrico foi influenciado pelo nível de experiência do profissional, pela mecânica pulmonar do paciente que está sendo ventilado, pela marca do BAI e fluxo de oxigênio ofertado. Estes resultados sugerem que os fisioterapeutas devem receber treinamento da HM utilizando diferentes marcas de BAI em situações clínicas distintas.

Palavras-chave: ventilação pulmonar, ressuscitação cardiopulmonar, respiração artificial, equipamento, neonato, pediatria.

ABSTRACT

Background: Self-inflating bag (BAI) is the device used to manual ventilate during manual hyperinflation (HM) technique. Despite the BAI being widely used, there is limited information available on their physical characteristics and ventilatory outcomes. The goal of this study was to evaluate the performance of three brands of neonatal and pediatric SIB during HM, according to the oxygen flow rate delivered by experienced and inexperienced physiotherapists during HM in two simulated clinical situations.

Methods: Twenty two physiotherapists ventilated a test lung (Ventilator tester 2®) simulating a normal and a restrictive respiratory mechanics of a newborn and a children. SIB models tested were J.G.Moryia®, Laerdal® and Hudson®. They received oxygen flows of 0, 5, 10, and 15L/min. Measures of inspiratory volume (V_i), peak inspiratory pressure (PIP), and peak inspiratory flow (PIF) were recorded using a respiratory profile monitor (CO₂MOplus®).

Results: Regardless of brand or flow, experienced physiotherapists provided largest PFI than inexperienced in neonatal ($p=0.026$) and pediatric BAI ($p=0.029$). There was statistical difference in V_i and PIP ($p<0.001$) delivered between models Hudson®, Laerdal® and J.G.Moryia® in both neonatal and pediatric sizes. When receiving 0L/min O₂, the neonatal Hudson® bag delivered a V_i lower than that provided receiving 15L/min. The neonatal and pediatric models of J.G.Moryia® and Laerdal® did not vary the V_i generated in function of oxygen inflows. PIP showed a difference in all neonatal bags according to oxygen inflow; when compared inflows of 0 and 15 L/min, there was an increase of 8.4% in Hudson®,

1.7% in Laerdal® and 3.7% in J.G.Moryia®. Vi, PIP and PFI were significantly different when compared the normal and reduced compliance ($p<0.001$).

Conclusions: The HM performance with BAI in neonatal and pediatric models was influenced by the experience level, the patients' lung mechanics, the BAI brand and oxygen flow supplied. These results suggest that physiotherapists should be trained in HM using different brands of BAI in distinct clinical situations.

Keywords: pulmonary ventilation, cardiopulmonary resuscitation, artificial respiration, equipment, Neonate, Pediatric.

LISTA DE TABELAS

| | Página |
|--|---------------|
| Tabela 1 Especificações técnicas dos balões auto-infláveis das marcas J.G.Moryia®, Laerdal® e Hudson®..... | 66 |
| Tabela 2 Correlação entre Vi, PFI e PIP fornecidos pelos profissionais com BAI modelo neonatal e pediátrico, com as características físicas dos 22 participantes do estudo..... | 73 |
| Tabela 3 Comparação das características físicas entre o grupo experiente e inexperiente..... | 74 |
| Tabela 4 Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos pelo grupo inexperiente e experiente com balão auto-inflável neonatal e pediátrico..... | 75 |
| Tabela 5 Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos com balões auto-inflável neonatal e pediátrico na complacência normal e reduzida..... | 76 |
| Tabela 6 Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos por balões auto-infláveis das marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia® no modelo neonatal..... | 77 |
| Tabela 7 Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos por balões auto-infláveis das marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia® no modelo pediátrico..... | 78 |
| Tabela 8 Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos em função do fluxo de entrada de oxigênio ofertado ao BAI neonatal e pediátrico..... | 81 |

LISTA DE QUADROS

| | Página |
|--|---------------|
| Quadro 1 Valores de mecânica respiratória, nas situações clínicas normal e restritiva, simulados nos modelos neonatal e pediátrico..... | 62 |

LISTA DE FIGURAS

| | Página |
|--|---------------|
| Figura 1 Componentes do balão auto-inflável..... | 39 |
| Figura 2 Dinamômetro manual e seu modo de utilização..... | 60 |
| Figura 3 Pulmão-teste: Adult/Infant Ventilator Tester 2®..... | 61 |
| Figura 4 Monitor de perfil respiratório CO ₂ SMO®plus!..... | 63 |
| Figura 5 Sensor neonatal e pediátrico CAPNOSTAT®CO ₂ | 64 |
| Figura 6 CO ₂ SMO®plus! conectado a notebook com programa Analysis plus!... | 64 |
| Figura 7 Balão auto-inflável neonatal Laerdal®, Hudson® e J.G.Moriya® respectivamente..... | 65 |
| Figura 8 Coleta de dados..... | 68 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|------------------------|---|
| ANOVA | Analise de variância |
| ASTM | <i>American Society for Testing and Materials</i> |
| BAI | Balão auto-inflável |
| BAIs | Balões auto-infláveis |
| DP | Desvio padrão |
| FCM | Faculdade de ciências médicas |
| FiO₂ | Fração inspirada de oxigênio |
| FR | Frequência respiratória |
| HC | Hospital de clínicas |
| HM | Hiperinsuflação manual |
| IC95% | Intervalo de confiança de noventa e cinco por cento |
| N | Frequência absoluta |
| NEO | Modelo neonatal |
| O₂ | Oxigênio |
| <i>p</i> | Nível de significância |
| PEEP | Pressão expiratória positiva final |
| PED | Modelo pediátrico |
| PIP | Pico de pressão inspiratório |
| PFE | Pico de fluxo expiratório |
| PFI | Pico de fluxo inspiratório |
| PAM | Pressão média nas vias aéreas |

| | |
|----------------|---------------------------------------|
| r | Coeficiente de correlação de Spearman |
| Ti | Tempo inspiratório |
| UNICAMP | Universidade Estadual de Campinas |
| UTI | Unidade de terapia intensiva |
| Vi | Volume corrente inspiratório |

LISTA DE NOTAÇÕES

| | |
|-----------------------------|---|
| cm | Centímetros |
| cmH₂O | Centímetros de água |
| cmH₂O/L/s | Centímetros de água por litro por segundo |
| Kg | Quilograma |
| Kgf | Quilograma-força |
| L | Litro |
| L/min | Litros por minuto |
| mL | Mililitro |
| mL/cmH₂O | Mililitro por centímetros de água |
| s | Segundos |
| % | Porcentagem |

SUMÁRIO

SUMÁRIO

| | Página |
|--|---------------|
| RESUMO | xv |
| ABSTRACT | xix |
| LISTA DE TABELAS | xxi |
| LISTA DE QUADROS | xxiii |
| LISTA DE FIGURAS | xxv |
| LISTA DE ABREVIATURAS | xxvii |
| LISTA DE NOTAÇÕES | xxix |
| I - INTRODUÇÃO | 35 |
| 1.1 Revisão de literatura: Ressuscitador manual | 38 |
| 1.2 Revisão de literatura: Hiperinsuflação manual | 44 |
| 1.3 Justificativa | 52 |
| II - OBJETIVOS | 53 |
| 2.1 Objetivo geral | 55 |
| 2.2 Objetivos específicos | 55 |
| III - MÉTODOS | 57 |
| 3.1 Desenho e local do estudo | 59 |
| 3.2 Seleção dos Sujeitos | 59 |
| 3.2.1 Critérios de inclusão..... | 59 |
| 3.2.2 Critérios de exclusão..... | 59 |
| 3.3 Materiais | 60 |
| 3.3.1 Dinamômetro..... | 60 |
| 3.3.2 Pulmão-teste..... | 61 |
| 3.3.3 Monitor de perfil respiratório..... | 63 |
| 3.3.4 Balão auto-inflável..... | 65 |
| 3.4 Coleta de dados | 67 |
| 3.5 Variáveis analisadas | 68 |
| 3.6 Análise estatística | 69 |

| | |
|--|------------|
| 3.7 Aspectos éticos..... | 70 |
| IV - RESULTADOS..... | 71 |
| 4.1 Descrição da população estudada..... | 73 |
| 4.2 Experiência profissional: Fisioterapeutas experientes versus inexperientes..... | 74 |
| 4.3 Mecânica respiratória: complacência pulmonar normal versus complacência reduzida..... | 75 |
| 4.4 Marcas de BAI: Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia®..... | 77 |
| 4.5 Fluxos oxigênio de 0, 5, 10 e 15L/min acoplado ao BAI..... | 80 |
| V - DISCUSSÃO..... | 83 |
| 5.1 Comparação entre os fisioterapeutas experientes e inexperientes..... | 85 |
| 5.2 Comparação entre complacências normal versus reduzida..... | 87 |
| 5.3 Comparação entre as marcas de BAI..... | 88 |
| 5.4 Comparações entre fluxos de oxigênio..... | 91 |
| 5.5 Limitações do presente estudo..... | 92 |
| VI - CONCLUSÃO..... | 95 |
| VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 99 |
| VIII - ANEXOS..... | 109 |
| ANEXO 1 - Características físicas dos balões auto-infláveis analisados..... | 111 |
| ANEXO 2 - Parecer de aprovação do comitê de ética em pesquisas..... | 112 |
| ANEXO 4 - Publicação de resumo no <i>European Respiratory Society Journal</i> | 116 |
| ANEXO 5 - Premiações em congressos..... | 119 |
| IX - APÊNDICES..... | 121 |
| APÊNDICE 1 - Ficha de dados..... | 122 |
| APÊNDICE 2 - Artigo de Revisão Sistemática enviado para publicação..... | 123 |

I – INTRODUÇÃO

I – Introdução

Considerações iniciais

A hiperinsuflação manual (HM) é uma das técnicas utilizadas rotineiramente em unidade de terapia intensiva (UTI) ⁽¹⁾. A manobra é definida como a aplicação de inspirações lentas e profundas em pacientes intubados, seguida por pausa inspiratória e expiração rápida com auxílio de um balão auto-inflável ^(2;3).

Essa técnica envolve a desconexão do paciente do circuito de ventilação mecânica seguida pela insuflação dos pulmões com grande quantidade de volume corrente. A manobra pode ser aplicada com o objetivo de reexpansão pulmonar e também para auxiliar a remoção de secreções brônquicas ^(3;4).

O balão auto-inflável (BAI) é o equipamento utilizado para ventilar manualmente durante a manobra de HM. O dispositivo também é usado como principal instrumento da reanimação cardiopulmonar ⁽⁵⁾. Sabe-se que, em modelo de pulmão adulto, o desempenho da HM é influenciado diretamente pelo profissional que manipula o balão auto-inflável e pelas características físicas e funcionais do equipamento utilizado ⁽⁶⁾.

Para melhor compreensão do objetivo deste estudo, apresenta-se a seguir, uma revisão sobre os BAIs abordando definição, utilizações, componentes do aparelho, mecanismo de funcionamento, fatores que podem interferir no desempenho do equipamento na ventilação e os riscos envolvidos na sua utilização. Logo após, aborda-se a técnica de HM através da sua definição, efeito fisiológico, indicações, contra-indicações, riscos e complicações dessa manobra.

1.1 Revisão de literatura: Balão auto-inflável

1.1.1 Definição e utilizações do BAI

Em 1955, a empresa Ambu International, desenvolveu o primeiro reanimador portátil, auto-inflável, com válvula de não re-inalação, recebendo o nome de Ambu® ⁽⁷⁾. Desde então, Ambu® passou a ser usado como sinônimo de BAI em todo o mundo. O balão auto-inflável é também conhecido como reanimador manual, ressuscitador manual, ventilador manual, hiperinsuflador e dispositivo bolsa-válvula.

O BAI é utilizado para fornecer ventilação com pressão positiva à pacientes com necessidade de suporte ventilatório ⁽⁸⁾ e é o principal aparelho para ventilação durante a reanimação cardiopulmonar ⁽⁵⁾. O BAI também fornece oxigênio aos pacientes, substituindo temporariamente a ventilação mecânica ⁽⁹⁾, ventila pacientes durante transporte intra e extra-hospitalar e é utilizado em técnicas de fisioterapia respiratória ⁽¹⁰⁾.

Atualmente, existem três tipos de reanimadores: o balão auto-inflável, o reanimador inflado por fluxo e o reanimador em peça T. A diferença entre eles é o tipo de funcionamento ⁽¹¹⁾. O reanimador inflado por fluxo e em peça T necessita receber fluxo contínuo de gás ou ser conectado à fonte elétrica; o BAI auto-inflável, auto-expande após ter a bolsa descomprimida. A grande vantagem do BAI é ser um aparelho portátil e de fácil utilização ⁽¹²⁾. No presente estudo será analisado apenas o BAI auto-inflável, pois no Brasil é o dispositivo mais utilizado para realização da HM.

1.1.2 Componentes do BAI

Um BAI possui quatro partes básicas: porta expiratória, válvula reguladora de pressão, bolsa e válvula de entrada de ar. Outros componentes opcionais são: reservatório de oxigênio, válvula de pressão positiva expiratória final e manômetro⁽¹³⁾ (Figura 1).

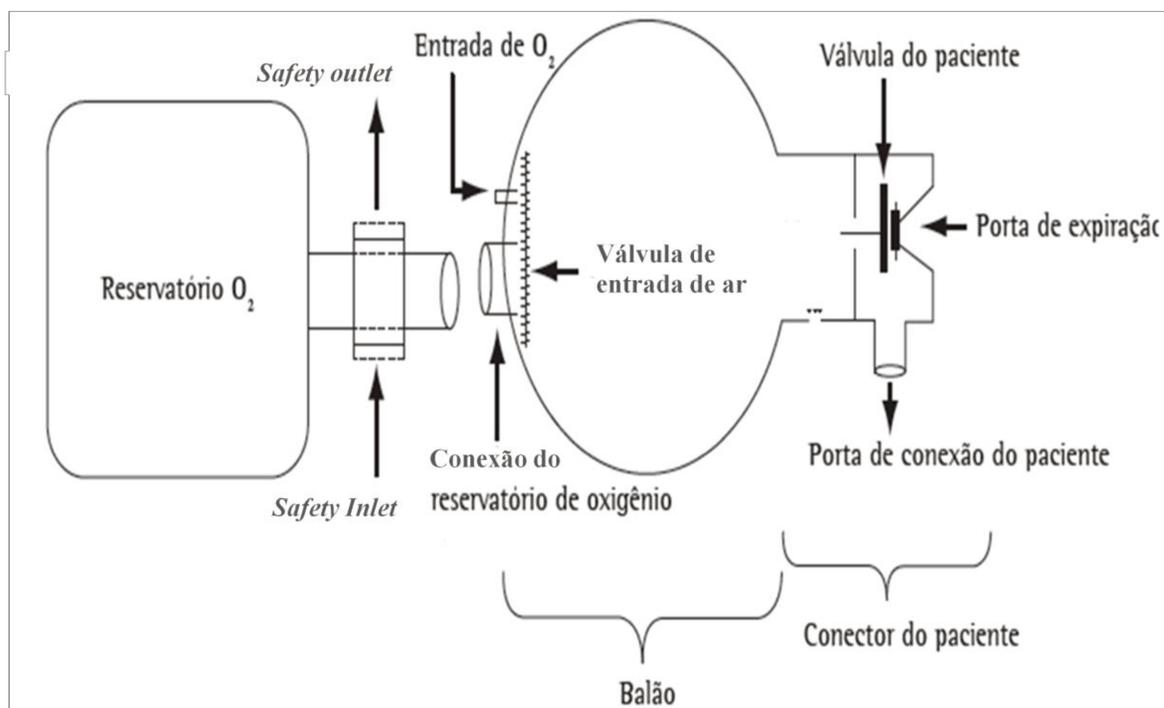


Figura 1. Componentes do balão auto-inflável (cedida por Godoy 2008⁽¹⁴⁾)

A *porta expiratória* contém a válvula de não reinalação (válvula do paciente). Esta porta é unidirecional e permite fluxo de ar para o paciente quando a bolsa é comprimida e se fecha quando ocorre liberação da bolsa evitando a entrada de ar retrógrado, não permitindo que o gás exalado seja reinalado durante a próxima insuflação.

A *válvula limitadora de pressão* ou *válvula pop-off* é utilizada com a finalidade de adequar o pico de pressão (PIP) atingido pelo BAI. A *American Society for Testing and*

Materials (ASTM) testa e normatiza equipamentos de saúde nos Estados Unidos para o *Food and Drug Administration*. A ASTM preconiza que todos os BAI possuam essa válvula e que haja um alívio da pressão quando for alcançado um PIP de $40\pm 5\text{cmH}_2\text{O}$ ⁽¹⁵⁾. A maioria dos aparelhos para neonatos e crianças é equipada com essa válvula e caso o profissional necessite empregar picos de pressão superiores, a válvula pode ser bloqueada.

A *bolsa* é a unidade compressível e deve, automaticamente, re-expandir após cada compressão. A frequência de re-insuflação da bolsa determina o volume minuto máximo. A manutenção da compressão da bolsa durante a fase expiratória reduz o pico de fluxo expiratório, aumentando a relação inspiração/expiração⁽¹⁶⁾.

A *válvula de entrada de ar* evita a saída deste pela base da bolsa quando o BAI é comprimido. Esta válvula é responsável pela entrada do ar ambiente na bolsa, quando a pressão no interior desta é liberada.

O *reservatório de oxigênio* aumenta a fração do mesmo fornecida ao paciente. Alguns aparelhos permitem que essa bolsa, na forma de saco, seja acoplada à válvula de entrada de ar na base da bolsa. Para o funcionamento deste dispositivo, o ressuscitador precisa ser alimentado por uma fonte de oxigênio. Um fluxo adequado deve ser ajustado para expansão completa do reservatório, evitando que ele colapse durante o enchimento da bolsa. Quando uma fonte suplementar de oxigênio não é utilizada, o reservatório deve ser removido, pois ele pode afetar o enchimento da bolsa⁽¹⁷⁾.

Existem duas válvulas junto ao reservatório. A válvula “*safety outlet*” alivia a pressão no interior do reservatório caso seja fornecido um fluxo de ar muito alto ou não haja manipulação da bolsa. Se o volume de gás, no reservatório, é insuficiente para encher a bolsa, a válvula “*safety inlet*”, possibilita a entrada de ar ambiente.

A *válvula de PEEP* fornece pressão expiratória positiva final (PEEP) e pode ser acoplada à porta expiratória do BAI. Ela evita o desrecrutamento alveolar durante a ventilação manual⁽¹⁸⁾.

O *manômetro* é usado para monitorar a PIP gerada durante a ventilação manual. O seu uso acoplado ao BAI foi testado em dois estudos^(19; 20) que concluíram que o manômetro aumenta a acurácia, reduz a variabilidade no desempenho da ventilação, fornecendo *feedback* ao profissional e aumentando a segurança da manobra. Por esse motivo, é recomendado seu uso na prática clínica.

1.1.3 Mecanismo de funcionamento

A compressão do BAI provoca aumento da pressão interna da bolsa e bloqueia a válvula de entrada de ar, forçando a abertura da válvula do paciente sobre a porta expiratória. Com a descompressão, a pressão na válvula do paciente é removida e se fecha. A liberação da pressão no interior da bolsa abre a válvula de entrada de ar, permitindo entrada de gás para a próxima insuflação⁽¹⁴⁾.

1.1.4 Fatores que interferem na ventilação com o BAI

Diversos fatores interferem nos parâmetros ventilatórios gerados durante a ventilação com o BAI. Podemos destacar a influência do operador do BAI e alguns fatores ligados às características físicas e funcionais dos BAI descritos na literatura:

Influência do operador: a forma de manuseio do BAI, como número de dedos e mão utilizados na compressão do balão^(21; 22), a área de formação do profissional que o

manipula (médico, fisioterapeuta, enfermeiro etc) ^(23; 24) e o treinamento e a experiência do profissional que manipula o BAI ^(25; 26).

Características físicas e funcionais dos BAI: é citado na literatura a existência de diferença na ventilação realizada com aparelhos de fabricantes e modelos distintos ^(27; 28; 29) e a presença de válvula limitadora de pressão e variações nos tipos de válvulas e suas resistências ^(8; 29). Também interfere a utilização do reservatório de oxigênio, assim como seu desenho ⁽¹⁴⁾, fluxo de oxigênio fornecido ao BAI ^(14; 25; 30) e a conexão de manômetro ao BAI ^(19; 25). Além destes, a influência da temperatura ambiente e erros na montagem do aparelho ^(30; 31; 32) são citados.

Pesquisadores ainda apontam a mecânica respiratória do paciente que está sendo ventilado como fator de influência importante nos parâmetros ventilatórios gerados pelo BAI ^(33; 34).

1.1.5 Riscos

Um dos riscos envolvidos na utilização do BAI se refere a este dispositivo não permitir definir as pressões e volumes empregados durante a ventilação manual ^(17; 29; 35) nem a concentração de oxigênio ofertada ao paciente. Esta situação pode causar efeito cardiovascular e pulmonar adverso no paciente, como alterações no débito cardíaco, hipoxigenação ou hiperoxigenação, barotrauma e volutrauma ^(18; 36). Por isso, o BAI deve ser utilizado com a válvula reguladora de pressão desbloqueada ⁽¹⁷⁾ e a pressão de pico do aparelho deve ser monitorada com manômetro ^(19; 20).

O manuseio do BAI deve ser restrito a pessoas qualificadas e treinadas ⁽¹⁷⁾. A válvula de não re-inalação do BAI pode ser contaminado com vômito, sangue ou secreção durante a

ventilação. Por isso, antes de conectar o BAI na cânula intratraqueal, é preciso checar o equipamento. Deve-se testar o funcionamento do aparelho, dando atenção especial ao funcionamento das válvulas, para não haver re-inalação de gás carbônico⁽¹⁷⁾.

