

ARMANDO CARLOS FRANCO DE GODOY

**AVALIAÇÃO EM BANCADA DO DESEMPENHO DE SETE
DIFERENTES MARCAS DE RESSUSCITADORES
MANUAIS AUTO-INFLÁVEIS PARA ADULTOS
PRODUZIDOS E/OU COMERCIALIZADOS NO BRASIL**

CAMPINAS

2007

ARMANDO CARLOS FRANCO DE GODOY

**AVALIAÇÃO EM BANCADA DO DESEMPENHO DE SETE
DIFERENTES MARCAS DE RESSUSCITADORES
MANUAIS AUTO-INFLÁVEIS PARA ADULTOS
PRODUZIDOS E COMERCIALIZADOS NO BRASIL**

*Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação
da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do título de
Doutor em Clínica Médica, área de concentração
em Ciências Básicas.*

ORIENTADOR: Prof. Dr. RONAN JOSÉ VIEIRA

CAMPINAS

2007

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

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

G548a Godoy, Armando Carlos Franco de
Avaliação em bancada do desempenho de sete diferentes marcas de ressuscitadores manuais auto inflamáveis para adultos produzidos e comercializados no Brasil / Armando Carlos Franco de Godoy.
Campinas, SP : [s.n.], 2007.

Orientador : Ronan José Vieira
Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Ressuscitação . 2. Equipamento. 3. Ventilação . 4. Consumo de Oxigênio. 5. Cuidados Intensivos. 6. Respiração Artificial. I. Vieira, Ronan José. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Título em inglês : Evaluation of the performance of seven different marks of self-inflating resuscitator bags for adults manufacturing and/ or commercialization in Brazil

Keywords: • Ressuscitation
• Equipment
• Ventilation
• Oxigen Consumption
• Intensive Care
• Respiration, Artificial

Titulação: Doutor em Clínica Médica
Área de concentração: Ciências Básicas

Banca examinadora:

Prof. Dr. Ronan José Vieira
Prof. Dr. Sebastião de Araújo
Profa. Dra. Glória Maria Braga Potério
Prof. Dr. Júlio Sérgio Marchini
Prof. Dr. Roberto Stirbulov

Data da defesa: 01 - 10 - 2007

Banca Examinadora da Tese de Doutorado

Orientador(a): Prof Dr. RONAN JOSÉ VIEIRA

Membros:

1. Prof(a). Dr(a). Júlio Sérgio Marchini _____

2. Prof(a). Dr(a). Roberto Stirbulov _____

3. Prof(a). Dr(a). Glória Maria Braga Potério _____

4. Prof(a). Dr(a). Sebastião Araújo _____

5. Prof(a). Dr(a). Ronan José Vieira _____

**Curso de Pós-Graduação em Clínica Médica, área de concentração Ciências Básicas,
da Faculdade de Clínica Médica da Universidade Estadual de Campinas.**

Data: 01/10/2007

Humildemente plagio as palavras com que Isaac Newton se referiu a Galileu Galilei: "Se pude ver longe é porque estive sobre o ombro de um gigante". Obrigado Prof. Dr. Ronan José Vieira.

AGRADECIMENTOS

A minha esposa Andréa Cristina Tavares Franco de Godoy e a minha filha Sophia Franco de Godoy, fontes de meus estímulos.

Aos meus pais Armando Franco de Godoy e a Maria José de Oliveira Godoy, por terem feito o meu alicerce.

Ao profissionais do Serviço da Unidade Respiratória do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas-Unicamp, pelo empréstimo dos aparelhos utilizados nesta pesquisa.

Ao Serviço de Fisioterapia e Terapia Ocupacional do Hospital das Clínicas da Unicamp.

Aos Médicos, Enfermeiros, Técnicos em enfermagem e Serviços de apoio da Enfermaria de Emergência Clínica do Hospital das Clínicas da Unicamp, pelo profissionalismo, zelo e carinho com que cuidam dos pacientes.

“A luta contra o erro tipográfico tem algo de homérico. Durante a revisão os erros se escondem, fazendo-se positivamente invisíveis. Mas assim que o livro sai, tornam-se visibilíssimos, verdadeiros sacis a nos botar a língua em todas as páginas. Trata-se de um mistério que a ciência ainda não conseguiu decifrar.”

MONTEIRO LOBATO

	<i>PÁG.</i>
RESUMO	<i>xvi</i>
ABSTRACT	<i>xviii</i>
1- INTRODUÇÃO	20
1.1- Definição de ressuscitadores	21
1.2- Tipos de ressuscitadores	21
1.3- Componentes do RMAI	21
1.4- Mecanismo de funcionamento dos componentes do RMAI	23
1.5- Indicações do uso do RMAI	24
1.6- Desempenho dos RMAI	24
1.6.1- Fatores que influenciam o desempenho dos RMAI.....	25
1.6.1.1- Fatores intrínsecos ao RMAI.....	25
1.6.1.2- Fatores extrínsecos ao RMAI.....	25
1.6.2- Testes preconizados pela ASTM e ISSO.....	26
1.6.3- Avaliação de desempenho dos RMAI.....	26
1.7- Conseqüências da alteração no funcionamento do RMAI	29
1.8- Justificativa	29
2- OBJETIVOS	30
2.1- Objetivo geral	31
2.2- Objetivos específicos	31
3- MATERIAL E MÉTODOS	33
3.1- Local da coleta de dados	34

3.2- Materiais.....	34
3.2.1- Materiais para a realização dos testes.....	34
3.2.2- Descrição dos RMAI utilizados.....	34
3.2.2.1- CE Reanimadores®.....	36
3.2.2.2- Missouri®.....	36
3.2.2.3- Oxigel® modelo B.....	36
3.2.2.4- Protec® Vinil.....	36
3.2.2.5- Axmed.....	37
3.2.2.6- Oxigel® modelo A.....	37
3.2.2.7- Narcosul®.....	37
3.3- Métodos.....	38
3.3.1- Aspectos gerais da pesquisa.....	38
3.3.2- Teste da <i>performance</i> dos RMAI.....	38
3.3.2.1- Teste de FiO ₂ ofertada pelo RMAI.....	38
3.3.2.2- Teste da determinação gráfica pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório.....	39
3.3.2.3- O teste de funcionamento do RMAI com fluxo de O ₂ de 35 l/min.....	40
3.3.2.4- Teste de saída do fluxo de O ₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível do RMAI.....	40
3.3.2.5- Teste vedação da válvula do paciente.....	41
3.3.2.6- Teste de resistência de fluxo inspiratório e expiratório do conector do paciente.....	41
3.3.2.7- Teste de retirada de vômito no interior do conector do paciente.....	43

3.3.2.8- Teste de queda.....	44
3.3.2.9- Análise das recomendações fornecidas pelos fabricantes..	44
3.4- Tratamento estatístico.....	44
4- RESULTADOS.....	45
4.1- FiO₂ ofertada por sete diferentes marcas de RMAI.....	46
4.2- Gráficos pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório de sete marcas de RMAI, recebendo fluxo de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min, quando manipulados com duas mãos em 12 ipm....	48
4.3- Determinação do fluxo de O₂ pela saída do conector do paciente sem manipulação da unidade compressível com o RMAI recebendo diferentes fluxo de O₂.....	56
4.4- Eficácia do funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebe fluxo de O₂ de 35 l/min.....	57
4.5- Capacidade de vedação da válvula do paciente em impedir que o ar ejetado do sistema respiratório do paciente retorne para o interior da unidade compressível.....	57
4.6- Resistência do fluxo inspiratório e do fluxo expiratório no interior do conector do paciente.....	58
4.7- Capacidade de retirada rápida de vômito do interior do conector do paciente.....	59
4.8- Capacidade de funcionamento do RMAI após queda.....	59
4.9- Análise das informações fornecidas pelos fabricantes.....	60
5- DISCUSSÃO.....	61
5.1- Teste da FiO₂ ofertada pelas sete diferentes marcas de RMAI.....	62
5.2- Teste da determinação gráfica pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório x tempo de sete marcas de RMAI.....	65