1.2 Revisão de literatura: Hiperinsuflação Manual

1.2.1 Definição e descrição da HM

A descrição da técnica foi realizada pela primeira vez por Clement e Hubsch em 1968⁽¹⁰⁾. Atualmente, a manobra é definida como a aplicação de um volume corrente maior que o basal do paciente⁽¹⁰⁾, sendo maior que 50% do volume corrente fornecido pelo aparelho de ventilação mecânica⁽³⁶⁾. A técnica envolve o uso de um BAI ou de uma bolsa anestésica⁽³⁾, porém, no Brasil, utiliza-se o BAI na maioria dos serviços.

A técnica é realizada com uma inspiração lenta e profunda, que tem por objetivo aumentar o volume corrente do paciente. A pausa inspiratória permite a expansão alveolar e melhor distribuição da ventilação. A fase expiratória rápida e desobstruída é comparada à tosse, por gerar um fluxo de ar rápido e explosivo, aumentando a *clearance* de secreções brônquicas^(37; 38).

1.2.2. Indicação da HM

Comumente, a HM é o tratamento de escolha de pacientes intubados internados em unidades de terapia intensiva^(39; 40; 41). Existem diversas indicações na literatura, porém a manobra tem como principal finalidade: oxigenar os pacientes, tanto de forma preventiva, quanto em casos de desaturação; auxiliar na remoção de secreções brônquicas; e reexpandir alvéolos colapsados, nos casos de atelectasia⁽³⁾.

1.2.3 Precauções e contra-indicações da HM

As precauções e contra-indicações divergem entre profissionais de diferentes serviços. A única contra-indicação absoluta da técnica é descrita para sujeitos com pneumotórax não drenado⁽⁴²⁾.

Deve-se tomar precaução ao realizar a HM em pacientes hemodinamicamente instáveis ou com *cor pulmonale*, pois a aplicação de pressão positiva intratorácica pode aumentar a pós-carga do ventrículo direito e reduzir o débito cardíaco^(43; 44). Além disso, pessoas com hemorragia interna podem sofrer sangramento intrapulmonar⁽⁴²⁾.

Pacientes com instabilidade na pressão intracraniana e de perfusão cerebral devem ser manipulados com cautela devido ao risco de isquemia cerebral. O estudo de Clapham (1995)⁽⁴⁵⁾ indica que o efeito adverso da HM na pressão intracraniana ocorre devido à hipoventilação, com conseqüente aumento nos níveis de dióxido de carbono e vasodilação reflexa; sendo pior do que o aumento na pressão intratorácica⁽⁴⁶⁾.

Devido ao aumento da pressão intrapleural, as precauções para utilização da técnica também incluem pacientes com diagnóstico de broncoespasmo grave e edema pulmonar agudo^(47; 48).

Conseqüências adversas podem ser provocadas pela desconexão do paciente do circuito de ventilação mecânica, por isso recomenda-se não utilizar a técnica em pacientes com pressão expiratória positiva final (PEEP) maior que 10cmH₂O⁽⁴⁹⁾.

1.2.4 Efeito fisiológico

O efeito fisiológico da HM é o aumento no volume corrente, levando a melhora na ventilação alveolar e reduzindo a resistência das vias aéreas^(18; 50; 51; 52; 53; 54; 55).

A HM também aumenta o pico de fluxo expiratório (PFE) favorecendo a remoção de secreções brônquicas ^(56; 57; 58; 59).

A seguir, alguns estudos que demonstram os principais efeitos fisiológicos da HM:

• **Remoção de secreção:** Através do aumento do PFE gerado pela HM, ela promove aumento da velocidade com que as secreções brônquicas são deslocadas em direção às vias aéreas centrais. Diversas pesquisas comprovam maior quantidade de secreção removida quando a HM é adicionada à aspiração intratraqueal de rotina nas UTIs ^(3; 60; 61).

O estudo de Savian *et al.* (2006) sugere que a remoção de secreção na HM é similar à encontrada na hiperinsuflação realizada pelo aparelho de ventilação mecânica. A pesquisadora afirma também que quanto maior o nível de sedação do paciente, menor é a quantidade de secreção removida ⁽⁵⁹⁾.

A adição da drenagem postural à HM, segundo Berney *et al.* (2004), facilita a remoção de secreção e melhora o pico de fluxo ⁽⁵⁸⁾.

• **Recrutamento alveolar:** O estudo realizado por Maa *et al.* (2005) ⁽⁵³⁾ encontrou significativa melhora do recrutamento alveolar dos pacientes adultos com atelectasias associadas à ventilação mecânica após a HM. Os autores compararam um grupo submetido somente à aspiração com o grupo que recebeu o tratamento fisioterapêutico. A melhora no recrutamento alveolar foi comprovada neste estudo durante os seis dias em que a técnica foi realizada através de Raios-X.

Stiller *et al.* (1996) ⁽⁴⁸⁾ compararam várias combinações de técnicas de fisioterapia em pacientes adultos com atelectasia lobar aguda. Foi encontrado que pacientes submetidos à

HM e ao posicionamento no leito tiveram melhora significativa das atelectasias. De acordo com a pesquisa de Tusmam (2003) ⁽⁵²⁾, a frequência de atelectasia foi menor após a manobra de HM com a finalidade de recrutamento, quando comparada com crianças que não a receberam ou foram submetidas à aplicação de pressão positiva contínua (CPAP) de 5 cmH₂O.

O volume corrente empregado com a HM atinge principalmente as regiões com maior complacência pulmonar e através dos canais colaterais e do fenômeno da interdependência, os alvéolos colapsados são re-expandidos ⁽⁴⁷⁾. Porém, a ventilação colateral se desenvolve nas crianças apenas entre o primeiro e o segundo ano de vida, impossibilitando a extrapolação dos resultados encontrados em pesquisas com adultos para esta faixa etária.

• **Oxigenação:** Acredita-se que o aumento da oxigenação que ocorre com a HM é devido ao conjunto dos efeitos fisiológicos da manobra: remoção da secreção associada ao recrutamento alveolar. Quando Blattner *et al.* (2008) ⁽⁶²⁾ compararam um grupo de pacientes adultos pós revascularização do miocárdio que realizou a técnica de HM, com outro grupo que foi submetido apenas à aspiração intratraqueal. Constatou-se maior pressão arterial de oxigênio e extubação mais precoce naqueles que pertenciam ao grupo submetido à manobra fisioterapêutica. De acordo com a investigação realizada por Clarke *et al.* (1999) ⁽⁵⁰⁾, apesar de constatado aumento da pressão arterial de oxigênio em relação ao basal, a pressão arterial de gás carbônico não demonstrou mudança.

• **Mecânica respiratória:** Um aumento significativo da complacência estática foi observado após a manobra por diversos pesquisadores ^(51; 54; 63). Choi e Jones (2005) ⁽⁵⁴⁾ observaram um aumento de 22% na complacência estática até 30 minutos após a manobra de HM associada à aspiração intratraqueal, ao ser comparado com somente a aspiração. O aumento imediato da complacência estática também foi verificado por Patman *et al.* (2000) ⁽⁵¹⁾, porém esse aumento não foi mantido após 60 minutos da manobra. Entretanto, Blattner *et al.* (2008) ⁽⁶²⁾ constataram menor complacência estática nos pacientes que realizaram a técnica de HM, quando comparados com o grupo controle submetido apenas à aspiração intratraqueal.

Com relação à complacência dinâmica, Paratz *et al.* (2002) ⁽⁶⁴⁾ encontraram aumento da mesma sustentada até 20 minutos após a hiperinsuflação. Este resultado corrobora com as achados de Barker e Adams (2002) ⁽⁶⁵⁾. O trabalho de Morrow *et al.* (2007) ⁽⁵⁵⁾ não detectou nenhuma diferença significativa na complacência dinâmica dos pacientes em curto prazo, quando comparados com o grupo controle.

Na pesquisa realizada por Choi e Jones (2005) ⁽⁵⁴⁾, foi encontrada redução de 21% na resistência das vias aéreas até 30 minutos após a técnica de HM.

• **Hemodinâmica:** No estudo realizado por Anning *et al.* (2003) ⁽⁶⁶⁾, em animais saudáveis para verificar o efeito da HM na hemodinâmica, os resultados sugerem que pode haver redução do débito cardíaco com aplicação da pressão positiva. Segundo Paratz (2002) ⁽⁶⁴⁾ durante a HM ocorre aumento da pressão arterial diastólica e após a técnica há aumento da resistência vascular sistêmica sustentado por 20 minutos. Esses dados corroboram com a pesquisa de Paratz e Lipman (2006) ⁽⁴⁴⁾ que, além da hemodinâmica, monitorou as

catecolaminas plasmáticas durante a realização da hiperinsuflação e observou significativo aumento na resistência vascular sistêmica, pressão arterial diastólica, complacência dinâmica e do nível de norepinefrina plasmática, além de redução no débito cardíaco após a HM. De acordo com os autores, esses resultados sugerem uma resposta vasoconstritora simpática durante a técnica, mas não há prejuízo na hemodinâmica dos pacientes.

A investigação de Jellema *et al.* (2000) ⁽⁶⁷⁾, apesar de não observar mudanças significativas na hemodinâmica, verificou que a média da pressão arterial diastólica e resistência vascular sistêmica retornaram ao nível basal em 15 min. Os pesquisadores sugerem que o efeito da HM na hemodinâmica parece estar relacionado ao estado cardiovascular basal.

A hipótese de Singer *et al.* (1994) ⁽³⁶⁾ é de que a alteração no débito cardíaco está relacionada ao volume corrente empregado durante a hiperinsuflação, mais do que a com pressão gerada.

1.2.5 Riscos e complicações da manobra de HM

Os riscos da manobra existem devido aos efeitos deletérios inerentes a desconexão do paciente da ventilação mecânica, com conseqüente retirada da PEEP, principalmente naqueles submetidos à ventilação mecânica com PEEP alta ⁽⁵⁰⁾. A retirada da PEEP pode acarretar principalmente lesão por cisalhamento, devido à expansão e colapamento cíclicos de unidades alveolares instáveis ⁽⁶⁸⁾. A desconexão também pode expor o paciente e seus familiares à contaminação por aerossol ⁽⁶⁹⁾.

Durante a HM o gás pode ser impelido para o esôfago e estômago causando distensão abdominal. A aerofagia pode causar vômito e aumentar o risco de aspiração ⁽⁷⁰⁾.

Segundo Ntoumenopoulos (2005)⁽⁴³⁾, a manobra pode piorar o aprisionamento de ar e limitar o fluxo expiratório nos pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica. Esse mecanismo ocorre devido ao aumento da auto-PEEP, redução do tempo expiratório ou aumento do volume corrente. Entretanto, não existe evidência dos efeitos da HM nesse grupo de pacientes. Além disso, a HM pode ser um importante meio de remoção de secreção e melhora na mecânica respiratória em curto prazo nesse grupo.

É importante ter treinamento e prática para realizá-la, pois a técnica incorreta pode levar o paciente à hipoxemia e a insuficiência respiratória^(43;44).

1.2.6 Hiperinsuflação manual em Pediatria

Em pacientes pediátricos, o estudo de Cunha *et al.* (2008)⁽⁷¹⁾ avaliou a manobra de HM em pacientes de um mês a 18 anos com insuficiência respiratória. Foram mensurados os efeitos da técnica a curto-prazo e não foi encontrada melhora significativa na hemodinâmica dos pacientes, havendo apenas tendência à melhora da saturação de oxigênio.

Morrow *et al.* (2007)⁽⁵⁵⁾ pesquisaram o efeito a curto prazo da HM na ventilação e trocas gasosas em pacientes pediátricos. Os autores observaram aumento significativo do volume corrente expiratório espontâneo e da frequência respiratória total, com redução do tempo expiratório mecânico logo após a técnica. Porém, todas as medidas retornaram ao basal após 25 minutos.

Tusman *et al.* (2003)⁽⁵²⁾ observaram o efeito da HM, enquanto estratégia de recrutamento alveolar, na quantidade e distribuição de atelectasias em crianças com pulmões saudáveis que foram submetidas à anestesia geral. Eles encontraram menor

freqüência de atelectasias após a manobra de recrutamento, quando comparadas com crianças nas quais a manobra não foi realizada.

Extrapolar os resultados de estudos realizados com adultos para a população pediátrica não é adequado, devido às diferenças anatômicas e fisiológicas das faixas etárias.

1.2.7 Hiperinsuflação com o aparelho de ventilação mecânica

Atualmente, foi desenvolvida uma modificação da técnica de HM conhecida como hiperinsuflação por meio do aparelho de ventilação mecânica, chamada hiperinsuflação com o ventilador (HV). Ela consiste na aplicação de um volume corrente maior do que o volume basal do paciente com auxílio do ventilador mecânico. Ela tem objetivo de evitar possíveis efeitos deletérios inerentes à desconexão do paciente do ventilador mecânico e conseqüentemente retirada da PEEP.

Existem diversos estudos ^(59; 63) comparando as duas técnicas. Segundo Savian (2006) ⁽⁵⁹⁾, a hiperinsuflação com o ventilador promove melhora significativa na mecânica respiratória com menos distúrbio metabólico quando comparada a HM, apesar desta, gerar maiores picos de fluxo expiratório. Para Berney (2002) ⁽⁶³⁾, a hiperinsuflação pode ser realizada com igual benefício em ambas as técnicas, pois ambos os métodos removem a secreção pulmonar de forma similar e melhoram a complacência estática.

1.3 Justificativa

A técnica de HM é uma ferramenta de auxílio aos profissionais de saúde para melhor evolução do paciente grave. A maioria das pesquisas é focada na população de adultos. Com isso, ainda não há estudos documentando os parâmetros de ventilação durante a HM em crianças. Além disso, a documentação da ventilação manual com balão auto-inflável em pediatria e os fatores que a influenciam, foram pouco pesquisados.

Também cabe destacar que diversas marcas e modelos de BAI são comercializadas atualmente no mercado mundial e, embora exista uma padronização pela *American Society for Testing and Materials* ⁽¹⁵⁾, pesquisas avaliando modelos neonatais e pediátricos de fabricantes distintos encontraram diferenças físicas e funcionais significantes entre os dispositivos de ventilação ^(14; 16; 20; 26).

Estudos têm confirmado os fatores que podem influenciar os parâmetros da ventilação pulmonar com BAI em adultos. São citados: a técnica de ventilação escolhida ^(21; 22; 23), a experiência e treinamento do profissional ^(72; 73), a complacência pulmonar ⁽²⁴⁾, a presença de um *feedback* visual, como o manômetro ⁽⁷³⁾, força de preensão manual ^(74; 75), quantidade de mãos utilizadas na compressão da bolsa ^(75; 76; 77), e tamanho da mão do operador do BAI ^(77; 78). Todos estes fatores podem interferir nos volumes, pressões e fluxos fornecidos pelo BAI durante a ventilação manual. Em contrapartida não há até o momento evidência sobre a ventilação com BAI neonatal ou pediátrico, principalmente os fabricados no Brasil.

II – OBJETIVOS

II - Objetivos

2.1 Objetivo geral

Avaliar o desempenho ventilatório de três modelos de balões auto-infláveis nos tamanhos neonatal e pediátrico, durante a ventilação manual de acordo com o fluxo de entrada de oxigênio, quando realizada por fisioterapeutas experientes e inexperientes em duas situações clínicas simuladas.

2.2 Objetivos específicos

Utilizando-se os seguintes parâmetros ventilatórios, gerados pela HM utilizando os modelos neonatal e pediátrico de BAI: frequência da HM, tempo inspiratório, volume inspiratório, pico de fluxo inspiratório, pico de fluxo expiratório, pressão média de vias aéreas, pressão de pico inspiratório e pressão positiva no final da expiração, os objetivos específicos deste estudo foram:

- 1) Verificar e comparar os desfechos da HM entre fisioterapeutas experientes e não experientes;
- 2) Verificar e comparar os desfechos da HM em duas situações de complacência simuladas (normal e reduzida);
- 3) Verificar e comparar os desfechos da HM entre três marcas de BAI (Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia®);
- 4) Verificar e comparar os desfechos da HM em diferentes fluxos de entrada oxigênio (0, 5, 10, 15L/min) acoplado ao BAI.

III – MÉTODOS

III – Métodos

3.1 Desenho e local do estudo

Realizou-se um ensaio experimental no Centro de Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Biomédica e no Laboratório de Fisiologia Pulmonar (LAFIP) do Centro de Investigação em Pediatria (CIPED) da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) no mês de Junho de 2009.

3.2 Seleção dos Sujeitos

3.2.1 Critérios de inclusão

Participaram do estudo 22 fisioterapeutas do gênero feminino. Os profissionais recrutados foram divididos em dois grupos de acordo com o nível de experiência profissional. Foram considerados experientes 11 especialistas em Fisioterapia Pediátrica com pelo menos um ano e meio de experiência no atendimento em terapia intensiva pediátrica. Também foram incluídos 11 fisioterapeutas considerados grupo inexperiente recém-formados e sem experiência profissional, que iniciavam o curso de especialização em Fisioterapia Pediátrica da UNICAMP.

3.2.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos indivíduos que não consentiram ou tinham algum diagnóstico de doença reumática ou ortopédica no membro superior dominante.

3.3 Materiais

3.3.1 Dinamômetro

A medida da força manual foi realizada através de um dinamômetro Crown (Modelo manual-50, Filizola®) (Figura 2) cedido pelo Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física da UNICAMP. O dinamômetro tem capacidade de 50 kgf e mede a força aplicada pela mão de uma pessoa durante a prensão palmar, ou seja, no sentido de fechamento da mão.

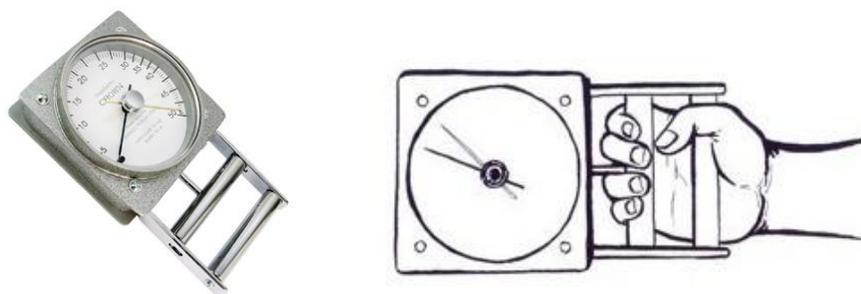


Figura 2. Dinamômetro manual e seu modo de utilização

Os participantes foram instruídos a realizar a prensão manual utilizando apenas a mão dominante, posicionando as articulações interfalangeanas na barra móvel e a região tenar na barra fixa, como demonstrado na Figura 2. Durante o teste, os profissionais foram orientados a manter o aparelho na posição horizontal, com antebraço apoiado e imóvel, e cotovelo flexionado a 90°. Foi registrado o valor máximo atingido em três tentativas.

3.3.2 Pulmão-teste

Foi utilizado o pulmão-teste Adult/Infant Ventilator Tester 2® (Biotek, Winooski - VT, EUA) para simular a HM de um neonato e de um paciente pediátrico intubados. O aparelho consiste em um simulador de mecânica pulmonar acoplado a um pneumotacógrafo (Figura 3). O equipamento encontra-se alocado no Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, onde recebe revisões periódicas e calibrações diárias, antes dos procedimentos. Ele é utilizado para manutenção de ventiladores mecânicos e calibração dos mesmos, e está de acordo com as normas da *American Society for Testing and Materials F920-93* (ASTM, 1999).

Antes de todas as coletas o equipamento foi calibrado para as condições de temperatura ambiente com 25 °C, pressão atmosférica de 760 mmHg e umidade relativa do ar de 50%.



Figura 3. Pulmão-teste: Adult/Infant Ventilator Tester 2®

Este pulmão-teste é composto de dois foles e através de um sistema de molas realiza-se o ajuste da complacência. A resistência é simulada por meio de resistores com diâmetros variáveis.

Neste estudo, o equipamento foi ajustado com resistência e complacência compatíveis com a mecânica pulmonar de um neonato a termo e de uma criança intubada. Tanto no modelo neonatal, quanto no pediátrico, foram simuladas duas situações de mecânica pulmonar: paciente sadio com mecânica pulmonar normal e restritivo, apresentando complacência pulmonar reduzida.

Os valores de complacência e resistência foram baseados em valores considerados normais para as faixas etárias de acordo com a literatura existente ⁽²¹⁾. A resistência para neonatos foi configurada em 50 cmH₂O/L/s e para a pediatria em 20 cmH₂O/L/s. Os valores de complacência do neonato foi representado com 3mL/cmH₂O para o paciente normal e restritivo com 1mL/cmH₂O. No modelo pediátrico, simulou-se uma situação fisiológica normal de complacência com 10mL/cmH₂O e reduzida com 3mL/cmH₂O.

O resumo das situações clínicas estudadas encontra-se no Quadro 1 abaixo:

Quadro 1. Valores de mecânica respiratória, nas situações clínicas normal e restritiva, simulados nos modelos neonatal e pediátrico

| Modelo | Situação | Complacência (mL/cmH₂O) | Resistência (cmH₂O/L/s) |
|---------------|-----------------|---|---|
| Neonatal | Normal | 3 | 50 |
| | Restritivo | 1 | 50 |
| Pediátrico | Normal | 10 | 20 |
| | Restritivo | 3 | 20 |

Devido ao mecanismo de molas e volume do pulmão-teste, os fisioterapeutas apenas podiam visualizar a “expansão” do pulmão-teste quando simulada a complacência pediátrica normal.

A ordem de simulação dos modelos, neonatal e pediátrico, e das situações clínicas estudadas foi aleatória.

3.3.3 Monitor de perfil respiratório

Para registrar as variáveis analisadas, o monitor de perfil respiratório CO₂SMO®plus! (Novametrix Inc., Wallingford, CT, EUA) foi adaptado entre o BAI e o pulmão-teste sem aumento significativo do espaço morto. O CO₂SMO®plus! é um monitor contínuo, não-invasivo, constituído de capnógrafo, oxímetro de pulso e pneumotacógrafo (Figura 4).



Figura 4. Monitor de perfil respiratório CO₂SMO®plus!