5.3- Fluxo de O₂ pela saída do conector do paciente sem manipulação da unidade compressível com o RMAI recendo diferentes fluxos de O₂.....	66
5.4- Eficácia do funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebe fluxo de O₂ de 35 l/min.....	68
5.5- Capacidade de vedação da válvula do paciente em impedir que o ar ejetado do sistema respiratório do paciente retorne para o interior da unidade compressível.....	69
5.6- Teste de resistência de fluxo inspiratório e expiratório do conector do paciente.....	71
5.7- Teste de funcionamento do RMAI na presença de vômito no conector do paciente.....	72
5.8- Teste de queda.....	72
5.9- Análise das recomendações fornecidas pelos fabricantes.....	73
6- CONCLUSÃO.....	74
7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
8- ANEXO.....	87
8.1- Artigo Publicado.....	88
8.1.1- Oxygen flowrate offered from 7 different self-inflating resuscitator bags, receiving different O ₂ flowrates to patients with spontaneous ventilation.....	88

LISTA DE ABREVIATURAS

ASTM	<i>American Society for Testing and Material.</i>
CRF	Capacidade residual funcional.
FiO ₂	Fração inspirada de oxigênio.
ISSO	<i>International Organization for Standardization.</i>
Ipm	Incursões por minuto.
l/min	Litros por minuto.
PT	Pulmão Teste.
Ppic	Pressão de pico.
PEEP	Pressão positiva expiratória final.
RMAI	Ressuscitador manual auto-inflável.
R I:E	Relação inspiração:expiração.
VC	Volume corrente.

	<i>PÁG.</i>
Tabela 1- Médias e os desvios padrões das pressões de pico, volume corrente, fluxo inspiratório e expiratório ofertados pelos sete RMAI recebendo fluxos de O ₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min de O ₂	55
Tabela 2- Fluxo de O ₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível de sete RMAI recebendo fluxos de O ₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min, com e sem reservatório de O ₂ acoplado.....	56

	PÁG.
Figura 1- Esquema dos componentes básicos, do reservatório de O ₂ e forma geral do funcionamento do RMAI.....	22
Figura 2- Conector do paciente e tipos de válvulas do paciente.....	23
Figura 3- Modelos e características do RMAI.....	35
Figura 4- Teste de FiO ₂ ofertado pelo RMAI.....	39
Figura 5- Teste de saída do fluxo de O ₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível do RMAI.....	40
Figura 6- Esquema do teste de vedação da válvula de exalação.....	41
Figura 7- Esquema do teste de resistência de fluxo inspiratório do conector do paciente.....	42
Figura 8- Esquema do teste de resistência de fluxo expiratório do conector do paciente.....	43

		PÁG.
Gráfico 1-	FiO ₂ ofertadas pelos sete RMAI recebendo fluxos de O ₂ de 1, 5, 10, 15 l/min, manipulados por uma mão, com a frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O ₂	46
Gráfico 2-	FiO ₂ ofertadas pelos sete RMAI recebendo fluxos de O ₂ de 1, 5, 10, 15 l/min, manipulados com duas mãos, com a frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O ₂	47
Gráfico 3-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Oxigel® modelo A.....	48
Gráfico 4-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo fluxo de 5 l/min de O ₂	48
Gráfico 5-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo fluxo de 10 l/min de O ₂	49
Gráfico 6-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo fluxo de 15 l/min de O ₂	49
Gráfico 7-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Oxigel® modelo B recebendo fluxo de 1, 5, 10, 15 l/min de O ₂	50
Gráfico 8-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Missouri® recebendo fluxo de 1, 5, 10, 15 l/min de O ₂	50

Gráfico 9-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Protec® vinil recebendo fluxo de 1, 5, 10, 15 l/min de O ₂	51
Gráfico 10-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Axmed® recebendo fluxo de 1, 5, 10, 15 l/min de O ₂	51
Gráfico 11-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI CE Reanimadores® recebendo fluxo de 1, 5, 10, 15 l/min de O ₂	52
Gráfico 12-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Narcosul® recebendo fluxo de 1 l/min de O ₂	52
Gráfico 13-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Narcosul® recebendo fluxo de 5 l/min de O ₂	53
Gráfico 14-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Narcosul® recebendo fluxo de 10 l/min de O ₂	53
Gráfico 15-	Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório do RMAI Narcosul® recebendo fluxo de 15 l/min de O ₂	54
Gráfico 16-	Distribuição das médias e desvios-padrões da FiO ₂ no interior da unidade compressível dos RMAI testados.....	58
Gráfico 17-	Distribuição das médias das pressões de fluxo inspiratório e expiratório no interior do conector do paciente.....	59

RESUMO

Foi estudada a *performance* de sete marcas de ressuscitadores manuais auto-infláveis fabricados e/ou comercializados no Brasil utilizando um pulmão-teste e um mensurador analógico quanto aos quesitos: FiO_2 ofertada por fluxo de O_2 recebido, oferta de fluxo de O_2 sem manipulação da unidade compressível, funcionamento das válvulas do ressuscitador quando este recebe fluxo de O_2 de 35 l/min, vedação da válvula do paciente, danos provocados pela queda ao solo, resistência ao fluxo inspiratório e expiratório, facilidade de limpeza e informações contidas no aparelho. Os ressuscitadores que possuem a opção de acoplagem do reservatório de O_2 forneceram maiores FiO_2 com este acessório conectado. Os ressuscitadores que não têm a opção de acoplagem do reservatório de O_2 apresentaram maiores oferta de fluxo de O_2 sem a manipulação da unidade compressível. Os ressuscitadores que recebem fluxo de O_2 no interior da unidade compressível tiveram a válvula do paciente presa quando receberam fluxo de O_2 a partir de 5 l/min, alterando a pressão de pico, o volume corrente e os fluxos inspiratório e expiratório. Os ressuscitadores, quando utilizados como fonte de oferta de O_2 sem a manipulação da unidade compressível devem estar com reservatório de O_2 acoplado e recebendo 10 a 15 l/min de O_2 . Três ressuscitadores recebendo 35 l/min de O_2 ficaram impossibilitados de ventilar o pulmão teste. Um ressuscitador apresentou falha na vedação da válvula do paciente. As mais altas resistências ao fluxo inspiratório foram de 8 e 7 cmH₂O e a mais alta resistência ao fluxo expiratório foi de 7 cmH₂O. Todos os ressuscitadores passaram no teste de vômito e queda. Nenhum dos ressuscitadores trouxe informações sobre qual o fluxo de O_2 seguro a ser ofertado à unidade compressível e à FiO_2 ofertada. Os diferentes modelos de ressuscitadores podem ter diferentes *performance*.

ABSTRACT

The performance of seven marks of autoinflated resuscitator bag manufactured and/or commercialized in Brazil was studied using a lung-test and an analyzer analogical about: FiO_2 offered for O_2 flow received, O_2 flow offered without manipulation of the compressible unit, patient valve lock-up when resuscitator receives na O_2 flow of 35 l/min, patient valve backward leakage, drop test, inspiratory and expiratory flow resistance, valve function after contamination by vomitus, easy cleaning and information contained in the device. The resuscitators that possess the option for attached the reservoir of O_2 had supplied to a best concentration of FiO_2 with this accessory. The resuscitator that does not have the option of attached of the reservoir of O_2 had presented greater offers of O_2 flow without the manipulation of the compressible unit. The resuscitator that receive O_2 flow from in the interior of the compressible unit, had the valve of the patient fixed when they had received O_2 flow higher than 5 l/min, modifying the peak pressure, the tidal volume and inspiratory and expiratory flow. The resuscitator when used as source of offering O_2 flow without the manipulation of the compressible unit must be with reservoir of O_2 connected and receiving 15 l/min of O_2 . Three resuscitators receiving 35 l/min had been disabled to ventilate the lung test because patient valve lock-up. One resuctitator presented imperfection in the patient valve backward leakage. The highest resistance to the inspiratory flow had been of 7 and 8 cmH_2O and the highest resistance to the expiratory flow was of 7 cmH_2O . All resuctitators had passed in the test of valve function after contamination by vomitus and drop test. Any resuctitators offered information about to the flow of safe O_2 to the compressible unit and the offered FiO_2 . The different models of resuctitators can get different performances.

1- INTRODUÇÃO

1.1- Definição de equipamentos ressuscitadores

Os ressuscitadores são dispositivos utilizados com a finalidade de fornecer ventilação com pressão positiva a pacientes com necessidade de suporte ventilatório (Mills et al., 1991), podendo ser utilizados em ambientes intra ou extra-hospitalares (Branes e Stockwell, 1991). Os ressuscitadores não podem ser considerados equipamentos simples, mas sim um complexo conjunto de válvulas que trabalham de forma seqüencial com o objetivo de permitir a entrada e a saída de ar no aparelho. (Beaver, 1962; Eaton, 1984; Cooper e Grgas, 2000).

1.2- Tipos de equipamentos ressuscitadores

Estes equipamentos podem ser divididos, de acordo com o tipo de funcionamento, em três grupos: 1) ressuscitador manual auto-inflável (RMAI), 2) ressuscitador manual gás-dependente e 3) ressuscitador autociclável (Bennett et al., 2005). O RMAI possui a capacidade de se auto-rearmar após ser comprimido e, sendo assim, não necessita, para o seu funcionamento, de receber um fluxo contínuo de gás (Bennett et al., 2005). Essa característica o diferencia do ressuscitador manual gás-dependente e do ressuscitador autociclável, pois estes necessitam de um fluxo contínuo de gás para funcionarem; e, adicionalmente o ressuscitador autociclável não necessita do esforço de um operador para o seu funcionamento (Tibballs et al., 2000, Bennett et al., 2005). Existem ressuscitadores que podem ser utilizados em adultos, em crianças e em neonatos (ISO, 1997 e ASTM, 1999).

No presente trabalho serão discutidos e analisados aspectos de funcionamento dos RMAI de adulto.

1.3- Componentes do RMAI

Os componentes dos RMAI são a unidade compressível e o conector do paciente, sendo que em alguns modelos existe uma conexão na qual pode ser acoplado o reservatório de O₂. (Figura 1)

A unidade compressível é a parte a ser comprimida pelo operador com a finalidade de determinar o volume de ar que é injetado no sistema respiratório do paciente. Na parte anterior desta unidade encontra-se o conector do paciente, onde pode ser acoplada a máscara de ressuscitação ou tubo endotraqueal. No interior do conector do paciente encontra-se uma válvula direcional de saída de ar, denominada válvula do paciente.

Os reservatórios de O₂, que em alguns modelos de RMAI podem-se acoplar na porção posterior da unidade compressível, podem possuir a forma de saco e apresentarem duas válvulas: válvula de entrada de ar (A) e válvula de pressão (B). (Figura 1)

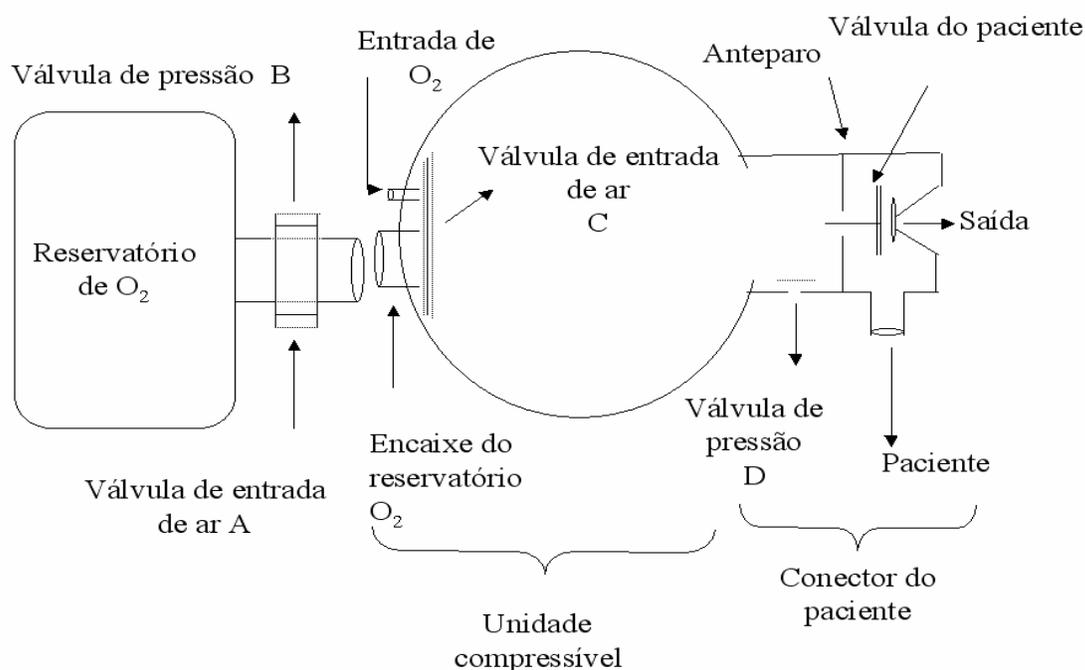


Figura 1- Esquema dos componentes dos RMAI e do reservatório de O₂.

No interior do conector do paciente pode-se encontrar, entre outras, três tipos de válvulas direcionais de saída de ar denominadas válvulas do paciente, quais sejam: tipo disco solto (Figura 2: A d) (Cooper e Grgas, 2000), disco semifixo (Figura 2: B dsf) e válvula boca-de-peixe (Figura 2: C bp) (Tibballs et al, 2000).