Este equipamento foi escolhido por ter suas medidas validadas e tem sido utilizado em estudos pediátricos para avaliar a função pulmonar⁽⁷⁸⁾.

Uma calibração de rotina foi empregada antes de todas as coletas de dados e as tendências de medidas anteriores gravadas no aparelho eram apagadas. A manipulação do equipamento foi realizada apenas pelo pesquisador responsável.

No modelo neonatal, foi utilizado um sensor neonatal, e quando simulado o modelo pediátrico, um sensor pediátrico (Figura 5). O sensor CAPNOSTAT®CO₂ (Novametrix Inc., Wallingford, CT, EUA) foi adaptado entre o resistor do pulmão-teste, compatível com o modelo e condição clínica, e o BAI sem aumento significativo do espaço morto.

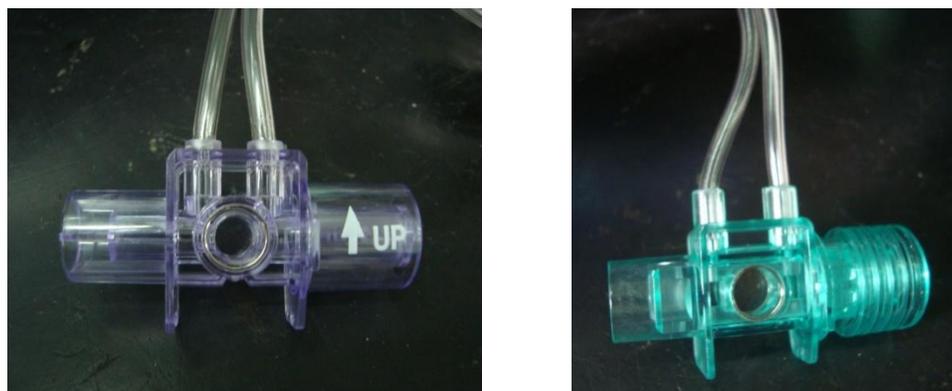


Figura 5. Sensor neonatal e pediátrico CAPNOSTAT®CO₂ respectivamente.

O CO₂SMO®plus! foi conectado a um *notebook* e por meio do programa Analysis plus! (Novametrix Inc., Wallingford, CT, EUA) as variáveis registradas a cada insuflação foram gravadas para posterior análise (Figura 6).



Figura 6. CO₂SMO®plus! conectado a *notebook* com programa Analysis plus!

Todos os participantes eram cegos com relação às variáveis mensuradas e não foi permitido que observassem os parâmetros ventilatórios fornecidos durante a ventilação com o BAI.

3.3.4 Balão auto-inflável (BAI)

Cada fisioterapeuta utilizou 6 bolsas auto-infláveis distintas: foram testadas 3 três marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia®, em 2 tamanhos: neonatal e pediátrico (Figura 7). Os aparelhos utilizados eram novos e foram cedidos pelos fabricantes. As marcas foram escolhidas devido a familiaridade com o modelo, no caso da J.G.Moryia®, e devido a ampla utilização no exterior, no caso da Laerdal® e Hudson®. Os mesmos aparelhos foram usados por todos os participantes durante a pesquisa.



Figura 7. Balão auto-inflável neonatal Laerdal®, Hudson® e J.G.Moriya® respectivamente.

Comparamos na Tabela 1 as principais especificações técnicas dos balões utilizados na pesquisa.

Tabela 1 - Especificações técnicas dos balões auto-infláveis das marcas J.G.Moriya®, Laerdal® e Hudson®

| Marca | Modelo | Volume da bolsa | Volume do reservatório | Alívio da pressão |
|------------|------------|-----------------|------------------------|----------------------|
| | | (mL) | (mL) | (cmH ₂ O) |
| J.G.Moriya | Neonatal | 300 | 900 | 40 ± 5 |
| | Pediátrico | 470 | 2700 | 40 ± 5 |
| Hudson | Neonatal | 280 | 600 | 40 ± 5 |
| | Pediátrico | 500 | 2500 | 40 ± 5 |
| Laerdal | Neonatal | 240 | 600 | 35 |
| | Pediátrico | 500 | 2600 | 35 |

A válvula reguladora de pressão das bolsas foi mantida aberta em todos os BAI.

Foram utilizados para teste fluxos de entrada de oxigênio de 0, 5, 10 e 15 L/min comumente utilizados na prática clínica diária acoplado ao BAI. Um fluxômetro de oxigênio (O₂) de parede (Becton Dickinson, Franklin Lakes, NJ, EUA) foi conectado a um cilindro de O₂ regulado em 50 PSIG, fornecendo o gás através de conexão de látex para os BAI. Seguindo instruções dos fabricantes ⁽¹⁷⁾ e da *ASTM* ⁽¹⁵⁾, ao utilizar uma fonte suplementar de O₂, o reservatório de O₂ foi acoplado ao BAI. Não foi acoplada nenhuma válvula de PEEP ao dispositivo de ventilação.

A ordem de utilização das marcas e modelos foi determinada de forma aleatória durante a coleta de dados. Os fluxos foram utilizados de forma sequencial.

Informações sobre as características físicas suplementares encontram-se no anexo 1.

3.4 Coleta de dados

Inicialmente, foram colhidas informações referentes aos participantes do estudo com relação à experiência profissional e prática da ventilação manual. A altura, o peso e a força de prensão manual de todos os profissionais foram mensurados. Os dados foram registrados na ficha de dados (Apêndice 1).

Antes do início das medidas, os BAIs eram visualmente inspecionados para evitar erros, as conexões checadas e o funcionamento testado de acordo com as recomendações do fabricante para garantir o funcionamento adequado das válvulas. Foi permitido que os fisioterapeutas se familiarizassem com os equipamentos e ambiente.

Os participantes foram orientados a ventilar o pulmão-teste comprimindo a bolsa de forma lenta, com pausa inspiratória de aproximadamente 2 segundos, seguida pela liberação rápida da bolsa, de acordo com recomendações da literatura ⁽¹⁰⁾. Não foi realizado treinamento prévio dos participantes. Foi permitido que os profissionais que realizassem as manobras utilizando apenas a mão dominante para comprimir a bolsa.

Foi solicitado que os fisioterapeutas imaginassem um recém-nascido de aproximadamente 3 Kg durante a simulação do modelo neonatal e uma criança de 10 Kg durante a simulação do modelo pediátrico.

Cada fisioterapeuta realizou 10 insuflações em cada um dos 48 testes em que participaram (três marcas, dois modelos de BAI, com quatro fluxos de O₂ e duas condições de complacência diferentes). Os participantes foram encorajados a descansar entre os testes para evitar fadiga. Todas as medidas foram realizadas no mesmo dia e os sujeitos realizaram a coleta de dados individualmente. A ordem dos testes foi randomizada. A

freqüência de insuflação não foi especificada e nenhum *feedback* visual ou verbal foi fornecido durante os testes.

A coleta de dados é ilustrada pela Figura 8.



Figura 8. Coleta de dados

3.5 Variáveis analisadas

3.5.1 Dependentes:

Os parâmetros ventilatórios analisados foram:

- Freqüência da insuflação (FR)
- Volume inspiratório (Vi)
- Pressão média de vias aéreas (PAM)
- Pressão de pico inspiratório (PIP)
- Pico de fluxo inspiratório (PFI)
- Pico de fluxo expiratório (PFE)
- Tempo inspiratório (Ti)

3.5.2 Independentes:

- Níveis de experiência profissional
- Marcas de BAI
- Fluxos de entrada de oxigênio acoplados ao BAI
- Complacência pulmonar

3.6 Análise estatística

A análise estatística foi realizada pela Câmara de Pesquisa e Estatística da FCM-UNICAMP por meio do programa *Statistical Analysis System (SAS)* para *Windows* versão 9.1.3 (SAS Institute Inc., USA). As variáveis foram transformadas em postos ou ranks para as análises, devido à ausência de distribuição Normal. O nível de significância adotado para os testes estatísticos foi de 5%, ou seja, $p < 0,05$.

Realizou-se o cálculo da média das 10 insuflações realizadas individualmente em cada teste utilizando-se as três marcas, com quatro fluxos de O₂, duas condições de complacência diferentes, em dois modelos de BAI.

A distribuição das variáveis contínuas e estatística descritiva (força, peso, altura e parâmetros ventilatórios) foi apresentada com valor de média, desvio padrão, valor mínimo e máximo e intervalo de confiança de 95%.

Para analisar a influência da marca e do fluxo, nos modelos neonatais e pediátricos, sobre os parâmetros ventilatórios, foi usado ANOVA para medidas repetidas. Para comparar as variáveis numéricas entre os grupos de experiência e complacência, foi utilizado o teste de Mann-Whitney. O teste *post-hoc* de Tukey comparou os dois grupos de experiência e complacência, nos dois modelos, e o teste de perfil por contrastes analisou os

parâmetros entre as três marcas, nos dois modelos e nos quatro fluxos de O₂, além de avaliar a interação entre as variáveis.

3.7 Aspectos éticos da pesquisa

Este trabalho foi avaliado pela comissão de ética e pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP e aprovado sob o parecer 428/2008 (Anexo 1). Esta pesquisa seguiu os preceitos da Declaração de Helsinque (1989) e manteve o anonimato dos sujeitos inclusos. Os participantes do estudo foram dispensados da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2).

IV – RESULTADOS

IV – Resultados

4.1 Descrição da população estudada

Foram incluídos 22 fisioterapeutas voluntários, todos do sexo feminino. Nenhum profissional preencheu os critérios de exclusão. A média de idade do grupo foi de $26,59 \pm 7,18$ anos, variando de 21 a 47 anos. Com relação ao tamanho da mão dos fisioterapeutas, 36,4% relataram usar luva tamanho pequeno e 63,6% tamanho médio.

Um total de 10560 hiperinsuflações foi realizado na pesquisa, pois cada um dos 22 fisioterapeutas, realizou no mínimo 10 ciclos com cada BAI, utilizando 3 marcas de ressuscitadores, em 2 modelos distintos (neonatal e pediátrico), simulando 2 situações clínicas (complacência normal e reduzida) com 4 fluxos de oxigênio diferentes.

Verificou-se que não houve correlação significativa entre o Vi, PFI e PIP gerados pelos BAIs neonatal e pediátrico com as características antropométricas dos profissionais estudados (Tabela 2).

Tabela 2 – Correlação entre Vi, PFI e PIP fornecidos pelos profissionais com BAI modelo neonatal e pediátrico, com as características físicas dos 22 participantes do estudo

| | | Vi | | PFI | | PIP | |
|---------------------|---|-------|----------|--------|----------|--------|----------|
| | | NEO | PED | NEO | PED | NEO | PED |
| Força manual | r | 0,147 | -0.02780 | 0,326* | 0.11518 | 0,365* | 0.12936 |
| | p | 0,512 | 0.9023 | 0,138 | 0.6098 | 0,094 | 0.5661 |
| Peso | r | 0,039 | -0.30752 | 0,231 | 0.11702 | 0,190 | -0.10401 |
| | p | 0,863 | 0.1639 | 0,302 | 0.6040 | 0,397 | 0.6451 |
| Altura | r | 0,076 | -0.34127 | 0,120 | -0.17234 | 0,165 | -0.24830 |
| | p | 0,737 | 0.1201 | 0,594 | 0.4431 | 0,463 | 0.2652 |

Vi: volume inspiratório, PFI: pico de fluxo inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, *r: coeficiente de correlação de Spearman, p: nível de significância.

4.2 Experiência profissional: Fisioterapeutas experientes versus inexperientes.

Na comparação das características físicas entre o grupo experiente e inexperiente quanto ao peso, altura e força de preensão manual não houve diferença estatística (Tabela 3).

Tabela 3 - Comparação das características físicas entre o grupo experiente e inexperiente

| Característica | Experiente | Inexperiente | p |
|--------------------|---------------|---------------|-------|
| N | 11 | 11 | |
| Peso (Kg) | 53 (48,5-84) | 60 (43-70) | 0,293 |
| Altura (cm) | 161 (155-174) | 163 (152-174) | 0,651 |
| Força manual (Kgf) | 26 (23-41) | 27 (18-43) | 0,947 |

N: número de participantes, Kg: quilograma, cm: centímetros, Kgf: quilograma-força, p: nível de significância. Valor-p referente ao teste de Mann-Whitney.

Houve diferença no PFI fornecido pelo grupo experiente e inexperiente tanto com BAI neonatal ($p=0,026$), quanto com pediátrico ($p=0,029$), independente da situação clínica, marca ou fluxo de O_2 testado. Os valores de PFI foram significativamente maiores no grupo experiente (Tabela 4). O PFI gerado pelo grupo experiente mostrou valores 2,9L/min maior com o BAI neonatal e 6,9L/min maior com o BAI pediátrico, quando comparados ao grupo inexperiente.

Valores de V_i e PIP maiores foram gerados pelos profissionais experientes, porém não houve diferença significativa entre os grupos ($p>0,05$).

Tabela 4 - Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos pelo grupo inexperiente e experiente com balão auto-inflável neonatal e pediátrico

| Variáveis (N= 528) | Modelo | Inexperiente (n=11) | Experiente (n=11) | P |
|--------------------------|--------|------------------------|----------------------|---------------|
| FR (ciclo/min) | NEO | 26,63 ± 13,00 | 31,06 ± 12,55 | 0,800 |
| | PED | 28,72 ± 11,52 | 27,02 ± 9,61 | 0,777 |
| Vi (mL) | NEO | 44,81 ± 18,99 | 49,81 ± 16,22 | 0,070 |
| | PED | 151,08 ± 47,33 | 164,17 ± 48,99 | 0,153 |
| PIP (cmH ₂ O) | NEO | 23,16 ± 7,61 | 26,09 ± 5,96 | 0,064 |
| | PED | 25,88 ± 9,21 | 28,25 ± 8,62 | 0,053 |
| PAM (cmH ₂ O) | NEO | 6,90 ± 2,92 | 7,72 ± 2,11 | 0,168 |
| | PED | 8,34 ± 3,43 | 8,68 ± 2,71 | 0,324 |
| PFE (L/min) | NEO | 14,62 ± 3,53 | 15,57 ± 5,05 | 0,360 |
| | PED | 38,01 ± 6,14 | 39,48 ± 4,23 | 0,334 |
| PFI (L/min) | NEO | 11,03 ± 4,36 | 13,93 ± 3,65 | 0,026* |
| | PED | 25,20 ± 7,79 | 32,11 ± 9,75 | 0,029* |
| Ti (s) | NEO | 0,55 ± 0,32 | 0,50 ± 0,24 | 0,547 |
| | PED | 1,06 ± 0,39 | 1,13 ± 0,33 | 0,547 |

NEO: modelo neonatal, PED: modelo pediátrico N: número de médias de insuflações analisadas, n: número de profissionais participantes, FR: frequência de insuflação, Vi: volume inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, PAM: pressão média de vias aéreas, PFI: pico de fluxo inspiratório, PFE: pico de fluxo expiratório, Ti: tempo inspiratório, p: nível de significância, *: estatisticamente significativa. Valor-p referente ao teste de Mann-Whitney.

4.3 Mecânica respiratória: complacência pulmonar normal vs complacência reduzida

A diferença encontrada no Vi, PIP e PFI quando comparadas a situação de mecânica pulmonar normal e com complacência reduzida foram estatisticamente significantes (p<0,001), tanto com o BAI neonatal, quanto com o pediátrico (Tabela 5) independente do nível de experiência profissional. Quando a complacência pulmonar foi diminuída, ocorreu

redução do Vi e PFI, com aumento da PIP e PAM gerados pelos BAI neonatal e pediátrico.

Contudo, a frequência da ventilação foi semelhante nas duas situações clínicas testadas.

Tabela 5 - Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos com balões auto-inflável neonatal e pediátrico na complacência normal e reduzida

| Variáveis | Modelo | Complacência | Média ± DP | IC 95% | <i>p</i> |
|------------------------------------|--------|--------------|----------------|-----------------|----------|
| FR (ciclo/min) | NEO | Normal | 26,39 ± 12,74 | 28,61 – 31,70 | 0,502 |
| | | Reduzida | 31,60 ± 12,78 | 30,06 – 33,15 | |
| | PED | Normal | 28,17 ± 10,92 | 26,85 – 29,49 | 0,502 |
| | | Reduzida | 27,57 ± 10,35 | 26,32 – 28,83 | |
| Vi (mL) | NEO | Normal | 60,37 ± 15,95 | 58,43 – 62,30 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 34,25 ± 6,30 | 33,49 – 35,01 | |
| | PED | Normal | 192,69 ± 34,05 | 188,57 – 196,81 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 122,56 ± 33,19 | 118,54 – 126,59 | |
| PIP (cmH ₂ O) | NEO | Normal | 19,99 ± 5,19 | 19,36 – 20,62 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 29,26 ± 5,26 | 28,62 – 29,89 | |
| | PED | Normal | 21,03 ± 3,83 | 20,57 – 21,50 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 33,11 ± 8,61 | 32,06 – 34,15 | |
| PAM (cmH ₂ O) | NEO | Normal | 6,90 ± 2,92 | 5,74 – 6,22 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 8,64 ± 2,42 | 8,35 – 8,93 | |
| | PED | Normal | 6,58 ± 1,37 | 6,41 – 6,74 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 10,45 ± 3,13 | 10,07 – 10,83 | |
| PFE (L/min) | NEO | Normal | 15,47 ± 3,03 | 15,10 – 15,84 | 0,347 |
| | | Reduzida | 14,72 ± 2,92 | 14,37 – 15,08 | |
| | PED | Normal | 38,34 ± 3,77 | 37,89 – 38,80 | 0,347 |
| | | Reduzida | 39,16 ± 6,49 | 38,37 – 39,94 | |
| PFI (L/min) | NEO | Normal | 14,23 ± 4,26 | 13,71 – 14,74 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 10,73 ± 3,50 | 10,31 – 11,16 | |
| | PED | Normal | 32,83 ± 8,95 | 31,74 – 33,91 | < 0,001* |
| | | Reduzida | 24,48 ± 8,04 | 23,51 – 25,45 | |
| Ti (s) | NEO | Normal | 0,57 ± 0,33 | 0,53 – 0,61 | 0,885 |
| | | Reduzida | 0,47 ± 0,20 | 0,45 – 0,50 | |
| | PED | Normal | 0,75 ± 0,34 | 0,71 – 0,79 | 0,885 |
| | | Reduzida | 0,75 ± 0,32 | 0,71 – 0,79 | |

NEO: modelo neonatal, PED: modelo pediátrico, DP: desvio padrão, IC95%: intervalo de confiança de 95%, FR: frequência de insuflação, Vi: volume inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, PAM: pressão média de vias aéreas, PFE: pico de fluxo expiratório; PFI: pico de fluxo inspiratório, Ti: tempo inspiratório, *p*: nível de significância, *: estatisticamente significante. Valor-P referente ao teste ANOVA para medidas repetidas.

4.4 Marcas de BAI: Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia®.

Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) no Vi, PIP, PAM e Ti gerados entre as marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia® no modelo neonatal (Tabela 6) e pediátrico (Tabela 7). Também foi verificada diferença no PFE e PFI obtido com o BAI neonatal entre as marcas testadas.

Tabela 6 - Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos por balões auto-infláveis das marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia® no modelo neonatal

| Variáveis (N=176) | Marca | Média ± DP | IC 95% | <i>p</i> |
|------------------------------------|------------|---------------|---------------|----------|
| FR (ciclo/min) | Hudson | 31,40 ± 12,78 | 29,49 – 33,30 | 0,632 |
| | Laerdal | 30,22 ± 12,34 | 28,38 – 32,05 | |
| | J.G.Moryia | 31,02 ± 13,22 | 29,06 – 32,99 | |
| Vi (mL) | Hudson | 49,76 ± 17,02 | 47,22 – 52,29 | < 0,001* |
| | Laerdal | 52,26 ± 17,57 | 49,64 – 54,87 | |
| | J.G.Moryia | 39,91 ± 16,51 | 37,46 – 42,37 | |
| PIP (cmH ₂ O) | Hudson | 26,17 ± 7,10 | 25,12 – 27,23 | < 0,001* |
| | Laerdal | 26,65 ± 5,52 | 25,83 – 27,47 | |
| | J.G.Moryia | 21,05 ± 6,82 | 20,04 – 22,07 | |
| PAM (cmH ₂ O) | Hudson | 7,79 ± 2,59 | 7,40 – 8,17 | < 0,001* |
| | Laerdal | 8,43 ± 2,20 | 8,10 – 8,75 | |
| | J.G.Moryia | 5,72 ± 2,10 | 5,41 – 6,03 | |
| PFE (L/min) | Hudson | 15,13 ± 2,45 | 14,76 – 15,49 | < 0,001* |
| | Laerdal | 16,12 ± 2,73 | 15,71 – 16,52 | |
| | J.G.Moryia | 14,05 ± 3,38 | 13,54 – 14,55 | |
| PFI (L/min) | Hudson | 13,27 ± 4,02 | 12,67 – 13,87 | < 0,001* |
| | Laerdal | 12,56 ± 4,32 | 11,91 – 13,20 | |
| | J.G.Moryia | 11,61 ± 4,33 | 10,97 – 12,26 | |
| Ti (s) | Hudson | 0,46 ± 0,22 | 0,42 – 0,49 | < 0,001* |
| | Laerdal | 0,57 ± 0,25 | 0,54 – 0,61 | |
| | J.G.Moryia | 0,53 ± 0,34 | 0,48 – 0,59 | |

N: número de médias das insuflações analisadas, DP: desvio padrão, IC95%: intervalo de confiança de 95%, FR: frequência de insuflação, Vi: volume inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, PAM: pressão média de vias aéreas, PFE: pico de fluxo expiratório, PFI: pico de fluxo inspiratório, Ti: tempo inspiratório, *p*: nível de significância, *: estatisticamente significativa. Valor-p referente ao teste ANOVA para medidas repetidas.