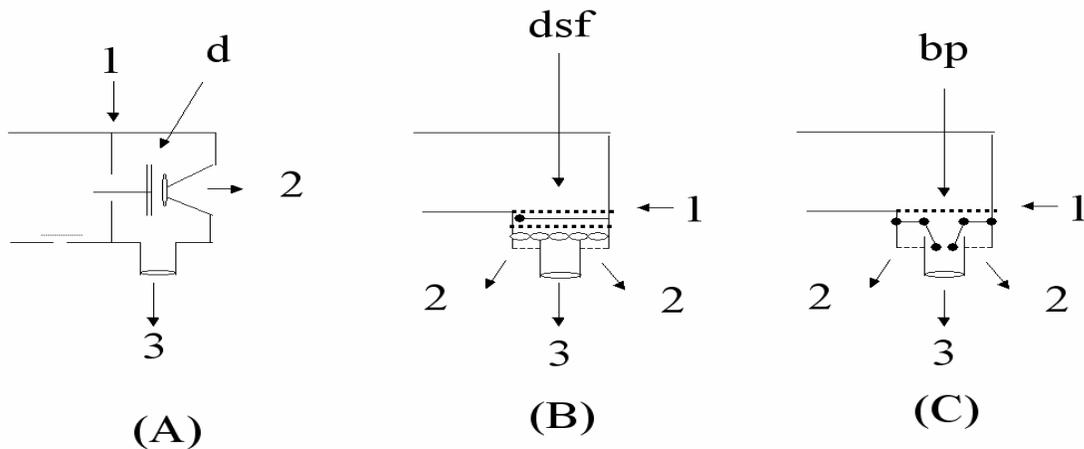


Figura 2- Conector do paciente e tipos de válvulas do paciente: (A) disco solto (d), (B) disco semifixo (dsf) e (C) boca-de-peixe (bp). (1) anteparo, (2) ar expirado (3) ar injetado para o paciente.

1.4- Mecanismo de funcionamento do RMAI

Para fazer o RMAI funcionar o operador comprime a unidade compressível, ocasionando pressão supratmosférica no interior desta, o que faz a válvula do paciente obstruir a saída do conector do paciente e direcionando o ar para o sistema respiratório, (Figura 1 e 2). Concomitantemente a válvula de entrada de ar C (Figura 1), localizada atrás da unidade compressível fecha-se, obstruindo a saída do ar na porção posterior do ressuscitador. Em alguns modelos de RMAI, pode-se também encontrar neste local, além da entrada de O_2 a opção de encaixe para o reservatório de O_2 . Quando o operador descomprime a unidade compressível esta se rearma formando uma pressão subatmosférica no seu interior, o que faz com que a válvula de entrada de ar C se abra e aspire o ar ambiente e/ou o oxigênio vindo de uma fonte de O_2 , ou ar contido no interior do reservatório de O_2 , quando este está acoplado à unidade compressível. Em sincronia, a válvula do paciente retrocede até esbarrar no anteparo localizado no interior do conector do paciente, o que permite a exalação do ar que foi injetado no aparelho respiratório. Alguns

modelos de RMAI possuem no conector do paciente uma válvula limitadora de pressão D que tem a capacidade de impedir que esta ultrapasse um limite máximo desejável. (Figura 1).

O reservatório de O₂ deve receber fluxo contínuo proveniente de uma fonte de O₂ para o seu funcionamento. Este dispositivo apresenta uma válvula de pressão B (Figura 1) cuja finalidade é impedir a elevação excessiva da pressão em seu interior; o que pode ocorrer se o fluxo de O₂ ofertado para o interior do reservatório de O₂ for muito alto e/ou se a unidade compressível deixar de ser manipulada. Além disto este acessório apresenta uma válvula de entrada de ar A (Figura 1) que tem a finalidade de permitir a aspiração de ar ambiente a ser misturado com o O₂ contido no reservatório, e gerar o volume de gás para ser aspirado pela unidade compressível e direcionado para o paciente.

1.5- Indicações do uso do RMAI

O RMAI pode ser utilizado em diversas situações clínicas, tais como: ressuscitação cardiopulmonar (Allen, 1974; Diack et al., 1979; Krischer et al., 1980; Barnes e Sotckwell, 1991; Pacy, 1984; Dunkley et al, 1998), transporte extra e intra-hospitalar (Mazzolini e Marshall, 2004), hiperoxigenação e/ou hiperinsuflação antes e após aspiração de secreções em pacientes portadores ou não de tubo endotraqueal (Jones et al., 1992; Glass et al., 1993; Herce et al., 1999; Nimmagadda et al., 2000; Morrow et al., 2006) e manobras fisioterapêuticas (Clemente e Husch, 1968; Jones, Jones, Bacon-Shone, 1991; Jones, Huthcinson, Lin, 1992; King e Morrel, 1992; Mccarren e Chow, 1996; Hodgson et al., 1999; Berney et al., 2004; Dorges et al., 2000).

1.6- Desempenho dos RMAI

Vários estudos têm demonstrado que o desempenho dos RMAI pode variar nos quesitos volume corrente (VC), fração inspirada de O₂ (FiO₂) (Karl, 1966; Barnes e Mcgarry, 1990; Carter et al., 2005), resistência ao fluxo inspiratório e expiratório no

interior do conector do paciente (Hess e Simmons, 1992; Sancho et al., 2004), capacidade de vedação da válvula do paciente (Cramond e O'Callaghan, 1986; Phillips e Skowronski, 1986; Hedley-Whyte, 1989) e pressão de pico nas vias aéreas (Cushing, 2002; Mazzolini e Marshall, 2004), entre outros.

1.6.1- Fatores que influenciam o desempenho dos RMAI

1.6.1.1- Fatores intrínsecos ao RMAI

Entre os fatores intrínsecos que podem influenciar o desempenho do RMAI podem ser citados: o mecanismo de funcionamento e modelo de suas válvulas (Tai e Clifton, 1964; Karl, 1996; Steinbach e Carden, 1973; Harber e Lucas, 1980; LeBouef, 1980; Cramond e O'Callaghan, 1986; Phillips e Skowronski, 1986; Hedley-whyte, 1989), o *design* e tipo de material que constitui a unidade compressível (Boidin et al., 1980, Branes e Watson, 1983), a presença ou não de válvula de pressão no conector do paciente (Kissoon et al., 1991; Branes e Potash, 1989; Mills et al., 1991; Stemp, 1992) e utilização ou não do reservatório de O₂ e o seu *desing* (Boidin et al., 1980, Barnes e Watson, 1983).

1.6.1.2- Fatores extrínsecos ao RMAI

Entre os fatores extrínsecos que podem influenciar o desempenho do RMAI, citam-se: o fluxo de O₂ ofertado ao RMAI (Osborn et al., 1984; Eross et al., 1984; Hillman e Albin, 1986; Hermansen e Prior, 1993; Cooper e Grgas, 2000; Nam et al., 2001), a montagem errônea dos componentes de suas válvulas após a limpeza do equipamento, a temperatura ambiente (Rubenstein e Fowler, 1955, Fierer et al., 1967, Wadwa e Bahl, 1967; Tucker et al., 1992; Ross e Manson, 1977; Barnes e Stockwell, 1991; Schlager et al., 1999; Smith, 2002), a utilização por pessoas não treinadas (Kravath e Schoberg, 1968; Hillman e Albin, 1986; Cooper e Grgas, 2000) e a compressão da unidade compressível com uma ou duas mãos, além do tamanho destas (Lucas et al., 1959; Barnes e Potash, 1989; Hess e Spahr, 1990; Kissoon et al., 1991; Mills et al., 1991; Stemp, 1992).

1.6.2- Testes preconizados pela ASTM (*American Society for Testing and Material*) e a ISO (*International Organization for Standardization*) do desempenho dos RMAI

A ASTM (1999) (*American Society for Testing and Material*) e a ISO (1997) (*International Organization for Standardization*) preconizam, para avaliar o desempenho dos RMAI o uso de um pulmão-teste com possibilidade de calibragem de complacência e resistência, um analisador de concentração de O₂, geradores de fluxo de ar comprimido e O₂ e manômetros, sendo que estes equipamentos devem ter capacidades de mensurações acuradas. (Lebouef, 1980; Barnes e Watson, 1982; Barnes e Watson, 1983; Barnes e Potash, 1989; Barnes e McGarry, 1990; Hess e Spahr, 1990; Barnes e Stockwell, 1991; Hess e Simmons, 1992; Connors et al. 1993; Tibballs et al., 2000; Mazzolini e Marshall, 2004).

1.6.3- Avaliações de desempenho dos RMAI

Após comparar dimensões, números de peças, possibilidade destas serem montadas de forma errada, valor do volume corrente ofertado, tempo de re-expansão da unidade compressível e peso de oito marcas de RMAI -Robertshaw®, Hudson Lifesaver®, Ohio Hope I®, Ohio Hope II®, Puritan PMR®, Air-Shields®, Ambu Mark II®, Laerdal II®, Lebouef (1980) observou que as marcas Ohio Hope I e Ohio Hope II não ofereciam a concentração adequada de oxigênio (FiO₂ abaixo de 0,80) e que na marca Puritan PMR® além de oferecer FiO₂ abaixo do desejável suas válvulas necessitavam da utilização de uma chave de fenda para que pudessem ser desmontadas para assepsia do seu interior, sendo que este fato, segundo o autor, poderia possibilitar erros de remontagem das válvulas. As demais marcas não apresentaram problemas nas variáveis estudadas.

Barnes e Potash (1989) estudaram o desempenho de cinco RMAI: BagEasy®, Bag Mask Resuscitator®, Pulmanex®, 1st Response® e Stat Blue®, quanto aos quesitos volume corrente, FiO₂, relação I:E, teste de funcionamento após queda e funcionamento na presença de vômito no interior do conector do paciente. O Pulmanex® não ofereceu FiO₂ adequada (abaixo de 0,80), o Bag Mask Resuscitator® não passou no teste de funcionamento após queda e o Stat Blue® apresentou defeito no funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebem fluxo de O₂ superior a 35 l/min.

Foi avaliado por Barnes e McGarry (1990) o desempenho de seis RMAI de adultos das marcas SPUR®, Code Blue®, 1st Response®, Hospitak MPR®, CPR Bag® e Pulmanex® e quatro pediátricos: CPR Bag®, 1st Response®, Hospitak MPR® e LSP Bag Mask®. Todos os RMAI estavam dentro das normas da ISO, (1997) e ASTM, (1999) nos quesitos: oferta de volume corrente, relação I:E, oferta da FiO₂ com os RMAI recebendo fluxos de 15 l/min de O₂, com e sem a utilização de reservatório de O₂ e funcionamento com simulação de presença de vômito no interior do conector do paciente. Quatro RMAI, Hospitak MPR® (adulto e pediátrico) e CPR Bag® (adulto e pediátrico), não passaram no teste de funcionamento após queda, quando derrubados de uma altura de um metro. Os autores concluíram que os RMAI da marca Code Blue®, 1st Response®, Pulmanex® (sem reservatório de O₂) e SPUR® atenderam os requisitos da ISO (1997) e ASTM (1999).

Mazzolini e Marshall (2004) estudaram 16 marcas diferentes RMAI em relação à FiO₂ ofertada, volume corrente, teste de funcionamento após queda e teste de funcionamento das válvulas do RMAI sob fluxos de O₂ de 35 l/min, sendo estas: Allegiance AirLife®, Ambu MediBag®, Ambu SPUR®, Engineered®, Medical Systems®, VentiSure®, Hudson RCI®, LifeSaver®, CPR Bag®, Mercury Medical®, CPR Bag®, Nellcor Indgo®, Portex 1st Response®, Ventlab BT5000®, Vital Signs® e Code Blue II®. Os autores observaram que os RMAI que apresentavam reservatório de O₂ acoplados ofereciam FiO₂ mais alta, mas o *design* do reservatório de O₂ influenciava nos resultados. O volume corrente ofertado foi adequado em todas as marcas, todos passaram no teste de funcionamento após queda, e nove RMAI tinham as suas válvulas travadas sob fluxos de O₂ de 35 l/min. Tendo em vista que existem diferenças significantes entre o desempenho dos RMAI, estes autores recomendam que cada instituição deve conhecer o potencial de cada RMAI e escolher o que melhor lhe convém.

Estudando a relação entre o fluxo de O₂ recebido pelo RMAI e a FiO₂ ofertada Hermansen e Prior (1993) observaram que quando os RMAI são utilizados sem reservatórios de O₂ a FiO₂ ofertada foi de 0,50 a 0,60, mas com a utilização de reservatório de O₂ a FiO₂ foi maior que 0,80. Ressaltam os autores a necessidade de se conhecer as características funcionais dos RMAI para que estes sejam utilizados de forma adequada, sem prejuízo ao paciente.

Corley et al. (1993) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a FiO_2 ofertada pelos RMAI da marca Puritan Manual Resuscitators® quando estes RMAI recebem fluxo de O_2 de 6 a 15 l/min e observaram que a FiO_2 variou de 0,23 a 0,97, sendo estes valores influenciados pela presença ou não do reservatório de O_2 .

Nam et al. (2001), utilizando um RMAI da marca Lardeal® encontraram baixa FiO_2 (abaixo 0,40) quando estes foram utilizados sem reservatório de O_2 . Além disto observaram que a FiO_2 ofertada por esta marca pode depender de vários outros fatores, tais como: volume corrente, volume minuto utilizado e o fluxo de O_2 ofertado para o RMAI.

Para estudar o efeito do tamanho das mãos, números de mãos e utilização de luvas medicinais na oferta do volume corrente durante a manipulação da unidade compressível do RMAI, Hess e Spahr (1990) utilizaram 24 opredores, sendo que estes foram divididos do seguinte modo: oito de mãos pequenas, oito de mãos médias e oito de mãos grandes. Os RMAI utilizados na pesquisa foram: Code Blue®, Hospitak®, Pulmanex®, Mercury®, Ambu® e SPUR®. Os autores concluíram que o volume corrente ofertado pelo RMAI não foi influenciado pela utilização ou não de luvas, mas sim pela dimensão das mãos dos operadores, sendo que o aumento do volume corrente era diretamente proporcional à dimensão destas e quando o operador utilizou as duas mãos. Os autores observavam também variações de volume corrente entre as marcas dos RMAI.

Mccabe e Smeltzer (1993) realizaram um estudo para comparar os volumes correntes dos RMAI quando estes são manipulados com uma ou duas mãos. Utilizaram 108 sujeitos e observaram que quando os RMAI são manipulados com as duas mãos se obtém-se volumes correntes maiores. Além disto fatores como o tamanho da mão e a força de apreensão podem influenciar o volume corrente.