Com o modelo neonatal o BAI da Hudson® obteve os menores Ti quando comparado a outras marcas. O BAI neonatal da Laerdal® diferenciou-se das demais marcas, mantendo uma PAM superior. Além disso, também gerou maior PFI do que as demais e ainda apresentou o maior Ti. O BAI J.G.Moryia® neonatal, destacou-se por fornecer os menores Vi, PIP, PAM, PFI e PFE registrados durante a coleta de dados.

Tabela 7 - Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos por balões auto-infláveis das marcas Hudson®, Laerdal® e J.G.Moryia® no modelo pediátrico

| Variáveis (N=176) | Marca | Média ± DP | IC 95% | <i>p</i> |
|------------------------------------|------------|----------------|-----------------|----------|
| FR (ciclo/min) | Hudson | 27,54 ± 10,53 | 25,97 – 29,11 | 0,039 |
| | Laerdal | 26,90 ± 10,37 | 25,36 – 28,44 | |
| | J.G.Moryia | 29,18 ± 10,91 | 27,55 – 30,80 | |
| Vi (mL) | Hudson | 168,31 ± 44,37 | 161,71 – 174,91 | < 0,001* |
| | Laerdal | 165,61 ± 44,86 | 158,94 – 172,29 | |
| | J.G.Moryia | 138,95 ± 50,91 | 131,38 – 146,53 | |
| PIP (cmH ₂ O) | Hudson | 30,57 ± 12,22 | 28,76 – 32,39 | < 0,001* |
| | Laerdal | 27,58 ± 6,83 | 26,57 – 28,60 | |
| | J.G.Moryia | 23,05 ± 4,32 | 22,41 – 23,69 | |
| PAM (cmH ₂ O) | Hudson | 9,32 ± 4,02 | 8,72 – 9,92 | < 0,001* |
| | Laerdal | 9,08 ± 2,55 | 8,71 – 9,46 | |
| | J.G.Moryia | 7,13 ± 1,82 | 6,86 – 7,40 | |
| PFE (L/min) | Hudson | 39,17 ± 6,39 | 38,22 – 40,13 | 0,751 |
| | Laerdal | 38,94 ± 5,50 | 38,12 – 39,76 | |
| | J.G.Moryia | 38,14 ± 3,67 | 37,59 – 38,68 | |
| PFI (L/min) | Hudson | 28,35 ± 9,85 | 26,89 – 29,82 | < 0,001* |
| | Laerdal | 29,26 ± 9,83 | 27,79 – 30,72 | |
| | J.G.Moryia | 28,35 ± 8,69 | 27,05 – 29,64 | |
| Ti (s) | Hudson | 0,71 ± 0,27 | 0,67 – 0,75 | < 0,001* |
| | Laerdal | 0,88 ± 0,42 | 0,81 – 0,94 | |
| | J.G.Moryia | 0,66 ± 0,22 | 0,62 – 0,69 | |

N: número de médias das insuflações analisadas, DP: desvio padrão, IC95%: intervalo de confiança de 95%, FR: frequência de insuflação, Vi: volume inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, PAM: pressão média de vias aéreas, PFE: pico de fluxo expiratório, PFI: pico de fluxo inspiratório, Ti: tempo inspiratório, *p*: nível de significância, *: estatisticamente significativo. Valor-*p* referente ao teste ANOVA para medidas repetidas.

Não foram encontradas nas marcas de BAI pediátrico, diferenças significativas entre o PFE e PFI gerados pelos profissionais.

Dentre os modelos pediátricos testados, a Hudson® forneceu o maior Vi. O BAI da Laerdal® gerou as maiores PIP e PAM quando comparado a outras marcas. Também apresentou o maior Ti, ou seja, com esse aparelho a compressão da bolsa foi mantida por mais tempo. A J.G.Moryia® forneceu o menor Vi, PIP, PAM e Ti quando comparada às demais marcas.

As médias do Vi obtidas com o BAI neonatal variaram 12,35 mL entre as marcas J.G.Moryia® (39,91±16,51 mL) e Laerdal® (52,26±17,57 mL). No pediátrico, a diferença alcançou 29,36 mL entre as marcas J.G.Moryia® (138,95±50,91 mL) e Hudson® (168,31±44,37mL).

A variabilidade do pico de pressão fornecido pelo BAI neonatal alcançou 5,6 cmH₂O quando comparadas as marcas J.G.Moryia® (21,05±6,82 cmH₂O) e Laerdal® (26,65±5,52 cmH₂O). No BAI pediátrico, foi verificada discrepância de 7,52 cmH₂O quando comparadas as marcas J.G.Moryia® (23,05±4,32 cmH₂O) e Hudson® (30,57±12,22 cmH₂O).

Com o modelo neonatal apenas um fisioterapeuta ultrapassou 40 cmH₂O com o BAI da J.G.Moryia®, atingindo o PIP máximo de 46 cmH₂O. No modelo pediátrico, 16 dos 22 fisioterapeutas excederam 40 cmH₂O, apresentando um PIP máximo de 52 cmH₂O no BAI da marca Hudson.

É importante salientar que com o BAI neonatal da J.G.Moryia® 36,4% das ventilações não atingiram um pico de pressão mínimo de 20 cmH₂O e o mesmo resultado foi observado em 19,3% dos testes com o modelo pediátrico.

4.5 Fluxos oxigênio de 0, 5, 10 e 15 L/min acoplado ao BAI

Verifica-se que no modelo neonatal o fluxo de entrada de oxigênio influenciou significativamente todos os parâmetros ventilatórios (FR, Vi, PIP, PAM, PFI, PFE e Ti), exceto para o PFE,(Tabela 8). Quando comparados os fluxos de 0 e 15 L/min, houve um aumento significativo em todas as variáveis, quanto maior o fluxo ofertado, exceto para a FR e o PFE.

No modelo pediátrico observa-se que quase todos os parâmetros ventilatórios (Vi, PIP, PAM, PFI e Ti) foram estatisticamente diferentes quando comparados os fluxos de entrada de oxigênio, exceto a FR e o PFE (Tabela 8). Quando comparados os fluxos de 0 e 15L/min, houve um aumento significativo em todas as variáveis, quanto maior o fluxo ofertado, exceto para a FR e o PFE.

Ao analisarmos os parâmetros fornecidos por cada marca em função do fluxo de oxigênio utilizado, encontramos uma diferença significativa no Vi fornecido pelo BAI neonatal da Hudson®. Ainda, verificou-se que o PIP foi significativamente maior com fluxos de 15L/min em comparação com o fluxo de 0 L/min em todas as marcas de BAI neonatal ($p < 0,05$).

Tabela 8 – Comparação dos parâmetros ventilatórios fornecidos em função do fluxo de entrada de oxigênio ofertado ao BAI neonatal e pediátrico

| Variáveis (N=132) | Fluxos de O ₂ | NEO | p | PED | p |
|------------------------------------|--------------------------|---------------|-------------------|----------------|-------------------|
| FR (ciclo/min) | 0 | 36,59 ± 14,19 | <0,001* | 29,68 ± 11,47 | 0,170 |
| | 5 | 29,92 ± 12,06 | | 27,44 ± 10,75 | |
| | 10 | 28,65 ± 11,97 | | 26,60 ± 9,63 | |
| | 15 | 28,36 ± 10,99 | | 27,77 ± 10,47 | |
| Vi (mL) | 0 | 46,39 ± 17,17 | <0,001* | 152,31 ± 46,84 | <0,001* |
| | 5 | 46,69 ± 17,37 | | 156,65 ± 48,38 | |
| | 10 | 47,22 ± 18,45 | | 160,90 ± 49,25 | |
| | 15 | 48,92 ± 18,35 | | 160,63 ± 49,79 | |
| PIP (cmH ₂ O) | 0 | 24,29 ± 6,80 | <0,001* | 26,74 ± 9,15 | <0,001* |
| | 5 | 24,15 ± 7,16 | | 26,71 ± 8,83 | |
| | 10 | 24,59 ± 7,26 | | 27,31 ± 9,02 | |
| | 15 | 25,47 ± 6,69 | | 27,52 ± 9,04 | |
| PAM (cmH ₂ O) | 0 | 6,95 ± 2,48 | <0,001* | 8,23 ± 3,04 | <0,001* |
| | 5 | 7,02 ± 2,60 | | 8,22 ± 2,96 | |
| | 10 | 7,43 ± 2,69 | | 8,67 ± 3,17 | |
| | 15 | 7,85 ± 2,45 | | 8,92 ± 3,19 | |
| PFE (L/min) | 0 | 14,92 ± 2,87 | 0,002* | 38,11 ± 5,45 | 0,002* |
| | 5 | 15,02 ± 2,96 | | 38,82 ± 5,13 | |
| | 10 | 15,09 ± 3,16 | | 39,12 ± 5,23 | |
| | 15 | 15,36 ± 3,00 | | 38,94 ± 5,47 | |
| PFI (L/min) | 0 | 12,29 ± 4,29 | <0,001* | 27,33 ± 9,10 | <0,001* |
| | 5 | 12,51 ± 4,30 | | 28,71 ± 9,26 | |
| | 10 | 12,48 ± 4,33 | | 29,12 ± 9,54 | |
| | 15 | 12,64 ± 4,21 | | 29,45 ± 9,92 | |
| Ti (s) | 0 | 0,48 ± 0,21 | <0,001* | 0,71 ± 0,28 | <0,001* |
| | 5 | 0,49 ± 0,24 | | 0,71 ± 0,29 | |
| | 10 | 0,52 ± 0,27 | | 0,76 ± 0,34 | |
| | 15 | 0,59 ± 0,36 | | 0,80 ± 0,40 | |

Resultados apresentados em Média±desvio padrão, N: número de médias das insuflações analisadas, NEO: modelo neonatal, PED: modelo pediátrico, FR: frequência de insuflação, Vi: volume inspiratório, PIP: pico de pressão inspiratório, PAM: pressão média de vias aéreas, PFE: pico de fluxo expiratório, PFI: pico de fluxo inspiratório, Ti: tempo inspiratório, *p*: nível de significância, *: estatisticamente significativa. Valor-*p* referente ao teste ANOVA para medidas repetidas.

V – DISCUSSÃO

V – Discussão

Segundo nosso conhecimento, este é o primeiro estudo a avaliar conjuntamente as características físicas, as características funcionais dos BAIs neonatal e pediátrico e a influência do operador na ventilação manual.

5.1 Comparação entre os fisioterapeutas experientes e inexperientes

Embora os grupos experiente e inexperiente fossem homogêneos quanto às características físicas (força de prensão manual e antropometria), apresentaram diferença significativa no PFI fornecido pelos BAIs neonatal e pediátrico. Em ambos os tamanhos, o PFI obtido pelos fisioterapeutas experientes foi maior.

Os participantes do grupo inexperiente apresentaram durante a coleta de dados questionamentos básicos com relação à manipulação do BAI. Também foi observado comportamento apreensivo destes participantes na realização da compressão do balão, mesmo após orientação prévia da manobra.

Ntoumenopoulos e Dawson⁽⁵⁸⁾ sugerem que um PFI alto é necessário para promover um fluxo turbilhonar e com isso, aumentar a velocidade de deslocamento das secreções em direção à via aérea central, otimizando a remoção de secreções brônquicas. Acreditamos que o conhecimento teórico prévio, associado à experiência prática do grupo experiente foi determinante na obtenção de maiores valores PFI. Considerando este resultado, o grupo de profissionais experientes estaria mais bem preparado do que o inexperiente para realizar a depuração de secreção durante a HM.

No estudo de Maxwell e Ellis⁽⁵⁴⁾, apesar da padronização da técnica de ventilação, os pesquisadores observaram grande variabilidade na utilização do BAI entre fisioterapeutas, principalmente em relação ao PFI, o que também foi verificado em nosso estudo.

Assim como o resultado obtido por Roehr *et al*⁽⁷⁹⁾ e outros pesquisadores⁽³⁴⁾, nós não encontramos impacto do nível de experiência no Vi ou PIP fornecidos.

Os volumes e as pressões empregadas durante a HM devem ser monitorados com o intuito de se obter uma ventilação mais precisa. A utilização de um manômetro acoplado ao BAI é recomendada para fornecer um *feedback* visual ao profissional que manipula o BAI^(19; 20).

Sabe-se que a experiência em terapia intensiva aumenta as habilidades para lidar com o paciente grave, empregando um tratamento mais efetivo⁽³⁴⁾. Portanto, em um cenário clínico de condições adversas, as diferenças entre os parâmetros ventilatório fornecidos por profissionais experientes e inexperientes na manobra de HM podem se tornar mais evidentes.

A ventilação manual é uma habilidade que requer um ensino teórico-prático⁽⁷⁴⁾. É necessário que o profissional receba um treinamento teórico-prático sobre a manipulação dos balões auto-infláveis, bem como sobre a manobra de HM. Para minimizar os riscos da manobra de HM, antes de terem experiência prática com pacientes, os profissionais devem receber treinamento em manequim ou pulmão-teste.

É importante que haja uniformidade da ventilação manual entre os profissionais, principalmente em situações de emergência, pois pode-se evitar complicações como barotrauma, hipoventilação, hiperventilação e volutrauma na prática diária.

Outros trabalhos, avaliando outros grupos profissionais, poderão maximizar e ampliar os resultados do nosso estudo, confirmando a influência da experiência nos desfechos da HM.

5.2 Comparações entre complacências diferentes

Condições inflamatórias sobre o tecido pulmonar podem produzir edema e fibrose e diminuir a complacência dos pulmões. A ventilação com pressão positiva nesses pacientes provoca o aumento das forças resistivas e podem causar superdistensão alveolar, principalmente em prematuros, o que pode lesar os alvéolos, caso a pressão seja transmitida até eles^(21; 34).

Quando reduzimos a complacência programada no pulmão-teste, houve aumento do PIP e redução do Vi, estando de acordo com resultados encontrados em estudos com BAIs modelo adulto^(10; 80; 81; 34).

Neste estudo, a manutenção da frequência de insuflação associada ao menor volume inspiratório fornecido ao pulmão com a complacência reduzida, teve como consequência uma diminuição da ventilação minuto. A redução da ventilação minuto aumenta o risco de hipoventilação alveolar nos pacientes com alteração da mecânica respiratória.

O *International Liaison Committee on Resuscitation* recomenda que a PIP nos recém-nascidos a termo deve estar em torno de 30 cmH₂O⁽³³⁾. Em nosso estudo a variabilidade dos valores encontrados de PIP foi semelhante à encontrada por Mondolfi *et al.*⁽⁸²⁾, que obtiveram valores de 5 a 73 cmH₂O. Outros autores sugerem que em uma situação de uso clínico do BAI, pressões extremas sejam capazes de provocar prejuízos ventilatórios e circulatórios^(75; 83; 84; 85). Pesquisadores alertam que a lesão pulmonar pode

ocorrer após aplicação de poucas ventilações com PIP superiores a 40 cmH₂O^(84; 85). Björklund *et al*⁽⁸⁵⁾. demonstraram em um estudo experimental, com carneiros prematuros, que apenas 5 insuflações sustentadas (35-40 mL/kg) levam à liberação de citocinas pró-inflamatórias e à inflamação pulmonar.

Kattwinkel *et al.* relatam que indivíduos com considerável experiência em fornecer assistência respiratória a neonatos, são aptos a detectar alterações na mecânica pulmonar melhor do que os outros profissionais⁽³³⁾.

Alguns autores afirmam que mudanças na complacência pulmonar são mais facilmente percebidas através da ventilação com um BAI durante a reanimação neonatal, quando comparados aos equipamentos de ressuscitação mecânicos⁽³³⁾. Por isso, a técnica de HM com balão auto-inflável necessita de monitoração contínua dos parâmetros ventilatórios envolvidos.

Para a padronização da HM, é necessária a criação de protocolos, de acordo com cada situação clínica, com volume e pressão de pico que devem ser obtidos, além do tempo e frequência de aplicação da HM.

O treinamento prático da HM deve incluir diferentes situações clínicas.

5.3 Comparação entre as marcas de ressuscitadores manuais

O Vi e PIP gerados pelas marcas Laerdal®, Hudson® e JGMoryia® tanto no modelo neonatal, quanto no pediátrico, foram estatisticamente diferentes. Também, houve diferença no PFI fornecido pelo BAI neonatal. Esse resultado implica em atenção especial na escolha do equipamento de ventilação manual. A diferença no desempenho da

ventilação manual entre dispositivos de marcas diferentes está bem documentada nos modelos adultos^(29; 77; 82; 86). Nosso estudo demonstrou que este achado também ocorre para os modelos neonatal e pediátrico.

Godoy *et al*⁽¹⁴⁾, encontraram alteração do volume corrente e da PIP fornecidos por sete modelos de BAIs adulto, concordando com os resultados achados em nosso estudo. Segundo Lee *et al.*⁽²⁶⁾, os volumes correntes obtidos na utilização do BAI variam muito. Os autores não aconselham o uso do dispositivo para uma ventilação cuidadosa e precisa. A marca J.G.Moryia® forneceu em ambos os modelos um Vi e PIP menores quando comparada a outras marcas. O PFI obtido por essa marca também foi o menor gerado entre os modelos neonatais.

Ainda que os consensos internacionais definam o RM como o principal instrumento para ventilação manual, estudos têm mostrado que não há unanimidade quanto aos equipamentos utilizados na reanimação neonatal^(31,32). Existe grande diversidade de marcas/modelos disponíveis comercialmente utilizados.

A diferença no desempenho da ventilação entre as marcas é explicada por um conjunto de fatores. É importante destacar as características físicas distintas dos BAIs testados. Fatores como materiais de fabricação, elasticidade, densidade da bolsa, formato e textura influenciam diretamente os resultados da manobra.⁽³⁰⁾ Durante a coleta de dados, a maioria dos participantes relatou maior resistência na compressão da bolsa do BAI da J.G.Moryia®. Esse relato nos leva a crer que ele se diferencia dos BAIs da Laerdal® e Hudson®, por ser fabricado com material diferente do silicone do qual o balão das marcas de fabricação internacional (Laerdal® e Hudson®) é constituído.

O material de fabricação da bolsa também influencia a frequência de compressão, pois na prática clínica a frequência de insuflação é determinada pela percepção subjetiva da resistência pulmonar através da mão do profissional que manuseia o BAI.

Pequenas diferenças nos volumes das bolsas e reservatórios, assim como nas resistências das válvulas também podem explicar as diferenças no desempenho funcional dos dispositivos^(8; 53).

Apesar dos dispositivos testados terem formato da bolsa semelhante, os participantes ressaltaram diferenças com relação à textura das bolsas. O balão da Laerdal® possuiu formato e textura que possibilita maior aderência do equipamento com a mão do profissional que o manuseia, de acordo com os participantes, enquanto o balão da J.G.Moryia® foi classificado como o pior nesse aspecto.

Mazzolini-Jr e Marshal⁽³⁰⁾ afirmam que diferenças no *design* e textura da bolsa afetam significativamente a fração de oxigênio (FiO₂) fornecida pelo BAI. Segundo os autores, o formato da bolsa influencia na eficiência de prensão deste e, conseqüentemente, no desempenho da ventilação. A textura e o desenho da bolsa permitem maior destreza durante a insuflação e evita que o BAI escorregue da mão do profissional durante a ventilação⁽⁸⁷⁾.

Connors *et al.*⁽²⁷⁾ demonstraram que algumas marcas de BAI comercialmente disponíveis não estão adequadas às normas da ASTM⁽¹⁵⁾, portanto não deveriam ser indicadas para uso clínico.

A partir dos resultados encontrados, recomenda-se escolha criteriosa da marca do BAI a ser utilizado. Assim como Jones *et al.*⁽⁵³⁾, sugerimos que a escolha do BAI deve ser realizada de acordo com a experiência e a familiaridade do profissional com o dispositivo

de ventilação. É necessário conhecer as características físicas e funcionais do balão auto-inflável para que estes sejam utilizados de forma adequada, sem prejuízo ao paciente.

5.4 Comparações entre fluxos de oxigênio

Observou-se grande variabilidade nos valores de cada uma das variáveis estudadas em função do fluxo de oxigênio fornecido em todas as situações testadas. Foi observado acréscimo do Vi, PIP, PAM, PFI e Ti obtidos durante a ventilação manual à medida que o fluxo de O₂ fornecido foi aumentado.

As alterações do Vi e PIP encontradas nos BAI neonatais em função do fluxo de O₂ fornecido são clinicamente importantes, principalmente durante a reanimação cardiopulmonar de um pré-termo que necessita de Vi e PIP precisos, pois estes são mais suscetíveis a volutrauma e barotrauma. O *North American Neonatal Resuscitation Program* afirma que quando o BAI é conectado a uma fonte de 100% de O₂ deve ser utilizado um fluxo de 5-10 L/min⁽⁸⁸⁾.

Existem poucos estudos^(29; 89; 92) avaliando o desempenho funcional dos BAIs em função do fluxo de O₂ fornecido. No entanto, nenhum destes estudos verificou a variação dos parâmetros ventilatórios em crianças ou recém nascidos. Ao testar 7 marcas de BAIs modelo adulto, Godoy *et al.*⁽⁸⁹⁾ encontraram aumento do volume corrente e PIP quando acoplado um fluxo de 15 L/min de O₂ comparativamente a oferta de um fluxo de 0 L/min. A hipótese dos autores seria de que a oferta de fluxos acima de 5 L/min, diretamente no interior do BAI, altera o funcionamento da válvula expiratória do paciente. Porém, a

conexão do fluxo de O₂ nos BAIs utilizados neste estudo é realizada na parte externa da base da bolsa.

Acreditamos que devido ao pequeno volume da bolsa do BAI neonatal, associado à maior impedância do sistema respiratório do recém-nascido, pequenas alterações no fluxo de entrada de O₂ podem causar uma significativa variação no Vi e PIP fornecidos por estes dispositivos de ventilação. Pesquisadores ressaltam a necessidade de se conhecer as características físicas e funcionais dos BAIs, para que estes sejam utilizados de forma adequada, sem prejuízo ao paciente^(27; 30; 89).

Existe uma grande variedade de marcas comerciais de BAI neonatal e pediátrico, tanto reutilizáveis quanto descartáveis, disponíveis atualmente; por isso é necessário que outras marcas e modelos sejam testados. A fração inspirada de O₂ é outro importante parâmetro de ventilação que deve ser estudado em neonatos e crianças, pois a variabilidade da oferta de O₂ tem sido documentada^(29; 30; 90).

5.5 Limitações do presente estudo

O presente estudo simulou a manobra de HM em um modelo experimental de pulmão, portanto, pesquisas clínicas são necessárias para confirmar estes achados no ambiente clínico, principalmente se considerarmos a heterogeneidade dos pacientes graves com doença pulmonar.

O pulmão-teste, embora possa ser programado para simular a mecânica respiratória, não permite que o profissional que está ventilando tenha “*feedbacks*” observados durante a prática clínica, como a expansão torácica e sinais vitais. Apesar de serem subjetivos, esses

sinais podem sinalizar uma ventilação incorreta. Além disso, os resultados encontrados com os valores de mecânica pulmonar simulados neste estudo, não podem ser comparados as numerosas situações clínicas.

Outra limitação do estudo foi o fato de não possuímos recursos para a realização de testes do material de fabricação dos BAIs, com relação à viscosidade e elasticidade.

VI – CONCLUSÃO

VI - Conclusões

Para os modelos neonatal e pediátrico pode-se concluir que:

- 1) Os profissionais experientes forneceram maiores valores de pico de fluxo inspiratório durante a manobra de HM, independentemente da situação clínica (complacência) simulada, da marca do balão auto-inflável e do fluxo de oxigênio testado.
- 2) Os parâmetros ventilatórios empregados durante a HM variaram de acordo com complacência testada tanto para o modelo neonatal quanto para o modelo pediátrico de BAI. Com a complacência reduzida, o pulmão é hiperinsuflado com maior pico de pressão, menor volume e menor pico de fluxo inspiratório.
- 3) Os parâmetros ventilatórios da HM foram diferentes entre as 3 marcas testadas indicando que a marca do balão auto-inflável influencia o desempenho da manobra de HM.
- 4) Os parâmetros ventilatórios da HM variaram de acordo com o fluxo de entrada de oxigênio fornecido. Quanto maior o fluxo fornecido, maiores foram os volumes, pressões e pico de fluxo inspiratório gerado pelos balões independentemente do modelo do BAI.

VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Clini E, Ambrosino N. Early physiotherapy in the respiratory intensive care unit. *Respir Med* 2005; 99(9):1096–1104.
2. Lemes DA, Guimaraes FS. O uso da hiperinsuflação como recurso fisioterapêutico em unidade de terapia intensiva. *Rev bras ter intensiva* 2007;19(2):222-225.
3. Denehy L. The use of manual hyperinflation in airway clearance. *Eur Respir J* 1999; 14(4): 958-965.
4. Maxwell LJ, Ellis ER. Pattern of ventilation during manual hyperinflation performed by physiotherapists. *Anaesthesia* 2007; 62(1):27-33.
5. American Heart Association (AHA). Part 6: CPR Techniques and Devices. *Circulation* 2005; 112(IV) 47-50.
6. Ortiz TA. Influência do operador e do reanimador manual na manobra de hiperinsuflação manual: estudo em simulador do sistema respiratório. Dissertação de mestrado. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008.
7. Ruben H. Self-contained resuscitation equipment. *Can Med Assoc J* 1959; 80:44-45.
8. Mills PJ, Baptiste J, Preston J, Barnas GM. Manual resuscitators and spontaneous ventilation an evaluation. *Crit Care Med* 1991; 19(11):1425-31.
9. Turki M, Young MP, Wagers SS, Bates JHT. Peak Pressures during Manual Ventilation. *Respir Care* 2005; 50(3):340 –344.
10. MacCarren B, Chow CM. Manual hyperinflation: a description of the technique. *Aust J Physiother* 1996; 42(3):203-208.
11. Bennett S, Finer NN, Rich W, VAUCHERY. A comparison of three neonatal resuscitation devices. *Resuscitation* 2005; 67(1):113-8.
12. Hussey SG, Ryan CA, Murphy BP. Comparison of three manual ventilation devices using an intubated mannequin. *Arch Dis Child Fetal Neonatal* 2004; 89(6):490–493.
13. Dorsch JÁ, Dorsch SE. Manual resuscitators. In: *Understanding anesthesia equipment*. 5 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008, Section II: Anesthesia machines and breathing systems, cap. 10, p. 282-295.

14. Godoy ACF, Vieira RJ, De Capitani EM. Alterations in peak inspiratory pressure and tidal volume delivered by manually operated self-inflating resuscitation bags as a function of the oxygen supply rate. *J Bras Pneumol* 2008; 34(10):817-821.
15. American Society for Testing and Materials (ASTM). Standard Specification for Minimum Performance and Safety Requirements for Resuscitators Intended for Use With Humans. Designation F920-93. Philadelphia. Reapproved 1999.
16. Maxwell LJ, Ellis ER. The effect on expiratory flow rate of maintaining bag compression during manual hyperinflation. *Aust J Physiother* 2004; 50(1):47-49.
17. Hudson RCI®. Lifesaver manual resuscitator-operating manual. Temecula, CA. 20 p. 1993.
18. Robson WR. To bag or not to bag? Manual hyperinflation in intensive care. *Intensive and Critical Care Nursing* 1998; 14(5),239-243.
19. Hila J, Ellis E, Holmes W. Feedback withdrawal and changing compliance during manual hyperinflation. *Physiother Res Int* 2002; 7(2):53-64.
20. Redfern J, Ellis E, Holmes W. The use of a pressure manometer enhances student physiotherapists' performance during manual hyperinflation. *Aust J Physiother* 2001; 47(2):121-131.
21. Bassani MA, Filho FM, Coppo MRC, Marba STM. Peak pressure and tidal volume are affected by how the neonatal self-inflating bag is handled. *J Pediatr* 2009; 85(3):217-222.
22. Ganga-Zandzou PS, Diependaele JF, Storme L, Riou Y, Klosowski S, Rakza T, Logier R, Lequien P. La ventilation à Ambú® chez nouveau-né: une simple question de doigté? *Arch Pediatr* 1996; 3(12):1270-1272.
23. Augustine JÁ, Seidel DR, McCabe JB. Ventilation performance using a self-inflating anesthesia bag: effect of operator characteristics. *Am J Emerg Med* 1987; 5(4):267-270.
24. Finer NN, Rich W, Craft A, Henderson C. Comparison of methods of bag and mask ventilation for neonatal resuscitation. *Resuscitation* 2001; 49(3):299-305.
25. Cooper RM, Grgas S. Fatal barotrauma resulting from misuse of a resuscitation bag. *Anesthesiology* 2000; 93(3):892-93.

26. Lee HM, Cho KH, Choi YH, Yoon SY, Choi YH. Can you deliver accurate tidal volume by manual resuscitator? *Emerg Med J* 2008; 25(10):632-634.
27. Connors R, Kisson N, Tiffin N, Frewen TC. An evaluation of the physical and functional characteristics of infant resuscitators. *Pediatr Emerg Care* 1993; 9(2):104-107.
28. Field D, Milner AD, Hopkin IE. Efficiency of manual resuscitators at birth. *Arch Dis Child* 1986; 61(3):300-302.
29. Finer NN, Barrington KJ, Al-Fadley F, Peters KL. Limitations of self-inflating resuscitators. *Pediatrics* 1986; 77(3):417-420.
30. Mazzolini-Jr DG, Marshall NA. Evaluation of 16 Adult Disposable Manual Resuscitators. *Respir Care* 2004; 49(12):1509-1514.
31. Smith G. Problems with mis-assembly of adult manual resuscitators. *Resuscitation* 2002; 53(1):109–111.
32. Schlager A, Furtner B, Mitterschiffthaler G. Acute Obstruction During Manual Ventilation Caused by an End-Tidal Rubber Cap in the Reservoir Bag. *Anesth Analg* 1999; 89(3):804-805.
33. Kattwinkel J, Stewart C, Walsh B, Gurka M, Paget-Brown A. Responding to Compliance Changes in a Lung Model During Manual Ventilation: Perhaps Volume, Rather Than Pressure, Should be Displayed. *Pediatrics* 2009; 123(3):465-470.
34. Rusterholz B, Ellis E. The effect of lung compliance and experience on manual hyperinflation. *Aust J Physiother* 1998; 44: 23-28.
35. Goldstein B, Catlin EA, Vetere JM and Arguin LJ. The role of in-line manometers in minimizing peak and mean airway pressure during hand regulated ventilation of newborn infants. *Respir Care* 1989; 34:23-27.
36. Singer M, Vermaat J, Hall G, Latter G, Patel M. Hemodynamic Effects of Manual Hyperinflation in Critically Ill Patients. *Chest* 1994; 106:1182-87.
37. Clement AJ, Hubsch SK. Chest physiotherapy by the hag squeezing method. *Physiotherapy*. 1968; 54:355-359.

38. Webber B, Pryor J. Physiotherapy skills: techniques and adjuncts. In: Webber B, Pryor J, eds. *Physiotherapy for respiratory and Cardiac Problems*. London, Churchill Livingstone, 1993; 157-158.
39. Berti JSW. Efeito Benéfico da Fisioterapia Respiratória em Pacientes sob Ventilação Mecânica no Período de Cinco Dias. Dissertação da Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista. Botucatu, 2006.
40. Stiller K. Physiotherapy in Intensive Care: Towards an Evidence-Based Practice. *Chest* 2000; 118:1801-1813.
41. Hodgson C, Carroll S, Denehy L. A survey of manual hyperinflation in Australian hospitals. *Aust J Physiother*. 1999; 45(3):185-193.
42. Critical Care Network Northern Ireland. *Manual Hyperinflation of Adult Patients in Critical Care*. Directorate Guideline 2010.
43. Ntoumenopoulos G. Indications for manual lung hyperinflation (MHI) in the mechanically ventilated patient with chronic obstructive pulmonary disease. *Chronic Respir Disease* 2005; 2(4):199-207.
44. Paratz J, Lipman J. Manual hyperinflation causes norepinephrine release. *Heart Lung* 2006; 35(4):262-8.
45. Clapham L, Harrison J, Raybould T. A multidisciplinary audit of manual hyperinflation technique (sigh breath) in a neurosurgical intensive care unit. *Intensive and Critical Care Nursing* 1995; 11(5):265-271.
46. Paratz J, Burns Y. The effect of respiratory physiotherapy on intracranial pressure, cerebral perfusion pressure and end tidal carbon dioxide in ventilated neurosurgical patients. *Physiother Theory & Pract* 1993; 9(1):3-11.
47. King D, Morrell A. A survey on manual hyperinflation as a physiotherapy technique in intensive care units. *Physiotherapy* 1992; 78(10):747-750.
48. Stiller K, Jenkins S, Grant R et al. Acute lobar atelectasis: a comparison of five physiotherapy regimens. *Physiother Theory & Pract* 1996; 12(4):197-209.
49. Marini J. Tidal volume, PEEP, and barotrauma - an open and shut case? *Chest* 1996; 109(2):302-304.

50. Clarke RCN, Kelly BE, Convery PN, Fee JPH. Ventilatory characteristics in mechanically ventilated patients during manual hyperventilation for chest physiotherapy. *Anaesthesia* 1999; 54(10):936-940.
51. Patman S, Jenkins S, Stiller K. Manual hyperinflation-effects on respiratory parameters. *Physiother Res Int* 2000; 5(3):157-171.
52. Tusman G, Böhm SH, Tempra A, Melkun F, García E, Turchetto E., Mulder PGH, Lachmann B. Effects of Recruitment Maneuver on Atelectasis in Anesthetized Children. *Anesthesiology* 2003; 98(1):14-22.
53. Maa SH, Hung TJ, Hsu KH, Hsieh YI, Wang KY, Wang CH, Lin HC. Manual hyperinflation improves alveolar recruitment in difficult-to-wean patients. *Chest* 2005; 128(4):2714-2721.
54. Choi JS, Jones AY. Effects of manual hyperinflation and suctioning in respiratory mechanics in mechanically ventilated patients with ventilator-associated pneumonia. *Aust J Physiother* 2005; 51(1):25-30.
55. Morrow B, Futter M, Argent A. A recruitment manoeuvre performed after endotracheal suction does not increase dynamic compliance in ventilated pediatric patients: a randomized controlled trial. *Aust J Physiother* 2007; 53(3):163-9.
56. Jones AYM, Jones RD, Bacon-Schone J. A comparison of expiratory flow rates in two breathing circuits used for manual hyperinflation of the lungs. *Physiotherapy* 1991; 77:593-597.
57. Maxwell LJ, Ellis ER. Pattern of ventilation during manual hyperinflation performed by physiotherapists. *Anaesthesia* 2007; 62(1):27-33
58. Berney S, Denehy L, Pretto J. Head-down tilt and manual hyperinflation enhance sputum clearance in patients who are intubated and ventilated. *Aust J Physiother* 2004; 50(1): 9-14.
59. Savian C, Paratz J, Davies A. Comparison of the effectiveness of manual and ventilator hyperinflation at different levels of positive end-expiratory pressure in artificially ventilated and intubated intensive care patients. *Heart Lung* 2006; 35(5):334-341.
60. Maxwell L, Ellis E. Secretion clearance by manual hyperinflation: possible mechanisms. *Physiother Theory Practice* 1998; 14(4):189-197.

61. Ntoumenopoulos G, Dawson H. Pros and cons of manual lung hyperinflation. *Anaesthesia*. 2000; 55(5):492-494.
62. Blattner C, Guaragna JC, Saadi E. Oxygenation and static compliance is improved immediately after early manual hyperinflation following myocardial revascularization: a randomized controlled trial. *Aust J Physiother* 2008; 54(3):173–178.
63. Berney S, Denehy L. A comparison of the effects of manual and ventilator hyperinflation on static lung compliance and sputum production in intubated and ventilated intensive care patients. *Physiother Res Int* 2002; 7(2):100-8.
64. Paratz J, Lipman JE, McAuliffe M. Effect of Manual Hyperinflation on Hemodynamics, Gas Exchange, and Respiratory Mechanics in Ventilated Patients. *J Intensive Care Med* 2002; 17(6):317-324.
65. Barker M, Adams S. An evaluation of a single chest physiotherapy treatment on mechanically ventilated patients with acute lung injury. *Physiother Res Int* 2002; 7(3):157–169.
66. Anning L, Paratz J, Wong WP, Wilson KE. Effect of manual hyperinflation on haemodynamics in an animal model. *Physiotherapy Research International* 2003; 8(3):155–163.
67. Jellema WT, Groeneveld J, Goudoever JV, Wesseling KH, Westerhof N, Lubbers MJ, Kesecioglu J, Lieshout JJV. Hemodynamic effects of intermittent manual lung hyperinflation in patients with septic shock. *Heart Lung* 2000; 29(5):356-366.
68. Mead J, Takishima T, Leith D. Stress distribution in lungs: a model of pulmonary elasticity. *J Appl Physiol* 1970; 28(5):596-608.
69. Ball. Medical devices and their role in the incidence of ventilator-associated pneumonia - challenging some sacred cows! *Intensive and Critical Care Nursing* 2005; 21(3):131-134.
70. Rabus FC, Luebbers HT, Graetz KW, Mutzbauer TS. Comparison of different flow-reducing bag-valve ventilation devices regarding respiratory mechanics and gastric inflation in an unprotected airway model. *Resuscitation* 2008; 78(2):224-229.

71. Cunha MT, Corte L, Videira NL, Cristianni R, Martins SR. Hemodynamic and respiratory impact determined by manual hyperinflation to mechanically ventilated children. *Pediatrics* 2008; 30(1):15-21.
72. Moser DK, Coleman S. Recommendations for improving cardiopulmonary resuscitation skills retention. *Heart Lung* 1992; 21(4):372-380.
73. Berden HJJM, Willems FF, Hendrick JMA, Pijls NHJ, Knape JTA. How frequently should basic cardiopulmonary resuscitation training be repeated to maintain adequate skills? *BMJ* 1993; 306(6892):1576-1577.
74. Cummins RO, Austin D, Graves JR, Litwin PE, Pierce J. Ventilation skills of emergency medical technicians: a teaching challenge for emergency medicine. *Ann Emerg Med* 1986; 15(10):1187-1192.
75. Schoenfeld PS, Baker MD. Management of cardiopulmonary and trauma resuscitation in the pediatric emergency department. *Pediatrics* 1993; 91(4):726-72.
76. O'Donnell CPF, Davis PG, Morley CJ. Positive pressure ventilation at neonatal resuscitation: review of equipment and international survey of practice. *Acta Pædiatr* 2004; 93(5):583-588.
77. O'Donnell CPF, Davis PG, Lau R, Dargaville PA, Doyle LW, Morley CJ. Neonatal resuscitation 2: an evaluation of manual ventilation devices and face masks. *Arch. Dis. Child. Fetal Neonatal Ed* 2005; 90(5):392-396.
78. Barnes TA, Stockwell DL. Evaluation of ten manual resuscitators across an operational temperature range of -18 degrees C to 50 degrees C. *Respir Care* 1991; 36:161-172.
79. Almeida-Júnior AA, Almeida CC, Jacomo AD, Nery BM, Ribeiro JD. Association between ventilation index and time on mechanical ventilation in infants with acute viral bronchiolitis. *J Pediatr* 2005; 81(6):466-70.
80. Roehr CC, Kelm M, Fischer HS, Bühner C, Schmalisch G, Proquitté H. Manual ventilation devices in neonatal resuscitation: tidal volume and positive pressure-provision. *Resuscitation* 2010; 81(2):202-5.
81. Hess D, Simmons M, Blakovitch S, et al. An evaluation of the effects of fatigue, impedance, and use of two hands on volumes delivered during bag valve ventilation. *Respir Care* 1993; 38(3):271-275.

82. Savian C, Chan P, Paratz J. The Effect of Positive End-Expiratory Pressure Level on Peak Expiratory Flow During Manual Hyperinflation. *Anesth Analg* 2005; 100(4):1112–1116.
83. Mondolfi AA, Grenier BM, Thompson JE, Bachur RG. Comparison of self-inflating bags with anesthesia bags for bag-mask ventilation in the pediatric emergency department. *Pediatr Emerg Care* 1997; 13(5):312-316.
84. Hird MF, Greenough A, Gamsu HR. Inflating pressures for effective resuscitation of preterm infants. *Early Hum Dev* 1991; 26(1):69-72.
85. Wada K, Jobe AH, Ikegami M. Tidal volume effects on surfactant treatment responses with the initiation of ventilation in preterm lambs. *J Appl Physiol* 1997; 83(4):1054-1061.
86. Björklund LJ, Ingimarsson J, Curstedt T, John J, Robertson B, Werner O, Vilstrup CT. Manual ventilation with a few large breaths at birth compromises the therapeutic effect of subsequent surfactant replacement in immature lambs. *Pediatr Res* 1997; 42(3):348-355.
87. Hess D, Spahr C. An Evaluation of Volumes Delivered by Selected Adult Disposable Resuscitators: The Effects of Hand Size, Number of Hands Used, and Use of Disposable Medical Gloves. *Respir Care* 1990; 35(8):800-805.
88. Jones A, Hutchinson R, Lin E, Oh T. Peak expiratory flow rates produced with Laerdal and Mapleson-C bagging circuits. *Aust J Physiother* 1992; 38(3):210-215.
89. American Academy of Pediatrics and the American Heart Association. Textbook of neonatal resuscitation, 5th edition. 2006:3-12.
90. Godoy ACF, Vieira, Vieira-Neto RJ. Oxygen outflow delivered by manually operated self-inflating resuscitation bags in patients breathing spontaneously. *J Bras Pneumol* 2008; 34(4):212-216.
91. Godoy ACF, Vieira RJ. Comparação da FiO₂ Fornecida por Sete Modelos de Sistema Balão-Máscara Auto-inflável. *Rev Bras Anestesiol* 2009; 59(1):21-27

VIII – ANEXOS

ANEXO 1 - Características físicas dos balões auto-infláveis analisados

| | Especificação | | Hudson® | Laerdal® | J.G.Moryia® |
|------------------------|--|------------------------------|--|--|---------------------------|
| Volumes | Válvula de alívio da pressão | | 40 ± 5 cmH ₂ O | 35 cmH ₂ O | 40 ± 5 cmH ₂ O |
| | Bolsa neonatal (máx-mín) | | 280 mL | 240 mL | 130 mL |
| | Bolsa pediátrica | | 500 mL | 500 mL | 250 mL |
| | Reservatório neonatal | | 600 mL | 600 mL | 900 mL |
| | Reservatório pediátrico | | 2500 mL | 600 mL | 2700 mL |
| | Espaço morto da válvula de não-reinalação | | 7 mL | 7 mL | 7 mL |
| FiO₂ | Com reservatório | Neonatal e Pediátrico | 99% | 100% | 97% |
| | Sem reservatório | Neonatal | 90% | 97% | 92% |
| | | Pediátrico | 45% | 97% | 46% |
| Resistência | Resistência Inspiratória | | < 2,9 cmH ₂ O/L/s com 60 L/min | < 3,1 cmH ₂ O/L/s com 50 L/min | ? |
| | Resistência Expiratória | | < 3,9 cmH ₂ O/L/s com 60 L/min | < 2,6 cmH ₂ O/L/s com 50 L/min | ? |
| Diâmetros | Porta do paciente | | 15 mm DI/ 22 mm DE | 15 mm DI/ 22 mm DE | 15 mm DI / 22 mm DE |
| | Entrada da bolsa | | 30 mm | 23 mm | 25 mm |
| | Válvula do reservatório | | 30 mm DI / 25 mm DE | 23 mm DI / 25 mm DE | 26 mm DI / 25 mm DE |
| | Entrada de O₂ | | 6 mm DE | 6 mm DE | 6 mm DE |

* Dados obtidos dos manuais cedidos pelos fabricantes; FiO₂ – Fração de oxigênio; DI – diâmetro interno; DE – diâmetro externo; ? – valores não informados pelos fabricantes.