Hess e Simmons (1992) realizaram um estudo para responder qual é a resistência ao fluxo expiratório e inspiratório no interior do conector do paciente das seguintes marcas: Ambu®, Code Blue®, DMR®, Hope 4®, Hospitak®, Hudson®, Intertech®, Laerdal®, Mercury®, Respirationics®, SPUR® e Vitalograph®. Os autores observaram que num fluxo expiratório de 50 l/min as marcas Hospitak e Vitalograph produziram pressões menores que 5 cmH_2O , enquanto que as outras marcas produziram

pressões maiores. Com um fluxo inspiratório de 50 l/min, os RMAI Hospitak, Mercury e Vitalograph produziram pressões menores que 5 cmH₂O, enquanto que as outras marcas produziram pressões maiores. Os autores concluíram que as resistências aos fluxos expiratório e inspiratório dependem do *design* do conector do paciente; além disto se estas pressões forem altas, em determinados casos clínicos, pode ser deletério para o paciente.

1.7- Conseqüências da alteração no funcionamento do RMAI

A alteração no funcionamento do RMAI pode ocasionar nos pacientes, dependendo do quadro clínico, complicações tais como: altas pressões inspiratórias (Jones et al., 1991; Turki, et al., 2005), barotraumas (Klick et al., 1978; Shulman et al., 1987; Silbergleit, et al., 1996; Strange, 1999; Cooper e Grgas, 2000), pneumotórax (Olver e Pope, 1984; Kollef, 1991; Chen et al., 2002), hipoventilação (Freeman e Hannallah, 1995), hipóxia (Dery, 1969; Dechene, 1970; Priano e Ham, 1978; Miracle e Allnutt, 1990) dilatação ou ruptura gástrica (Cailar, 1974, Eichenhorn, 1979; Goedecke et al., 2004; Zecha-Stallinger et al., 2004; Barnes et al., 2005), o que pode propiciar a aspiração do conteúdo gástrico causando pneumonia por aspiração (Klick et al., 1978; Shulman et al., 1987; Silbergleit, et al., 1996; Zecha-stallinger et al., 2004; Von-Goedecke et al., 2004), ruptura de esôfago (Sia, 1968), pneumoperitônio (Rodriguez et al., 1995) e até pneumoencéfalo, na presença de fratura de ossos do crânio (Paradis e Caldwell, 1979). Todas estas complicações citadas, quando associadas a determinadas situações clínicas, podem ser potencialmente fatais. (Monnerot, 1968; Cooper e Grgas, 2000).

1.8- Justificativa

Considerando que não foram encontradas publicações avaliando o desempenho dos RMAI para adultos fabricados e/ou comercializados no país, aliado ao fato de que estes dispositivos encontram-se amplamente disponíveis e largamente utilizados em serviços de saúde extra e intra-hospitalares no Brasil, pareceu-nos justificável realizar uma avaliação sistemática, em bancada, dos principais aspectos técnicos relacionados ao manuseio das *performance* destes equipamentos.

2- OBJETIVOS

2.1- Objetivo geral

Estudar, em bancada a performance de sete marcas de RMAI para adultos fabricados e/ou comercializados no Brasil.

2.2- Objetivos específicos

- 2.2.1- Determinação das FiO_2 ofertadas pelos de RMAI quando estes recebem fluxos variáveis de O_2 , são manipulados com uma ou duas mãos, em frequência de 12 incursões por minuto (ipm), com e sem reservatório de O_2 acoplado.
- 2.2.2- Estudar as relações pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório x tempo dos RMAI, recebendo fluxos variáveis de O_2 , quando manipulados com duas mãos em 12 ipm, através da feitura de gráficos.
- 2.2.3- Determinação do fluxo de O_2 pela saída do conector do paciente quando o RMAI é utilizado sem manipulação da unidade compressível e recebe fluxos variáveis de O_2 .
- 2.2.4- Verificar a eficácia de funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebe fluxo de O_2 de 35 l/min.
- 2.2.5- Verificar a capacidade de vedação da válvula do paciente em impedir que o ar ejetado do sistema respiratório do paciente retorne para o interior da unidade compressível.
- 2.2.6- Determinar a resistência ao fluxo inspiratório e expiratório no interior do conector do paciente.
- 2.2.7- Avaliar a capacidade de retirada de vômito do interior do conector do paciente.
- 2.2.8- Avaliar a capacidade de funcionamento do RMAI após queda.

2.2.9- Verificar se existem nos componentes básicos dos RMAI ou em seus manuais de operação informações técnicas sobre: limite de fluxo de O₂ que deve ser ofertada ao ressuscitador, o valor médio de FiO₂ ofertado com este fluxo numa determinada frequência respiratória e informações que identifiquem a sua marca com a finalidade de evitar trocas de peças de outras marcas de ressuscitadores durante a sua remontagem após, assepsia do equipamento.

3- MATERIAL E MÉTODOS

3.1- Local da coleta de dados

A coleta de dados foi realizada no Serviço de Unidade Respiratória do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas-Unicamp no período de janeiro de 2006 a janeiro de 2007.

3.2- Materiais

3.2.1- Materiais para a realização dos testes: 01 pulmão-teste (PT) da marca Vent-Aid TTL-49504 Michigan Instruments, 01 aparelho de medidas de mecânica respiratória Tracer 5, 01 computador com o programa WinTracer Version 3.3 Beta instalado, 01 medidor de fração de O₂ da marca Newport Medical Instruments OM -100, 01 fluxômetro de parede da marca BD, 01 fluxômetro da marca Oxigel 953, 01 tubo T com válvula direcional da marca Bird, 01 manômetro da marca Marshall Town - Instrumentation industries, 699 ml de comida para bebês e 351 ml de água.

3.2.2- Descrição dos RMAI utilizados: Oxigel® modelo A, Oxigel® modelo B, CE Reanimadores®, Protec vinil®, Missouri®, Axmed® e Narcosul® (Figura 3). A figura 3 apresenta um sumário das características dos RMAI estudados, descritos detalhadamente a seguir.