ANEXO 2 - Parecer de aprovação do comitê de ética em pesquisas



CEP, 24/03/09.
(PARECER CEP: N° 428/2008)

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

PARECER

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: "EFEITO DA MANOBRA DE HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL SOBRE PARÂMETRO DE FUNÇÃO PULMONAR DE LACTENTES EM VENTILAÇÃO MECÂNICA".

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Priscila Mara Novais de Oliveira

II - PARECER DO CEP.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP tomou ciência e aprovou o Adendo que adiciona o uso do pulmão-teste, referente ao protocolo de pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

III - DATA DA REUNIÃO.

Homologado na III Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de março de 2009.

Carmen
Profa. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM/UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13083-887 Campinas - SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 15/07/08.
(Grupo III)

PARECER CEP: Nº 428/2008 (Este nº deve ser citado nas correspondências referente a este projeto)
CAAE: 0347.0.146.000-08

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “EFEITO DA MANOBRA DE HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL SOBRE PARÂMETRO DE FUNÇÃO PULMONAR DE LACTENTES EM VENTILAÇÃO MECÂNICA”.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Priscila Mara Novais de Oliveira

INSTITUIÇÃO: Hospital das Clínicas / UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP: 09/06/2008

APRESENTAR RELATÓRIO EM: 15/07/09 (O formulário encontra-se no *site* acima)

II - OBJETIVOS

O estudo pretende avaliar a técnica da HM em lactantes sob ventilação mecânica nos parâmetros de função pulmonar.

III - SUMÁRIO

A pesquisa será realizada na Unidade de Terapia Intensiva do HC/UNICAMP. Serão incluídas crianças com idade inferior a 2 anos, internadas no serviço, submetidas a ventilação mecânica por no mínimo de 24hs. Serão excluídos: indivíduos com instabilidade pulmonar, PEEP maior que 10 cm h₂o, curarizados e/ou com pneumotórax.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Após análise das respostas as pendências, o projeto encontra-se adequado a Resolução CNS/MS 196/96 e suas complementares, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas - SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br



VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na VI Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de junho de 2008.


Prof. Dra. Carmen Sílvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP



CEP, 24/03/09.
(PARECER CEP: N° 428/2008)

**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

PARECER

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: "EFEITO DA MANOBRA DE HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL SOBRE PARÂMETRO DE FUNÇÃO PULMONAR DE LACTENTES EM VENTILAÇÃO MECÂNICA".

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Priscila Mara Novais de Oliveira

II - PARECER DO CEP.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP tomou ciência e aprovou o Adendo que adiciona o uso do pulmão-teste, referente ao protocolo de pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

III - DATA DA REUNIÃO.

Homologado na III Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de março de 2009.


Prof. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM/UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13083-887 Campinas - SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br

VOLUME 36 / SUPPLEMENT 54 / SEPTEMBER 2010

EUROPEAN
RESPIRATORY *journal*

OFFICIAL SCIENTIFIC JOURNAL OF THE ERS

Abstracts / 20th Annual Congress
Barcelona, Spain 18-22 September 2010



ERS EUROPEAN
RESPIRATORY
SOCIETY
every breath counts

(107.7±16.4). No significant differences were found in the BP measurements in the 5 moments but when we divided the patients in two groups according to the cardiopathy we found a difference in all moments of the maneuvers: before (70.1±10.7), 10 seconds of holding (69.3±14.1), after 5th [70.5 (61-78)%] and 10th [71 (64-78)%] in cardiopathy patients compared to non cardiopathy patients before (61.9±8.4), 10 seconds of holding (55.7±10.2), after 5th [61 (52-64,7)%] and 10th [57 (54-65,7)%] maneuvers.
Conclusion: The AS affects the HR and BP in DMD, most in cardiomyopathy patients.

E1778

Effectiveness and tolerance of assisted autogenic drainage in infants with acute RSV bronchiolitis

Andrea Valiente¹, NÚria Lopez¹, Vanesa Rodriguez¹, Júlia Estela¹, Laura Valdesoro², Montserrat Bosque². ¹Rehabilitation, ²Paediatrics Pulmonology and Allergy Disease Unit, Hospital de Sabadell, CSPT, Barcelona, Spain

Introduction: Respiratory syncytial virus (RSV) is the most common cause of bronchiolitis in infants. There is no effective evidence-based treatment. The role of chest physiotherapy is controversial due to the few validated studies and the published papers are based on expert's opinions.

Aim: To evaluate the effectiveness and tolerance of Assisted Autogenic Drainage sessions (AAD) in infants with acute RSV bronchiolitis.

Materials and methods: We evaluate the daily AAD session, done for 5 consecutive days in hospital-admitted infants with acute RSV bronchiolitis of up to 12 months, from November 2006 to March 2009. We registered number of AAD session, time spent, kind and severity of cough, oxygen saturation (SpO₂) and Wang Score (respiratory rate, retractions, auscultation and general status) at the beginning and at the end of each AAD session.

Results: 330 AAD sessions, 66 infants (34 boys and 32 girls), mean age 82.77 days (10-342 days), time spends per session: more than 10 minutes 84.70%, and less than 10 minutes 15.3%. SpO₂ pre/post: improve in 167 sessions (50.6%), equal in 66 sessions (20%) and worse in 97 sessions (29.4%). Wilcoxon test p=0.0001. Wang Score pre/post: 4.64/4.27, Wilcoxon test p=0.0001.

Conclusion: The Assisted Autogenic Drainage in infants with acute RSV bronchiolitis significantly improves SpO₂ and Wang Score. We can conclude that Assisted Autogenic Drainage in acute RSV bronchiolitis in infants is effective and well tolerated.

E1779

EzPAP device for pulmonary rehabilitation in paediatric patients

Annalisa Fogazzi¹, Fabiana Timelli¹, Laura Conforti¹, Annalisa Zorzi¹, Claudia Brun¹, Caterina Sottini¹, Gemma Cattaneo², Rita Padoan². ¹UO Riabilitazione Specialistica, ²Centro Regionale di Supporto per la Fibrosi Cistica, Ospedale dei Bambini, AO Spedali Civili Brescia, Italy

EzPAP is a device for lung expansion therapy. It produces positive airway pressure throughout the breathing cycle via flow from an air or oxygen flow meter and flow amplification using the coanda effect. No information is available about its use in children. Aim of our paper is to evaluate efficacy, safety and tolerability of EzPAP device in paediatric patients with acute or chronic pulmonary disease.

27 patients, aged 1m-17ys (mean 6.8ys) (14F) were treated with EzPAP. They presented atelectasis (5 cases), exacerbations of chronic pulmonary disease (CF, PCD) (16), severe neurological disability (6). The device was set up increasing O₂ flow to reach the better positive pressure for each patient. Mean duration of treatment was 7 days (range 3-15). Need of O₂ supplementation, pulsosimetry, chest x-ray, clinical features, were evaluated at starting and end of treatment. Collateral or adverse events were recorded.

As regards safety and tolerability of the device, 25/27 subjects referred no trouble. No major complication (emphoxe, PNX) was observed.

As regards efficacy, all atelectasis resolved, an improvement in chest x-ray was observed in 14 out of 22 chronic patients with exacerbations (CF, PCD, disabled children). Older patients with chronic disease referred lower fatigue and better expectation than on usual treatment.

Mean time of weaning from O₂ (10 patients) was 3.7 days. Mean O₂ pulsosimetry in air increased from 96.5% to 98%.

In our experience, EzPAP device showed safety, tolerability and efficacy in paediatric patients, also in the younger non collaborative ones. Its efficacy was greater in acute lung disease. Further randomized clinical trials are needed to confirm our preliminary experience.

E1780

A computerized patient record for respiratory physiotherapy

Thibault Coppens¹, Dirk Van den Eynden², Grégory Reyckler¹, Thierry Troosters³, Michel Toussaint⁴. ¹Physical Medicine and Rehabilitation, Clinique Universitaire Saint-Luc, Brussels, Belgium; ²Physical Rehabilitation, Private Practice, Mortsel, Belgium; ³Rehabilitation Sciences, KU-Leuven, Belgium; ⁴Centre for Home Mechanical Ventilation, Inkendaal Rehabilitation Hospital, Vlezebeek, Belgium

Currently there is no software for respiratory physiotherapists to collect, archive

and analyse parameters of patients with respiratory disorders. The aim of this effort was to set-up an electronic patient file for patients with respiratory disorders.

A working group of the Belgian Society for Respiratory Physiotherapy identified more than 150 items covering the following domains: administration, histories, pulmonary function, inhalation therapy, exercise tolerance, daily evaluation. An expert panel reduced this to 67 items that were implemented in the electronic patient record (EPR). A version for an initial assessment and one for daily follow-up was designed. An MS Access interface was used allowing for electronic data entry and data export. In a pilot study conducted in 8 physiotherapists (primary care n=6, hospital n=2) the EPR was found useful easy to use with an average satisfaction score of 17/25 (speed of encoding 4/5, legibility on the screen 4/5, ease of filling 3/5, understanding of items 3/5, intuitive use 3/5).

Currently, the software is being tested in a large group (n=69) of respiratory therapist in Belgium in primary care and hospital the focus lies on user friendliness and PT satisfaction.

Computerized patient records ensure quality and efficacy of treatment and allow transparent communication. The proposed model may allow for exchange of standardized set of data across lines of health care.

Funding PRO-Q-Kine project RIZIV Belgium

E1781

Physiotherapy experience influences in manual hyperinflation maneuver

Priscila Oliveira, Armando Almeida-Junior, Celize Almeida, Maria Angela Ribeiro, José Ribeiro. *Pediatrics, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, Brazil*

Background: Manual hyperinflation (MH) is a physiotherapy technique commonly used in intubated patients. Operation mode of the self-inflating bag seems to interfere with the ventilation performance.

Objective: To evaluate whether professional training influences MH volumes, pressures and flows.

Method: Twenty-two physiotherapists were recruited, 11 with at least one year experience in pediatric ICU (experienced) and 11 with only graduation (inexperienced). Each therapist used 3 brands of self-inflating bags (Hudson™, Laerdal™ and JGMoryia™) in neonatal and pediatric models. Participants were instructed to perform 10 MH maneuvers: slow inflation, inspiratory pause and fast bag release. A lung model (Ventilator tester 2™) simulated the respiratory mechanics and a lung function monitor (CO2SMO Plus™) recorded variables studied. Comparison of groups was performed using one-way repeated measures and post-hoc was made using Tukey's test.

Result: There were no statistically significant differences in anthropometry and handgrip strength between experience groups. In neonatal model, we found variations in ventilation between groups. In neonatal model, was found a significant difference between experienced and inexperienced therapists in expiratory volume (43.30±19.14 vs 48.53±16.66 mL; p=0.047) and peak inspiratory flow (13.93±3.65 vs 11.03±4.36 L/min; p=0.026). In pediatric bag was only observed difference in peak inspiratory flow (25.20±7.79 vs 32.11±9.75 L/min; p=0.029) between experienced and inexperienced.

Conclusion: Professional training directly influences the performance of manual hyperinflation technique in infants and children.

E1782

Effects of specialist versus non-specialist on-call respiratory physiotherapy treatments on respiratory function in mechanically ventilated children

Harriet Shannon¹, Catherine Dunne², Rachael Gregson², Janet Stocks¹, Eleanor Main¹. ¹Portex Unit, Respiratory Physiology and Physiotherapy, UCL, Institute of Child Health, London, United Kingdom; ²Physiotherapy, Great Ormond Street Hospital for Children NHS Trust, London, United Kingdom

Background: Respiratory physiotherapy (at nights or weekends) in paediatric intensive care is often provided by therapists who ordinarily work in non-respiratory areas. Non-respiratory therapists (NRTs) have reported concerns with regard to the effectiveness of their treatments when on-call.

Methods: Mechanically ventilated children received two physiotherapy treatments during a single day, one provided by a specialist respiratory therapist (SRT), the other by a NRT in a randomised order. The NICO2 respiratory monitor recorded changes in lung compliance, resistance and tidal volume before and after each treatment. Percentage changes from baseline were calculated for 30 minutes after treatment (in two consecutive 15 minute epochs). A clinically important change was defined as either a change of >10% in two or more outcomes within the same epoch or a change of >10% in one outcome, sustained over both 15-minute epochs.

Results: Sixty five children were recruited to the study. There were clinically important improvements in respiratory outcomes following 49% of SRT treatments and 32% of NRT treatments, a difference that approached statistical significance (Fisher's two-tailed exact test, p=0.07). There was no significant difference in the number of treatments resulting in deteriorations in respiratory outcome, n=14, 9 delivered by NRT (p=0.40).

Implications
 While treatments appeared to be safe in both groups, SRTs tended to deliver a greater number of effective treatments than NRTs. These results suggest a heterogeneity in the skills set of NRTs and in the quality of out-of-hours physiotherapy service provision for children.

Thematic Poster Session

Hall 3-23 - 12:50-14:40

MONDAY, SEPTEMBER 20TH 2010

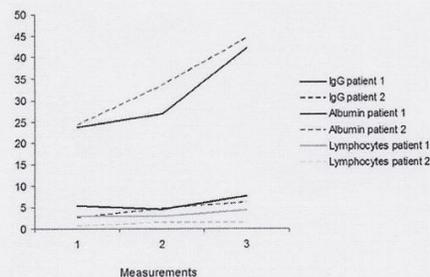
of 6.87±5.5 months and 16 mechanically ventilated patients as a control group with mean age of 10.4±7.7 months. Oropharyngeal swab and gastric aspirate cultures were performed to all the studied population. VAP patients were subjected to fibro-optic bronchoscopic examination and BALF cultures were performed.
Results: Oropharyngeal colonization with pathogenic microorganisms was detected in 87.5% of controls and in 100% of VAP patients (*Acinetobacter* in 40%, *Klebsiella* in 33.3%, *Candida* in 13.3%, *Pseudomonas* in 6.7% and *Group B streptococci* in 6.7%). Gastric aspirate cultures showed growth in 50% of controls and 60% of VAP patients. *Klebsiella* was isolated from 40% of VAP patients in BALF, followed by *Acinetobacter* (20%), *Candida* (13.3%) and *Staph. aureus* (13.3%). 53% of VAP patients were found to be previously colonized with the same organism in the oropharyngeal secretions, while 13% of them showed matching with the gastric aspirate culture results.
Conclusion: Oropharyngeal secretions colonization is an important route for VAP. The stomach may share as a reservoir of organisms but it doesn't appear to be a risk factor.

P2700
Effect of subcutaneous heparin in two children with plastic bronchitis and Fontan circulation
 Suzanne Terheggen-Lagro¹, Walter Balemans², Kors van der Ent¹, ¹Paediatric Pulmonology, University Medical Center Utrecht, Utrecht, Netherlands; ²Paediatrics, Sint Antonius Hospital, Nieuwegein, Netherlands

Introduction: Plastic bronchitis is a rare condition characterized by recurrent expectoration of large, pale bronchial casts that can obstruct the airways. Several disorders, including cyanotic congenital heart disease have been implicated in the formation of bronchial casts.

Objectives: To assess the efficacy of subcutaneous heparin twice daily on clinical and laboratory findings in two girls with plastic bronchitis and Fontan circulation.
Methods: In the past 5 years we have encountered two girls with Fontan circulation and plastic bronchitis. These two patients were treated with subcutaneous heparin 2500 IE twice daily for a period of one to two years. Before, during, and after treatment albumin, IgG and lymphocytes were assessed.

Results: After one and six months of treatment both patients showed clinical improvement including a decrease in cough and increase in albumin, IgG and lymphocyte count.



Patients had no signs of protein losing enteropathy. After respectively one and two years of treatment both patients remained in remission without signs of relapse. Besides some local hematomas and discomfort no side effects of this treatment were encountered.

Conclusion: Subcutaneous heparin is effective in treatment of plastic bronchitis and is safe and well tolerated. Data reported here suggests endobronchial lymphatic leakage as a cause for plastic bronchitis in Fontan circulation

P2701
Association of perinatal cytomegalovirus infection with respiratory distress syndrome in newborns
 Ketevan Gogberashvili, Teona Devdariani, Nino Manjavidze, Eka Uberi, Irma Uberia. *Pediatrics, Tbilisi State Medical University, Georgia* *Newnatal Pathology, Chachava Institute Obstetrics and Gynecology, Tbilisi, Georgia*

Background: Congenital cytomegalovirus (CMV) infections remain the leading viral cause of congenital malformations in the developed world. Perinatal Cytomegalovirus infection has been associated with respiratory diseases in newborns, but their role in the pathogenesis of the respiratory distress syndrome (RDS) is unclear.

Objectives: The aim of this study was to determine the relationship between the perinatal CMV infection and RDS in newborns.

Methods: The 19 premature infants (average 28-30 week gestation) were enrolled in the present study. Umbilical cord blood was drawn at the time of birth and

capillary blood at regular intervals throughout the admission. CMV DNA was quantitated with a real-time quantitative polymerase chain reaction.

Results: The newborns with clinical abnormalities at birth (symptomatic congenital CMV infection) had higher amount of CMV DNA in blood (P=0.01) than newborns with no symptoms. All newborns with symptomatic CMV infection (5 from 19) and 3 with no clinical symptoms of CMV infection (14 newborns were asymptomatic at birth but infected) developed mild to moderate RDS. In the newborns of 28-32 weeks gestation from the control group (20 newborn) there were 3 cases of mild RDS.

Conclusion: In preterm newborns the perinatal CMV infection was associated with RDS. The risk of RDS development was higher in newborns with symptomatic CMV infection (P=0.001). Further studies are needed to elucidate the effect of CMV infection on respiratory distress in infants.

***P2702**
Functional performance of two neonatal self-inflating bags in a lung model
 Priscila Oliveira, Armando Almeida-Junior, Celize Almeida, Maria Ângela Ribeiro, José Ribeiro. *Pediatrics, Universidade Estadual de Campinas, Sao Paulo, Brazil*

Background: Self-inflating bags are commonly used to assist newborn ventilation. Despite their widespread use, there is limited information available on their functional characteristics.

Objective: To evaluate functional performance of 2 self-inflating bags in an infant lung model.

Method: We bench-tested 2 new neonatal bag-valve units (Laerdal™ and Hudson™). These devices were used with a reservoir and an open pop-off valve. Twenty-two physiotherapists ventilated with one hand technique at 0, 5, 10 and 15 L/min of oxygen flow. The ventilator tester (VT-2™ Bio Tek) simulated the respiratory mechanics of a newborn. The physiotherapists performed, with each of 2 bags and oxygen flows, 10 manual hyperinflations. A lung function monitor (CO2SMO Plus™) recorded the variables studied: volumes, pressure and peak flows. The devices were compared using one-way repeated measures and post-hoc was made using Tukey's test, with p 0.05 considered statistically significant.

Result: All resuscitators met the ventilation requirements for volumes, pressures and peak flows. However, we found significant differences between the tested brands (Hudson™ vs Laerdal™): inspiratory volume (49.76±17.02 vs 52.26±17.57 mL), peak inspiratory pressure (26.17±7.10 vs 26.65±5.52 cmH2O), peak inspiratory flow (13.27±4.02 vs 12.56±4.32 L/min) and duration of respiratory cycles (0.46±0.22 vs 0.57±0.25 s). Although manual ventilation provided by self-inflating bags was within the normal range, the difference between brands may be clinically important.

Conclusion: Self-inflating bags should be tested before being used and equipment's choice should be dictated by the clinical situation in which its use is intended.

P2704
Viral lower respiratory tract infections in prematurely born infants and the cost of care in infancy
 Simon Drysdale¹, Theresa Wilson¹, Melvyn Smith², Mark Zuckerman², Anne Greenough¹. ¹Division of Asthma, Allergy and Lung Biology, MRC-Asthma UK Centre in Allergic Mechanisms of Asthma, London, United Kingdom; ²Department of Infectious Diseases, King's College London, United Kingdom

Aim: RSV infection in prematurely born infants is associated with increased healthcare utilisation and associated cost of care in infancy. The aim of this study was to determine whether other viral lower respiratory tract infections (LRTIs), as well as RSV LRTIs, were associated with a similar adverse outcome.

Methods: Seventy four infants <36 weeks gestational age born outside the RSV season were prospectively followed. A nasopharyngeal aspirate (NPA) was obtained every time the infant had a LRTI regardless of whether this was in hospital or in the community. NPAs were tested by RT-PCR for RSV A & B, Rhinovirus, human Metapneumovirus, Parainfluenza 1-3, Influenza A & B and Adenovirus. Healthcare utilisation during infancy was assessed by examining hospital and GP records to identify all hospital admissions (including NICU), out-patient and GP attendances and medication prescribed. Costs of care were calculated using the NHS reference costing scheme (2007-8) and the British National Formulary for Children (2008).

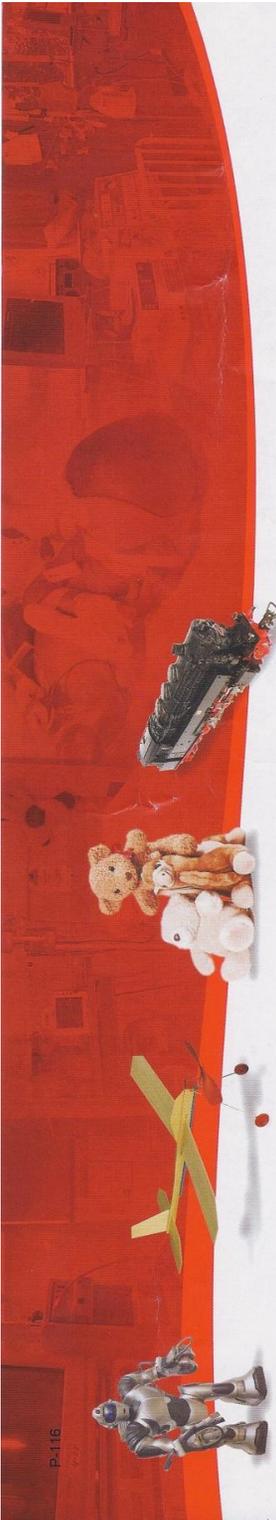
Results: Eleven infants developed RSV LRTIs (RSV group) and 27 infants other viral LRTIs (other virus group). The overall cost of care was greater post NICU discharge in both the RSV group (p=0.029) and the other virus group (p=0.002) than the no LRTI group. The difference remained significant in the other virus group (p=0.011), even when only LRTIs in the community were considered. There were no significant differences between the RSV and other viral groups.

Conclusion: Prematurely born infants who have had other viral (as well as RSV) LRTIs have greater healthcare utilisation and cost of care in infancy.

484s

Abstract printing supported by Chiesi Farmaceutici SpA. Visit Chiesi Farmaceutici SpA. at Stand G.90

P-116



Certificado

Certificamos que

PRICILA MARA NOVAIS DE OLIVEIRA; ARMANDO AUGUSTO ALMEIDA-JUNIOR; CELIZE CRUZ BRESCIANI ALMEIDA; MARIA ANGELA GONÇALVES DE OLIVEIRA RIBEIRO; JOSÉ DIRCEU RIBEIRO

11º Congresso Brasileiro de Terapia Intensiva Pediátrica

participou do 11º Congresso Brasileiro de Terapia Intensiva Pediátrica, realizado no período de 05 a 07 de novembro de 2009, em Belo Horizonte - MG,

na qualidade de autores do Trabalho: **INFLUÊNCIA DA EXPERIÊNCIA PROFISSIONAL NA MANOBRA DE HIPERINSUFLAÇÃO MANUAL**, apresentado no Encontro de Fisioterapia em Terapia Intensiva Pediátrica, premiado como **MELHOR TEMA LIVRE**

PROMOÇÃO E REALIZAÇÃO



Sociedade Mineira de Pediatria



Dirceu Ribeiro

Dr. Dioclécio Campos Junior
Presidente da SBP

Marcus Angelus Jannuzzi de Oliveira

Dr. Marcus Angelus Jannuzzi de Oliveira
Presidente do Congresso

Belo Horizonte, 07 de novembro de 2009.

2010

16º Simpósio Internacional de Ventilação Mecânica

Centro de Convenções Rebouças
28 e 29 de agosto de 2010

Hospital Nossa Senhora de Lourdes

Certificado

O Centro de Estudos do Hospital Nossa Senhora de Lourdes certifica que
**OLIVEIRA, Priscila Mara Novais de; ALMEIDA-JUNIOR, Armando Augusto; ALMEIDA, Celize Cruz
Bresciani; RIBEIRO, Maria Ângela Gonçalves de Oliveira; RIBEIRO, José Dirceu;**
FORAM VENCEDORES COM A APRESENTAÇÃO ORAL DO TRABALHO
“VOLUME E PRESSÃO DE PICO GERADOS PELA VENTILAÇÃO MANUAL VARIAM EM
FUNÇÃO DO FLUXO DE OXIGÊNIO FORNECIDO AOS BALÕES AUTO-INFLÁVEIS”
NA CATEGORIA PÓS - GRADUAÇÃO PEDIATRIA E NEONATOLOGIA.

São Paulo, 29 de agosto de 2010

Realização:
**HOSPITAL
NOSSA SENHORA
DE LOURDES**

Apoio:
CNPq
Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

George Jerre Fenne
George Jerre Vieira
Presidente - Simpósio

IX – APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Ficha de Dados

Nome: _____ **Data de nascimento:** ___/___/___

Peso: _____ kg **Estatura:** _____ cm

Gênero: F M

Tempo de formação: _____ anos

Tempo de experiência na HM em pediatria: _____ anos

Tamanho da luva: P M G

Presença de dor em MMSS? Sim Não

Caso sim, qual o motivo? _____

Presença de LER/DORT em MMSS? Sim Não

Deformidades em MMSS? Sim Não

Qual? _____

Força de preensão manual:

Grau 1 2 3 4 5

Obsrvações: _____

**FATORES QUE AFETAM A VENTILAÇÃO COM O REANIMADOR MANUAL:
UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.**

Factors affecting manual resuscitator use.

Instituição: Departamento de Pediatria da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, SP, Brasil.

1. Pricila Mara Novais de Oliveira, Mestranda em Saúde da Criança e do Adolescente pela FCM- UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.
2. Armando Augusto Almeida-Junior, Médico intensivista pediátrico do HC-UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.
3. Celize Cruz Bresciani Almeida, Doutoranda, Fisioterapeuta do Serviço de Fisioterapia do HC-UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.
4. Maria Ângela Gonçalves de Oliveira Ribeiro, Doutora, Coordenadora dos cursos de Aprimoramento e Especialização em Fisioterapia Pediátrica da FCM-UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.
5. José Dirceu Ribeiro, Professor Associado Livre Docente. Coordenador do Laboratório de Fisiologia Pulmonar do Centro de Investigação em Pediatria da FCM-UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.

Endereço de correspondência:

Pricila M. N. Oliveira. Departamento de Pediatria. CIPED/LAFIP. Rua Tessalia Vieira de Camargo 126. Caixa Postal 6111. Cidade Universitária Zeferino Vaz. CEP: 13083-887 Campinas – SP. Brasil.

E-mail de contato: pricilaufjf@yahoo.com.br

Conflito de interesse: nada a declarar.

Fonte financiadora: Bolsa de mestrado da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES.

Resumo

Introdução: Os reanimadores manuais (RM) são dispositivos que fornecem ventilação com pressão positiva à pacientes com necessidade de suporte ventilatório. O conhecimento dos fatores que influenciam a ventilação manual tem importância significativa na uniformização da técnica e para realização da manobra de ressuscitação cardiopulmonar. Pesquisas mostram que apesar da padronização das características físicas dos RM pela ASTM, diversos fatores afetam o desempenho da ventilação manual, porém, os resultados são conflitantes.

Objetivo: verificar as evidências dos fatores que influenciam a ventilação pulmonar manual com os RM infantis e adultos.

Fontes de dados: incluídos artigos originais indexados nas bases de dados Medline, LILACS e Scielo publicados entre Janeiro/1986 e Dezembro/2009. As palavras-chaves

utilizadas na busca foram: reanimador manual, ressuscitador manual (*manual resuscitator*), ventilação manual (*manual ventilation*), ventilação com pressão positiva (*positive pressure ventilation*) e *bag-valve*. Foram excluídos trabalhos que analisaram unicamente os reanimadores mecânicos. Foram incluídos trabalhos que compararam os RM por marcas, modelos e analisaram as características dos profissionais utilizadores dos mesmos.

Conclusão: A análise da literatura permite concluir que a eficácia do RM depende da marca, modelo e das características físicas do equipamento bem como da formação, treinamento e experiência do profissional que manipula o aparelho.

Palavras-chave: ressuscitador, ventilador, reanimação cardiopulmonar, ventilação pulmonar.

Abstract

Objectives: The manual resuscitators (RM) are devices that provide positive pressure ventilation to patients requiring ventilatory support. Knowledge of factors influencing manual ventilation has significant importance in the standardization of technique and for use in cardiopulmonary resuscitation. Surveys conducted to assess the adequacy of RM to international standards shows that several factors affect manual ventilation. However, results are conflicting. This review aimed to verify evidence of factors that influence RM ventilation.

Content: Data sources were original articles indexed in Medline, LILACS and SciELO published from January/1986 to December/2009. The keywords used in the electronic search were: manual resuscitator, manual ventilation, positive pressure ventilation and bag-valve. We excluded studies that only looked at the mechanical resuscitation. We included studies that compared RM brands, models and examined professional characteristics.

Conclusions: The literature analysis shows that RM efficacy depends on the brand, model and physical characteristics of the equipment and professional education, training and experience.

Key Words: resuscitator, ventilator, pulmonary ventilation, bag-valve.

1.Introdução

1.1.Definição e histórico

Reanimador manual(RM) é também conhecido como bolsa auto-inflável, ventilador manual, hiperinsuflador e dispositivo bolsa-válvula. É utilizado para fornecer ventilação com pressão positiva à pacientes com necessidade de suporte ventilatório⁽¹⁾ e é o principal aparelho para ventilação durante a reanimação cardiopulmonar⁽²⁾. Também fornece oxigênio aos pacientes, substitui temporariamente a ventilação mecânica⁽³⁾, ventila pacientes durante transporte intra e extra-hospitalar e é utilizado técnicas de fisioterapia respiratória⁽⁴⁾.

Os equipamentos de ventilação artificial portáteis só passaram a ser utilizados rotineiramente em 1952 durante epidemia de poliomielite. A partir desta época, houve

desenvolvimento acelerado dos RM⁽⁵⁾. Em 1955, a empresa Ambu International, inventou o primeiro RM portátil, auto-inflável com válvula de não-reinalação recebendo o nome de Ambu®⁽⁶⁾. O Ambu passou a ser usado como sinônimo de RM em todo o mundo. Novos equipamentos foram aprimorados para garantir segurança ao paciente e praticidade para o profissional que o manipula⁽⁷⁾.

Atualmente, existem três tipos de RM: auto-inflável, inflado por fluxo e em peça T. A diferença entre eles é o tipo de funcionamento⁽⁸⁾. O reanimador inflado por fluxo e em peça T necessitam receber fluxo contínuo de gás ou estar conectado a fonte elétrica, o RM auto-inflável se auto-expande após ter a bolsa descomprimida. A grande vantagem do RM é ser portátil e de fácil utilização⁽⁹⁾. Nesta revisão analisamos apenas os estudos sobre os RM auto-inflável.

1.2. Componentes do RM

Um RM possui quatro partes: porta expiratória, válvula reguladora de pressão, bolsa e válvula de entrada de ar. Componentes opcionais são: reservatório de oxigênio, válvula de pressão expiratória positiva final e manômetro⁽¹⁰⁾ (Figura 1).

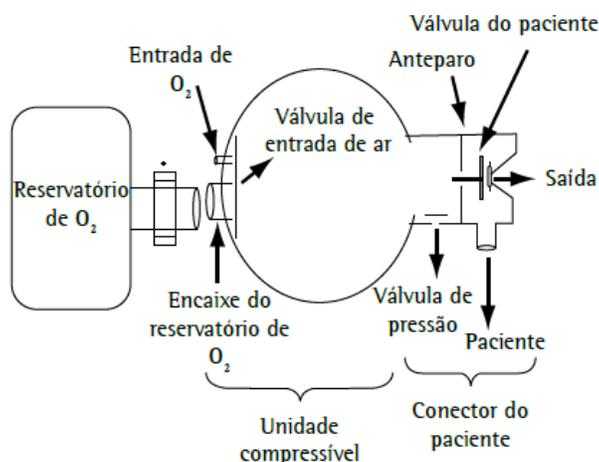


Figura 1. Representação esquemática dos componentes do reanimador manual (Reproduzida de Godoy et al.,2008).

A porta expiratória contém a válvula de não reinalação (válvula do paciente). É unidirecional e permite fluxo de ar para o paciente quando a bolsa é comprimida e se fecha quando ocorre liberação da bolsa evitando a entrada de ar retrógrado, não permitindo que o gás exalado seja reinalado durante a próxima insuflação.

A válvula limitadora de pressão ou válvula *pop-off* é utilizada com a finalidade de adequar o pico de pressão(PIP) atingido pelo RM. A *American Society for Testing and Materials(ASM)* preconiza que todos os RM possuam essa válvula e que haja um alívio da pressão quando for atingido um PIP de $40 \pm 5 \text{cmH}_2\text{O}$ ⁽¹¹⁾. A maioria dos aparelhos para neonatos e crianças é equipada com essa válvula e caso o profissional necessite empregar picos superiores, a válvula pode ser bloqueada.

A bolsa é a unidade compressível e deve, automaticamente, re-expandir após cada compressão. A frequência de re-insuflação da bolsa determina o volume minuto máximo. A manutenção da compressão da bolsa durante a fase expiratória reduz o pico de fluxo expiratório, aumentando a relação inspiração/expiração⁽¹²⁾.

A válvula de entrada de ar evita a saída deste pela base da bolsa quando o ressuscitador é comprimido. É responsável pela entrada do ar ambiente na bolsa, quando a pressão no interior desta é liberada.

O reservatório de oxigênio aumenta a fração do mesmo (FiO_2) fornecida ao paciente. Alguns aparelhos permitem que essa bolsa, na forma de saco, seja acoplada à válvula de entrada de ar na base da bolsa. Para o funcionamento deste dispositivo, o ressuscitador precisa ser alimentado por uma fonte de oxigênio. Um fluxo adequado deve ser ajustado para expansão completa do reservatório, sem que ele colapse durante o enchimento da bolsa. Quando uma fonte suplementar de oxigênio não é utilizada, o reservatório deve ser removido, pois pode afetar o enchimento da bolsa⁽¹³⁾.

Existem duas válvulas no reservatório. Uma válvula “*safety outlet*” alivia a pressão no interior do reservatório caso um fluxo de ar muito alto seja fornecido ou não haja manipulação da bolsa. Se o volume de gás, no reservatório, é insuficiente para encher a bolsa, outra válvula “*safety inlet*”, possibilita a entrada de ar ambiente.

A válvula de PEEP fornece pressão expiratória positiva final (PEEP) e pode ser acoplada na porta expiratória do RM. Ela evita o desrecrutamento alveolar durante a ventilação manual⁽¹⁴⁾.

O manômetro é usado para monitorar a PIP gerada durante a ventilação manual. O seu emprego acoplado ao RM foi testado em dois estudos^(15,16) que concluíram que o manômetro aumenta a acurácia e reduz a variabilidade do desempenho da ventilação. Por isso, é recomendado seu uso na prática clínica.

1.3 Mecanismo de funcionamento

A compressão do RM provoca aumento da pressão interna da bolsa e bloqueia a válvula de entrada de ar, forçando a abertura da válvula do paciente sobre a porta expiratória. Com a descompressão, a pressão na válvula do paciente é removida e se fecha. A liberação da pressão no interior da bolsa abre a válvula de entrada de ar, permitindo entrada de gás para a próxima insuflação⁽¹⁷⁾.

1.4 Perigos na utilização do reanimador manual

O manuseio do RM deveria ser restrito a pessoas qualificadas e treinadas⁽¹³⁾. Compressões inadequadas podem causar hipoventilação, hiperventilação, barotrauma e redução do débito cardíaco. O RM deve ser utilizado com a válvula reguladora de pressão desbloqueada⁽¹³⁾ e a pressão do aparelho monitorada com manômetro^(15,16).

A válvula de não-reinalação do RM pode se contaminar com vômito, sangue ou secreção durante a ventilação. Por isso, antes de conectar o reanimador no tubo endotraqueal, é preciso checar o equipamento. Deve-se testar o funcionamento do aparelho para não haver re-inalação de gás carbônico(CO₂)⁽¹³⁾.

Embora amplamente utilizado e comercializado em todo o mundo, existe pouca informação disponível sobre as características funcionais e físicas dos RM. Apesar da padronização do RM pela ASTM⁽¹¹⁾, estudos mostram que diversos fatores afetam os parâmetros gerados por estes aparelhos. Poucos estudos sistematizados e bem controlados analisaram e compararam os RM. Dentre os poucos existentes, os resultados são conflitantes e não existe revisão de literatura sobre o assunto. É fundamental que os profissionais da área da saúde conheçam as diferenças entre os RM e os fatores que interferem nos desfechos ventilatórios com a utilização dos mesmos.

O objetivo desta revisão foi verificar as evidências dos fatores que influenciam a ventilação pulmonar manual com os RM infantis e adultos.

2. Métodos

Realizou-se uma revisão sistemática da literatura, buscando artigos originais indexados nas bases de dados Medline, LILACS e Scielo publicados entre Janeiro/1986 e Dezembro/2009. As palavras-chaves utilizadas na busca eletrônica foram: reanimador manual, ressuscitador manual(*manual resuscitator*), ventilação manual(*manual ventilation*), ventilação com pressão positiva(*positive pressure ventilation*) e bag-valve.

Incluíram-se trabalhos que compararam os RM por marcas, modelos e analisaram as características dos profissionais que manuseavam os mesmos, estudos que avaliaram o funcionamento do RM em diversas situações experimentais e clínicas. Aqueles que analisaram unicamente os reanimadores mecânicos, foram excluídos. Duas pesquisadoras analisaram de forma independente os estudos para verificar a concordância, garantir a reprodutibilidade e confiabilidade.

3. Fatores que interferem nos desfechos da ventilação pulmonar com os RM:

Quadro 1. Fatores que interferem nos desfechos da ventilação pulmonar com a utilização dos reanimadores manuais

| |
|---|
| Forma de manuseio do reanimador manual |
| Formação profissional do operador do reanimador |
| Treinamento e experiência profissional |
| Marcas e modelos do reanimador manual |
| Válvula limitadora de pressão do reanimador |
| Fluxo de oxigênio fornecido ao reanimador |

3.1 Forma de manuseio dos RM.

Alguns estudos compararam diferentes técnicas de ventilação pulmonar, formas de manipulação e influências dos profissionais que operavam o RM^(18,19,20,21,22).

Manuseio do RM adulto:

Shawm e Suzanne(1993) pesquisaram 108 profissionais da saúde manipulando os RM modelo adulto. Verificaram que o VC empregado com duas mãos foi significativamente maior do que com uma mão. Houve correlação positiva entre o tamanho da mão, força de preensão manual, altura e peso dos profissionais com o VC fornecido⁽¹⁸⁾.

Kissoon *et al.*(1991)⁽¹⁹⁾ e Hess e Spahr(1990)⁽²⁰⁾ também encontraram aumento do VC fornecido quando as duas mãos eram utilizadas para compressão do RM. Hess e Spahr(1990)⁽²⁰⁾ verificaram o efeito do tamanho da mão nos volumes fornecidos por cinco reanimadores adultos descartáveis. Também encontraram valores mais elevados de VC, obtidos com os RM, quando operados com mãos maiores. Porém, os achados de Lee *et al.*(2008)⁽²¹⁾ e Augustine *et al.*(1987)⁽²²⁾ foram parcialmente discrepantes. O resultado da comparação do número de mãos esteve de acordo com a literatura, ou seja, o VC é maior quando duas mãos são utilizadas na compressão. Porém, os autores não encontraram a mesma correlação para o tamanho das mãos. No entanto, os tipos de reanimadores utilizados nestas pesquisas foram distintos e houve grande diferença entre os tamanhos amostrais, o que pode justificar as discrepâncias entre os resultados encontrados.

Quanto à influência da força de preensão da mão que comprime o balão durante a ventilação, Lee *et al.*(2008)⁽²¹⁾ e Shawm e Suzanne(1993)⁽¹⁸⁾ tiveram resultados conflitantes. Estes estudos avaliaram a influência das características físicas do profissional no desempenho da ressuscitação e realizaram a dinamometria em 114 e 108 participantes das pesquisas respectivamente. Enquanto Shawm e Suzanne(1993)⁽¹⁸⁾ relataram correlação da força manual com o VC gerado pelo RM, Lee *et al.*(2008)⁽²¹⁾ não obtiveram o mesmo resultado nessa correlação. Shawm e Suzanne(1993) ainda descreveram maior correlação do VC com a força manual quando usada apenas uma mão ao invés de duas⁽¹⁸⁾.

Turki *et al.*(2005)⁽³⁾ ao pesquisarem a PIP fornecida com o RM, encontraram diferenças nos desfechos entre profissionais de sexos distintos. Eles sugeriram que essa disparidade no desempenho da ventilação seja devida ao fato de que os profissionais masculinos, ao contrário dos femininos, geram uma PIP maior. Entretanto, não foi realizada nenhuma avaliação da força de preensão dos participantes.

Manuseio do RM neonatal:

Bassani *et al.*(2009)⁽²³⁾ observaram que o modo de manuseio do RM influenciou significativamente o PIP e o VC apenas quando o balão auto-inflável foi comprimido com as duas mãos. Segundo esses autores, o VC e o PIP apresentam valores mais altos quanto maior a quantidade de dedos usados na técnica. Ganga-Zandzou *et al.*(1996)⁽²⁴⁾ encontraram apenas diferença no PIP gerado pela ventilação com cinco e dois dedos.

É possível que a diferença entre esses estudos não se deva somente à diferença dos manuseios testados, mas também ao tamanho amostral, que no primeiro estudo foi de 141 e

no segundo de apenas 19 participantes. Porém, existe consenso de que o valor do PIP tende a ser maior quanto mais dedos são usados na compressão da bolsa^(23,24).

Existe falta de evidência na literatura pediátrica quanto à influência da força de prensão e do tamanho da mão na ventilação com o RM.

3.2 Formação profissional

A ventilação adequada é essencial para uma ressuscitação cardiopulmonar bem sucedida. A forma de suporte ventilatório mais comum em emergências é através do RM. Diferentes profissionais de nível superior da área da saúde e alguns técnicos treinados utilizam o reanimador para ventilação em unidades de terapia intensiva, pronto-socorros e fora do hospital. Poucas pesquisas compararam o desempenho da ventilação entre as diversas formações profissionais.

Utilização do RM adulto:

Augustine *et al.*(1987)⁽²²⁾ avaliaram o manuseio do equipamento por diferentes operadores da área da saúde e encontraram grande variação nos desfechos ventilatórios entre os profissionais. Constataram que as enfermeiras forneceram os maiores VC e os médicos os menores. Os paramédicos geraram os maiores PIP, enquanto os terapeutas respiratórios os menores, porém, a maioria destes profissionais empregou um volume adequado utilizando uma pressão segura.

Utilização do RM neonatal:

Finer *et al.*(2001)⁽²⁵⁾ compararam a ressuscitação manual de recém nascidos em ventilação espontânea realizada por vários profissionais em um manequim. Houve diferença significativa entre os 27 profissionais estudados: 5 residentes pediátricos, 5 enfermeiros, 4 médicos neonatologistas, 6 residentes neonatais, 2 técnicos de enfermagem e 5 terapeutas respiratórios. Os fisioterapeutas forneceram pressões significativamente maiores que os demais profissionais.