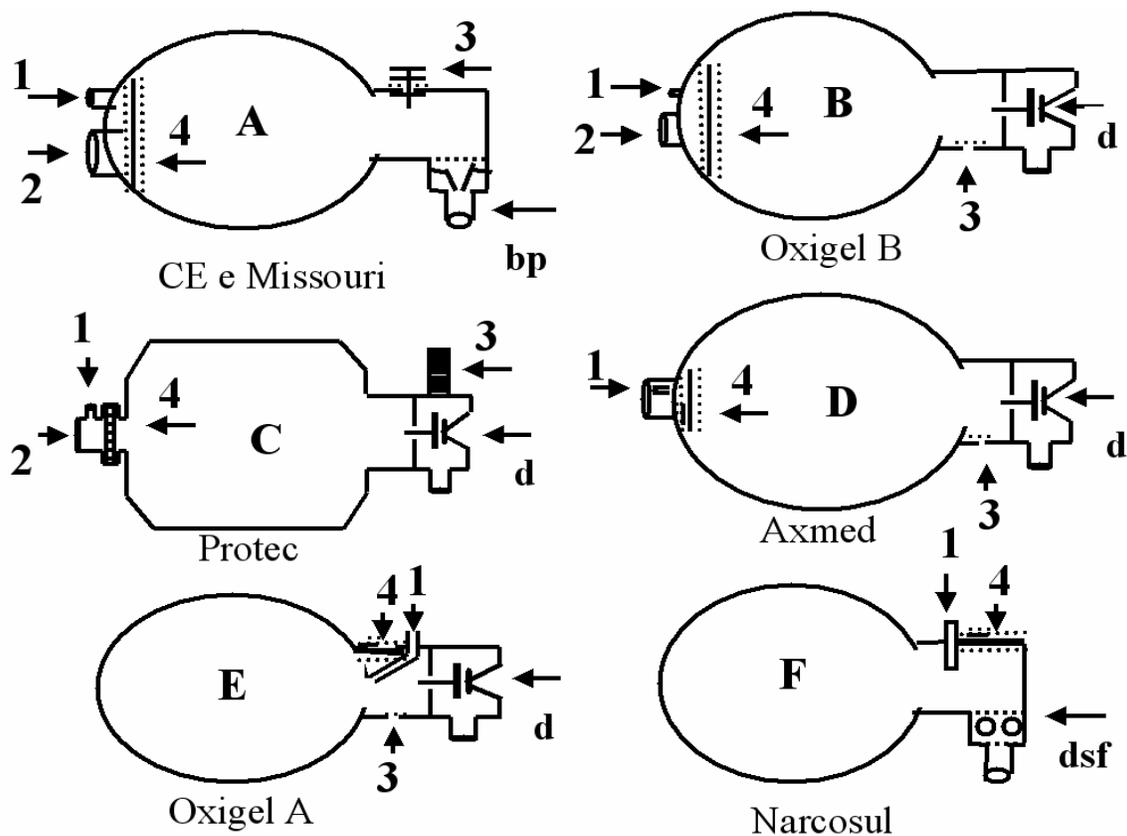


Figura 3- Representação esquemática dos diferentes modelos de RMAI. (A) CE Reanimadores e Missouri; (B) Oxigel modelo B; (C) Protec vinil; (D) Axmed; (E) Oxigel modelo A e (F) Narcosul. (1) entrada do fluxo de O_2 ; (2) conector do reservatório de O_2 ; (3) válvula de pressão; (4) válvula de entrada de ar; (d) válvula disco; (bp) válvula boca-de-peixe e (dsf) válvula disco semi fixo.

3.2.2.1- CE Reanimadores®

O CE Reanimadores (Figura 3: A) apresenta uma unidade compressível de vinil com capacidade de 1200 ml, sendo que na sua porção posterior encontram-se o encaixe para a entrada de fluxo de O₂ (Figura 3: A 1), o encaixe para o reservatório de O₂ (Figura 3: A 2) e a válvula de entrada de ar (Figura 3: A 4). No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo boca-de-peixe (Figura 3: bp) e uma válvula de pressão com dispositivo opcional para deixá-la fechada ou aberta sob uma pressão de 60 cmH₂O (Figura 3: A 3).

3.2.2.2- Missouri®

O Missouri apresenta as mesmas características do CE Reanimadores, exceto que o material da unidade compressível é feito de silicone (Figura 3: A).

3.2.2.3- Oxigel® modelo B

O Oxigel modelo B (Figura 3: B) possui uma unidade compressível de vinil com capacidade de 1.200 ml, sendo que na sua porção posterior encontram-se o encaixe para a entrada de fluxo contínuo de O₂ (Figura 3: B 1), o encaixe para o reservatório de O₂ (Figura 3: B 2) e a válvula de entrada de ar (Figura 3: B 4). No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo disco (Figura 3: B d) e uma válvula de pressão (Figura 3: B 3), sem mecanismo para regulá-la, que se abre quando o sistema atinge uma pressão de 40 cmH₂O.

3.2.2.4- Protec Vinil®

O RMAI adulto da marca Protec vinil (Figura 3: C) apresenta uma unidade compressível de vinil com capacidade de 1.200 ml, sendo que em sua porção posterior encontram-se uma entrada de fluxo contínuo de O₂ (Figura 3: C 1) e o encaixe para o reservatório de O₂ (Figura 3: C 2). No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo

disco (Figura 3: C d) e uma válvula de pressão (Figura 3: C 3), com mecanismo de regulagem, mas sem meios de calibragem.

3.2.2.5- Marca Axmed®

A unidade compressível do RMAI da marca Axmed (Figura 3: D) é constituída de vinil com capacidade de 1.200 ml, sendo que na sua porção posterior existem o encaixe para a entrada de fluxo contínuo de O₂ (Figura 3: D 1) e a válvula de entrada de ar (Figura 3: D 4). Neste modelo não há a opção de acoplar o reservatório de O₂. No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo disco (Figura 3: D d) e uma válvula de pressão (Figura 3: D 3), sem mecanismo para regulá-la, que se abre quando o sistema atinge pressão de 50 cmH₂O.

3.2.2.6- Oxigel® modelo A

O Oxigel modelo A (Figura 3: E) apresenta uma unidade compressível de vinil com capacidade de 1.200 ml sem opção para acoplar o reservatório de O₂. No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo disco (Figura 3: E d), uma entrada para fluxo contínuo de O₂ (Figura 3: E 1), válvula de entrada de ar (Figura 3: E 4) e uma válvula de pressão (Figura 3: E 3), sem mecanismo para regulá-la, que se abre quando o sistema atinge pressão de 40 cmH₂O.

3.2.2.7- Narcosul®

O Narcosul (Figura 3: F) apresenta uma unidade compressível de vinil com capacidade de 1.200 ml sem opção para acoplar o reservatório de O₂. No conector do paciente encontram-se uma válvula tipo disco semifixo (Figura 3: F dsf), uma entrada para fluxo contínuo de O₂ (Figura 3: F 1) e válvula de entrada de ar (Figura 3: F 4). Este ressuscitador não apresenta válvula de alívio de pressão.

3.3- Métodos

3.3.1- Aspectos gerais da pesquisa

Durante a pesquisa o pulmão-teste foi mantido sob resistência de 20 cmH₂O/l/s, em complacência de 0,05 l/cmH₂O e os RMAI foram manipulados pela mesma pessoa. Os fluxos de O₂ e frequência das incursões respiratórias foram aferidos continuamente pelos aparelhos acoplados ao sistema do teste e foram tomadas 20 medidas consecutivas de cada variável estudada.

3.3.2- Teste da performance dos RMAI

3.3.2.1- Teste de FiO₂ ofertada pelo RMAI

Um fluxômetro de O₂ de parede (Figura 4: 1) foi acoplado a um ventilômetro (Figura 4: 2), o qual foi adaptado ao RMAI (Figura 4: 3). O ressuscitador foi acoplado a um medidor de fração inspirada de O₂ (Figura 4: 4) e a um tubo T (Figura 4: 5) com válvula direcional (Figura 4: 6). O tubo T foi conectado ao sensor (Figura 4: 7) do aparelho Tracer 5 (Figura 4: 8) e ao pulmão-teste (Figura 4: 9). Neste teste, não se acoplou o aparelho Tracer 5 ao computador pessoal (Figura 4: 10). Foram adotados dois modos diferentes de manipulação dos RMAI para ventilação do pulmão-teste: 12 ipm com uma mão e 12 ipm com duas mãos. Cada um destes modos foi subdividido em quatro submodos, isto é, com fluxos de 1, 5, 10 e 15 l/min de O₂. Os RMAI que permitiam o acoplamento de reservatórios de O₂ foram testados duas vezes: com e sem o reservatório. Após dois minutos de ventilação do pulmão-teste, em cada submodo, foi iniciada a leitura no oxímetro acoplado ao sistema do teste da FiO₂ ofertada pelos RMAI. (Figura 4)