Bassani *et al.*(2008)⁽²³⁾ avaliaram a influência do manuseio do reanimador neonatal por diversos profissionais e não detectaram influência da profissão sobre o VC e PIP. Hussey *et al.*(2004)⁽⁹⁾ também não encontraram diferenças nas pressões obtidas por diferentes profissionais. Além disso, a frequência de ventilação não foi dependente da formação profissional quando comparados médicos e outros profissionais.

3.3.Treinamento profissional

O treinamento de profissionais para realizar ressuscitação cardiorrespiratória efetiva inclui conhecimento e prática com a utilização do RM. Existem diversas formas de treinamento: cursos informais, simulação em manequim, treinamento na beira do leito e cursos formais fornecidos por centros de treinamento: *American Heart Association (Basic Life Support, Advanced Life Support e Pediatric Advanced Life Support)*⁽²⁶⁾. Segundo Moser e Coleman(1992)⁽²⁷⁾ e Berden *et al.*(1993)⁽²⁸⁾, o re-treinamento é útil e necessário, pois a retenção das habilidades de ressuscitação é pouca. Eles estudaram o suporte de vida em adultos e avaliaram o desempenho do *Advanced Life Support* entre diferentes

especialidades médicas. De acordo com estes autores, a habilidade dos profissionais é baseada na quantidade de treinamento inerente à sua prática. Sem o reforço do treinamento, a maioria dos médicos perde suas habilidades entre 6-12 meses após o treinamento.

Treinamento com RM adulto:

A ventilação manual é uma habilidade que requer ensino e aprendizagem teórico-prático⁽²⁹⁾. É necessária uma ventilação acurada, principalmente em situações de emergência, pois tanto a hiperventilação, quanto a hipoventilação, podem ser iatrogênicas. Lee *et al.*(2008)⁽²¹⁾ descrevem cinco etapas do nível de experiência: conhecimento do suporte básico de vida, dos reanimadores manuais, treinamento e experiência com o RM em manequim, experiência com pacientes e experiência em ressuscitação cardiopulmonar. Compararam o VC fornecido por operadores do aparelho com diferentes níveis de treinamento e encontraram discreto aumento do VC de acordo com o nível de experiência, entretanto, essa correlação foi fraca. Como apenas esse estudo abordou o efeito do ensino da técnica de reanimação manual na ressuscitação cardiopulmonar, permanece incerta a correlação da prática clínica com o desempenho da ventilação.

Treinamento com RM neonatal:

Não encontramos artigos que avaliaram o treinamento da ventilação manual em pediatria. Estes estudos seriam de grande valia, já que a ressuscitação pediátrica difere da adulta em diversos aspectos. A ressuscitação pediátrica depende da identificação e tratamento dos eventos respiratórios antes do cardíaco, ao contrário do que ocorre na maioria dos eventos de reanimação de adultos. Outro aspecto é a menor frequência da ressuscitação pediátrica comparada com a reanimação em adultos. Os cursos de treinamento para suporte de vida em adultos, são diferentes daqueles feitos com pacientes pediátricos⁽³⁰⁾.

3.4. Marcas e modelos de reanimador

Ainda que os consensos internacionais definam o RM como o principal instrumento para ventilação manual, estudos têm mostrado que não há unanimidade quanto aos equipamentos utilizados na reanimação neonatal^(31,32). Existe grande diversidade de marcas/modelos disponíveis comercialmente utilizados.

RM modelo adulto:

Pesquisadores^(33,34) avaliaram o desempenho e segurança de diversos balões auto-infláveis em um pulmão-teste. Um pesquisador estudou seis marcas de RM descartáveis adultos e quatro marcas pediátricas. Outro utilizou em temperaturas extremas(18-50°) cinco aparelhos descartáveis e cinco reutilizáveis. Quase todos os testes com ressuscitadores pediátricos ultrapassaram PIP de 40±10cmH₂O, representando alto risco de barotrauma. A maioria dos reanimadores sob temperaturas muito baixas não seguiram as normas da ASTM, apresentando FiO₂ inadequada e, não passaram no teste de queda de 1 metro de altura. De acordo com a pesquisa de Barnes e McGarry(1990)⁽³³⁾, apenas três marcas(Code Blue1stresponse®, Pulmanex® e SPUR®) estavam de acordo com as normas da ASTM F-920.

Ao compararem o desempenho de cinco marcas de reanimadores adultos descartáveis Hess e Spahr(1990)⁽²⁰⁾ sugeriram que em alguns casos, a diferença de volumes ofertados pelas marcas pode ser clinicamente importante. Kissoon *et al.*(1991)⁽¹⁹⁾ avaliaram oito marcas de reanimadores descartáveis e verificaram que marcas CPR® e LSP®, podem sofrer erro de montagem. Algumas marcas (B-Sav®, Pulm® e MPR®) forneceram $FiO_2 < 80\%$.

Mazzolini Jr e Marshall(2004)⁽³⁵⁾ realizaram teste comparativo de reanimadores adultos descartáveis de nove marcas e 16 modelos seguindo normas da ASTM e ISO. Avaliaram dados referentes ao desenho do reservatório, facilidade de acoplar a válvula de PEEP, tamanho do aparelho, textura, presença do detector de CO_2 , tipo de material, FiO_2 , VC, teste de queda e bloqueio da válvula do paciente. Os resultados encontrados demonstram que o tipo e desenho do reservatório afeta a FiO_2 fornecida pelos equipamentos. Os reservatórios em formato de bolsa fornecem maior FiO_2 do que os em forma de tubo. Todos os modelos passaram no teste de queda da altura de 1 metro e tiveram VC aceitáveis. A maioria tinha tamanho médio e boa textura, porém alguns eram grandes, escorregadios e difíceis de manusear. Nenhum deles teve a válvula do paciente bloqueada com altos fluxos de entrada. Somente dois tinham detector de CO_2 acoplado e apenas um reanimador houve facilidade de acoplar a válvula de PEEP de forma segura.

A fração de oxigênio fornecida por 13 reanimadores para pacientes adultos em ventilação espontânea foi testada por Mills *et al.*(1991)⁽¹⁾. Foram analisadas: fonte de O_2 , tipo de válvula, marcas, frequência de ventilação, VC e pressão resistiva. Concluiu-se que fonte de O_2 , VC, ventilação minuto e volume do reservatório interferem na FiO_2 , porém o que mais influenciou foi o tipo da válvula do paciente. As válvulas a disco, que previnem a entrada de ar pela porta expiratória, forneceram O_2 de forma mais eficiente, enquanto válvulas “bico-de-pato” não preveniram a entrada de ar. Apenas dois aparelhos tiveram alta pressão resistiva. Os autores concluíram que para a administração de alta FiO_2 para pacientes em ventilação espontânea deve-se utilizar aparelhos com válvula de baixa resistência à disco.

Godoy *et al.*(a)⁽¹⁷⁾ testaram o fluxo de O_2 fornecido por sete marcas de reanimadores, com e sem o reservatório, simulando o uso do aparelho em pacientes em respiração espontânea como fonte de O_2 . Utilizaram fluxos de entrada de O_2 de 1, 5, 10 e 15L/min. Concluíram que todas as marcas forneceram maior fluxo de saída quando receberam 15L/min de O_2 . Os ressuscitadores apresentaram maior fluxo de saída quando o reservatório de O_2 estava acoplado. Contudo, mesmo com o uso do reservatório e 15L/min nem todas as marcas forneceram fluxo de saída de O_2 suficiente⁽¹⁷⁾.

Outro estudo do mesmo pesquisador⁽³⁶⁾ discutiu a influência de marcas diferentes determinando alterações do VC e PIP de acordo com o fluxo de entrada de O_2 . Apenas os modelos Oxigel-A e Narcosul forneceram VC e PIP superiores com fluxo de 15L/min de O_2 do que quando receberam 1L/min. Segundo o autor, nos aparelhos que tem o fluxo do O_2 direcionado no interior da bolsa houve bloqueio da válvula do paciente ao utilizar fluxos acima de 5L/min, aumentando o VC e o PIP fornecidos. Uma possível limitação deste estudo é que a manipulação do RM foi realizada por um único indivíduo durante a pesquisa, não sendo cega quanto aos resultados esperados.

RM modelo neonatal:

Field *et al.*(1986)⁽³⁷⁾ avaliaram a efetividade de cinco RM neonatais e pediátricos em 10 bebês em apnéia após o parto. Relataram que os ressuscitadores com bolsas maiores, como o Laerdal® e Ambu®, tiveram maior tempo de insuflação produzindo maior VC. Já os reanimadores de menor tamanho não forneceram volumes suficientes para a ressuscitação cardiopulmonar. Limitações como pequeno tamanho amostral, exemplar único testado e realização de poucas insuflações, podem ter interferido nos resultados destes autores.

Em estudo experimental Finer *et al.*(1986)⁽³⁸⁾ caracterizaram três exemplares de três marcas (Ohio HopeII®, PMR-2® e Laerdal®) em um pulmão-teste simulando diversas situações. Encontraram ampla variação da pressão de ativação da válvula limitadora: desde 41cmH₂O no Laerdal® até 106cmH₂O no Ohio-HopeII®. Neste trabalho também se observou que a FiO₂ foi maior com o uso do reservatório e a ativação da válvula limitadora de pressão contribuiu para redução da FiO₂.

Connors *et al.*(1993)⁽³⁹⁾ estudaram as características físicas e funcionais de cinco RM neonatais verificando a adequação dos mesmos as padronizações da ASTM. De acordo com os pesquisadores, algumas marcas não estavam de acordo com as normas, apresentando diversos problemas como: ausência de válvula limitadora de pressão, conector que se soltava facilmente e válvula expiratória com defeito.

A escolha do RM para situações clínicas deve ser criteriosa. Inicialmente o RM deve ser testado e em situações específicas, determinadas marcas, podem não ser indicadas⁽⁴⁰⁾.

3.5.Válvula limitadora de pressão do RM

Na prática clínica, os profissionais de saúde não costumam monitorizar as pressões durante a ressuscitação manual e utilizam dados subjetivos para avaliar a ventilação do paciente. Costuma-se adequar a pressão avaliando a expansão da caixa torácica e a resistência à ventilação, percebida de forma subjetiva pela mão do operador. Porém, em uma situação de emergência, pode-se não conseguir visualizar a expansibilidade torácica de forma contínua e nem perceber a resistência à insuflação.

Válvula do RM adulto:

Não encontramos na literatura, até o presente momento, estudos avaliando a influência da válvula limitadora de pressão nos parâmetros ventilatórios fornecidos pelos RM modelo adulto. Nestes modelos de RM a válvula não é encontrada em todas as marcas de aparelho. Profissionais não costumam se atentar para o risco de barotrauma em pacientes adultos.

Válvula do RM neonatal:

Finer *et al.*(1986)⁽³⁸⁾ demonstraram variabilidade na pressão em que a válvula é ativada, e que em algumas vezes as pressões ultrapassam os valores considerados seguros; embora, não exista consenso quanto ao valor ideal de PIP durante a ventilação.

Existem vários tipos de dispositivos para ventilação neonatal, e a maioria dos balões auto-infláveis não utiliza manômetro⁽³¹⁾. Alguns autores sugerem que o emprego do manômetro acoplado ao reanimador garante um *feedback* visual e reduz a variabilidade do PIP ofertado pelo aparelho, garantindo maior segurança para os pacientes e reduzindo iatrogenias^(15,16).

3.6. Fluxo de oxigênio fornecido ao RM

O uso de fonte de O₂ conectada ao RM e o local de entrada de oxigênio no balão pode influenciar o PIP e VC gerado^(36,41,42,43) independentemente da marca do RM.

RM modelo adulto:

Os reanimadores devem funcionar adequadamente com altos fluxos de O₂, pois durante uma emergência o fluxômetro pode ser alterado bloqueando a válvula do paciente. Têm sido relatados incidentes nos quais a válvula do paciente é bloqueada com altos fluxos de oxigênio. Esse prejuízo no funcionamento do reanimador pode colocar o paciente em risco⁽³⁵⁾.

Devido à possibilidade de variação no desempenho dos RM em função do fluxo de O₂ utilizado, os profissionais de saúde devem adequar o fluxo para que o aparelho funcione em segurança para o paciente⁽³⁶⁾.

RM modelo neonatal:

O *North American Neonatal Resuscitation Program* afirma que o RM pode fornecer ar quando nenhuma fonte de gás é conectada e quando conectado a fonte de O₂ a 100%, recomenda-se que se utilize fluxo de 5-10L/min na entrada da bolsa. O RM fornece FiO₂ de 80-100% quando o reservatório está conectado, e cerca de 40% de oxigênio, sem reservatório⁽⁴⁴⁾.

Não foram encontrados na literatura estudos sobre a influência do fluxo de O₂ nos reanimadores pediátricos.

4. Considerações Finais

Estudos mostram que os RM são dispositivos eficazes de ventilação, porém apresentam grande variabilidade nos parâmetros ventilatórios. A formação do profissional que opera o aparelho interfere no desempenho da ventilação, assim como suas características físicas: tamanho da mão, força de prensão manual, quantidade de mãos utilizadas na compressão e modo de manuseio do RM.

A maioria das marcas parece estar de acordo com padrões internacionais de qualidade, contudo, os equipamentos devem ser avaliados antes de sua aplicação no ambiente clínico. Os desfechos ventilatórios, dentre eles a FiO₂, sofrem influência do uso de reservatório acoplado, fluxo de entrada de oxigênio, dos tipos de válvula do aparelho e suas características funcionais.

Embora existam diversas pesquisas sobre os RM, são escassos trabalhos sobre modelos utilizados em recém-nascidos e crianças. Pesquisas avaliando o desempenho dos RM neonatal e pediátrico na ventilação pulmonar manual são necessárias.

3. Referências Bibliográficas

1. Mills PJ, Baptiste J, Preston J, Barnas GM. Manual resuscitators and spontaneous ventilation an evaluation. *Crit Care Med* 1991; 19(11): 1425-31.
2. American Heart Association (AHA). Part 6: CPR Techniques and Devices. *Circulation* 2005; 112; IV-47-IV-50.
3. Turki M, Young MP, Wagers SS, Bates JHT. Peak Pressures during Manual Ventilation. *Respir Care* 2005; 50(3): 340–344.
4. MacCarren B, Chow CM. Manual hyperinflation: a description of the technique. *Australian Journal of Physiotherapy*, 1996; 42(3): 203-208.
5. Barnes TA. Emergency Ventilation Techniques and Related Equipment. *Respir Care* 1992; 37(7): 673-694.
6. Ruben H. Self-contained resuscitation equipment. *Can Med Assoc J* 1959; 80: 44-45.
7. Colice GL. Historical perspective on the development of mechanical ventilation. In: Tobin MJ. *Principles and practice of mechanical ventilation*. 2nd edition. New York. MacGraw-Hill, 2006, p. 1-36.
8. Bennett S, Finer NN, Rich W, Vaucher Y. A comparison of three neonatal resuscitation devices. *Resuscitation*, 2005; 67 (1):113–118.
9. Hussey SG, Ryan CA, Murphy BP. Comparison of three manual ventilation devices using an intubated mannequin. *Arch Dis Child Fetal Neonatal* 2004; 89(6): F490–F493.
10. Dorsch JA, Dorsch SE. Manual resuscitators. In: *Understanding anesthesia equipment*. 5 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008, Section II: Anesthesia machines and breathing systems, cap. 10, p. 282-295.
11. ASTM Standard F920-93 (1999). “Standard Specification for Minimum Performance and Safety Requirements for Resuscitators Intended for Use With Humans” (Withdrawn 2007). ASTM International, West Conshohocken, PA, 1999, DOI: 10.1520/F0920-93R99, www.astm.org.
12. Maxwell LJ; Ellis ER. The effect on expiratory flow rate of maintaining bag compression during manual hyperinflation. *Aust J Physiother*. 2004; 50: 47–49.
13. Hudson RCI®. Lifesaver manual resuscitator-operating manual. Temecula, CA. 20 p. 1993.
14. Robson WR. To bag or not to bag? Manual hyperinflation in intensive care. *Intensive and Critical Care Nursing* 1998; 14,239-243.
15. Hila J; Ellis E; Holmes W. Feedback withdrawal and changing compliance during manual hyperinflation. *Physiother Res Int*. 2002; 7(2) 53–64.
16. Redfern J; Ellis E; Holmes W. The use of a pressure manometer enhances student physiotherapists’ performance during manual hyperinflation. *Aust J Physiother*. 2001; 47: 121-131.

17. Godoy ACF, Vieira, Vieira-Neto RJ. Fluxo de saída de oxigênio fornecido por reanimadores manuais com balão auto-inflável em pacientes com ventilação espontânea. *J Bras Pneumol.* 2008; 34(4): 212-216. (a)
18. Shawn MM, Suzanne C. Comparison of tidal volumes obtained by one-handed and two-handed ventilation techniques. *Am J Crit Care* 1993; 2:467–73.
19. Kissoon N, Nykanen D, Tiffin N, Frewen T, Brasher P. Evaluation of performance characteristics of disposable bag-valve resuscitators. *Crit Care Med.* 1991; 19(1):102-7.
20. Hess D, Spahr C. An Evaluation of Volumes Delivered by Selected Adult Disposable Resuscitators: The Effects of Hand Size, Number of Hands Used, and Use of Disposable Medical Gloves. *Respiratory care* 1990; 35(8): 800-805.
21. Lee HM, Cho KH, Choi YH, Yoon SY, Choi YH. Can you deliver accurate tidal volume by manual resuscitator?. *Emerg Med J* 2008; 25:632–634.
22. Augustine JA, Seidel DR, McCabe JB. Ventilation performance using a self-inflating anesthesia bag: effect of operator characteristics. *Am J Emerg Med* 1987; 5: 267-70.
23. Bassani MA, Filho FM, Coppo MRC, Marba STM. Peak pressure and tidal volume are affected by how the neonatal self-inflating bag is handled. *J Pediatr.* 2009; 85(3): 217-222.
24. Ganga-Zandzou PS, Diependaele JF, Storme L, Riou Y, Klosowski S, Rakza T, Logier R, Lequien P. La ventilation à Ambú® chez nouveau-né: une simple question de doigté? *Arch Pediatr* 1996; 3: 1270-2.
25. Finer NN, Rich W, Craft A, Henderson C. Comparison of methods of bag and mask ventilation for neonatal resuscitation. *Resuscitation* 2001; 49: 299–305.
26. White JRM, Shugerman R, Brownlee C, Quan L. Performance of Advanced Resuscitation Skills by Pediatric Housestaff. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 1998; 152:1232-123.
27. Moser DK, Coleman S. Recommendations for improving cardiopulmonary resuscitation skills retention. *Heart Lung.* 1992; 21:372-380.
28. Berden HJJM, Willems FF, Hendreick JMA, Pijls NHJ, Knape JTA. How frequently should basic cardiopulmonary resuscitation training be repeated to maintain adequate skills? *BMJ.* 1993; 306:1576-1577.
29. Cummins RO, Austin D, Graves JR, Litwin PE, Pierce J. Ventilation skills of emergency medical technicians: a teaching challenge for emergency medicine. *Ann Emerg Med* 1986; 15:1187–92.
30. Schoenfeld PS, Baker MD. Management of cardiopulmonary and trauma resuscitation in the pediatric emergency department. *Pediatrics.* 1993; 91:726-72.
31. O'Donnell CPF, Davis PG, Morley CJ. Positive pressure ventilation at neonatal resuscitation: review of equipment and international survey of practice. *Acta Pædiatr* 2004; 93: 583-588.
32. O'Donnell CPF, Davis PG, Lau R, Dargaville PA, Doyle LW, Morley CJ. Neonatal resuscitation 2: an evaluation of manual ventilation devices and face masks. *Arch. Dis. Child. Fetal Neonatal Ed.* 2005; 90:392–396.
33. Barnes TA, McGarrv WP. Evaluation of Ten Disposable Manual Resuscitators. *Respir Care* 1990; 35:960-968.
34. Barnes TA, Stockwell DL. Evaluation of ten manual resuscitators across an operational temperature range of -18 degrees C to 50 degrees C. *Respir Care* 1991; 36(3):161-72.

35. Mazzolini-Jr DG, Marshall NA. Evaluation of 16 Adult Disposable Manual Resuscitators. *Respir Care* 2004; 49(12): 1509 –1514.
36. Godoy AC, Vieira RJ, De Capitani EM (a). Alterações de pico inspiratório e do volume corrente fornecidos por reanimadores manuais com balão auto-inflável em função do fluxo de entrada de oxigênio utilizado. *J Bras Pneumol*. 2008; 34:817-21. (b)
37. Field D, Milner AD, Hopkin IE. Efficiency of manual resuscitators at birth. *Arch. Dis. Child*. 1986; 61:300-302.
38. Finer NN, Barrington KJ, Al-Fadley F, Peters KL. Limitations of self-inflating resuscitators. *Pediatrics* 1986; 77:417-20.
39. Connors R, Kisson N, Tiffin N, Frewen TC. An evaluation of the physical and functional characteristics of infant resuscitators. *Ped Emerg Care* 1993; 9 (2):104-7.
40. Stemp LI. Manual resuscitators and spontaneous ventilation-an evaluation. *Crit Care Med* 1992; 20(10):1496.
41. Cooper RM, Grgas S. Fatal barotrauma resulting from misuse of a resuscitation bag. *Anesthesiology* 2000; 93(3):892-93.
42. Hermansen MC, Prior MM. Oxygen concentrations from self-inflating resuscitation bags. *Am J Perinatol* 1993; 10(1):79-80.
43. Nam SH, Kim KJ, Nam YT, Shim JK. The changes in delivered oxygen fractions using Laerdal resuscitator bag with different types of reservoir. *Yonsei Med J* 2001; 42(2):242-6.
44. American Academy of Pediatrics and the American Heart Association. Textbook of neonatal resuscitation, 5th edition. 2006:3-12.