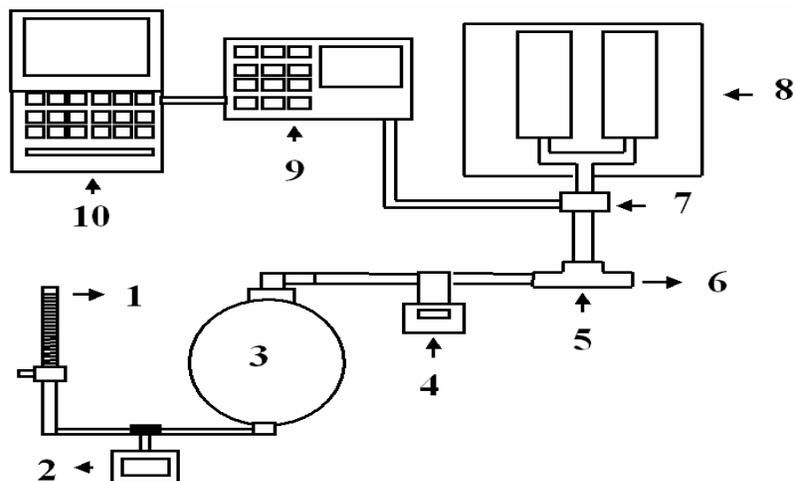


Figura 4- Representação esquemática do modelo utilizado para aferição da FiO_2 ofertado pelos RMAI. (1) fluxômetros de parede; (2) fluxômetro; (3) RMAI; (4) oxímetro; (5) tubo T; (6) saída do tubo T; (7) sensor do aparelho Tracer 5; (8) pulmão-teste; (9) aparelho Tracer 5 e (10) computador pessoal.

3.3.2.2- Determinação dos gráficos pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório x tempo de sete marcas de RMAI recebendo fluxos de O_2 de 1, 5, 10 e 15 l/min, quando manipulados com duas mãos em 12 ipm.

Neste teste não foram usados os reservatórios de O_2 dos RMAI, o oxímetro (Figura 4: 4) e o tubo T (Figura 4: 5), mas foi conectado o computador pessoal (Figura 4: 10) ao aparelho Tracer 5 (Figura 4: 9). Após dois minutos de ventilação do pulmão-teste, por cada marca de RMAI e por cada fluxo de O_2 , iniciou-se a plotagem dos gráficos pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e expiratório x tempo pelo programa WinTracer Version 3.3 Beta. Sendo os RMAI manipulados por 20 minutos.

3.3.2.3- Teste de funcionamento do RMAI sob fluxo de O₂ de 35 l/min

O teste de funcionamento do RMAI recebendo alto fluxo de O₂ consistiu em ventilar o pulmão-teste (Figura 4: 9) a uma frequência de 12 ipm, com o RMAI recebendo fluxo de O₂ de 35 l/min, e observar se a válvula do paciente, localizada no interior do conector do paciente, não se fixava em posição de inspiração, impossibilitando a ventilação do aparelho. Neste teste não foram usados os reservatórios de O₂ do RMAI, o medidor de fração de O₂ (Figura 4: 4), o tubo T (Figura 4: 5) com válvula direcional, o aparelho Tracer 5 (Figura 4: 8) e o computador pessoal (Figura 4: 10).

3.3.2.4- Teste de saída do fluxo de O₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível do RMAI

Um fluxômetro de parede (Figura 5: 1) foi acoplado a um fluxômetro (Figura 5: 2), o qual foi adaptado ao RMAI (Figura 5: 3), e o conector do paciente do RMAI foi acoplado a outro fluxômetro (Figura 5: 4). Nesta situação, os RMAI recebiam fluxo de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min e, sem manipulação da unidade compressiva, foi avaliado o fluxo de O₂ que saía pelo conector do paciente do RMAI. Os ressuscitadores que permitiam o acoplamento do reservatório de O₂ foram testados duas vezes, com e sem este dispositivo.

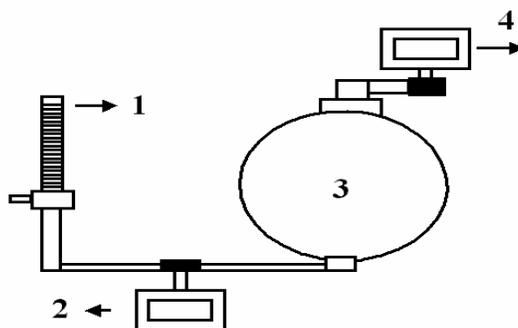


Figura 5- Representação esquemática do teste de saída do fluxo de O₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível do RMAI. (1) fluxômetro de parede; (2) fluxômetro; (3) RMAI e (4) fluxômetro.

3.3.2.5- Teste de vedação da válvula do paciente

Para observar a ocorrência do retorno de gás para o interior da unidade compressível do RMAI vindo do sistema respiratório do paciente durante a fase expiratória, um fluxômetro de parede (Figura 5: 1) foi acoplado a outro fluxômetro (Figura 5: 2) o qual foi adaptado a uma bolsa de anestesia de 2 l (Figura 5: 3). Esta bolsa foi acoplada ao conector do paciente do RMAI (Figura 5: 4) e, entre este conector e a unidade compressível (Figura 5: 5), foi adaptado o medidor de FiO_2 (Figura 5: 6). Nesta situação, a bolsa de anestesia recebia fluxo de 15 l/min de O_2 e a unidade compressível, que não recebia alimentação de gás, foi manipulada a 30 ipm durante três minutos. Após este tempo foi lido oxímetro a porcentagem de O_2 presente no seu interior.

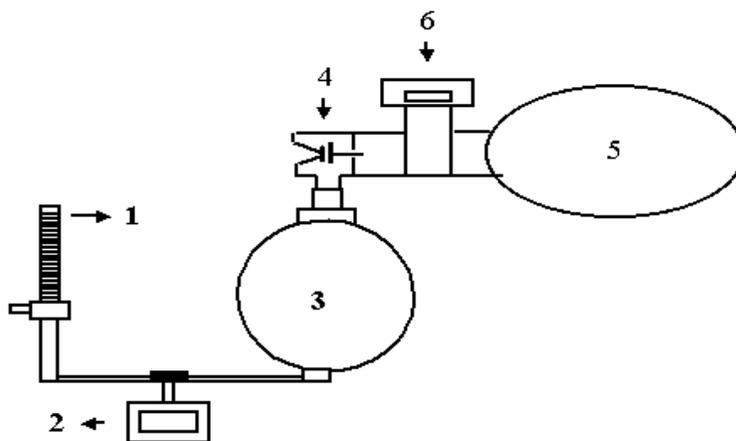


Figura 6- Esquema do teste de vedação da válvula de exalação. (1) fluxômetro de parede; (2) fluxometro; (3) bolsa de anestesia de 2 L; (4) conector do paciente; (5) unidade compressível e (6) oxímetro.

3.3.2.6- Teste de resistência ao fluxo inspiratório e fluxo expiratório do conector do paciente.

Para a realização deste teste o conector do paciente (Figura 7:1) foi desconectado da unidade compressível e, em seguida, acoplou-se o manômetro (Figura 7:2) na parte em que este se liga a unidade compressível. Nesta situação, o conector do paciente

recebia fluxo de 50 l/min de ar comprimido aferido pelo fluxômetro (Figura 7: 3) no sentido unidade compressível-paciente. Durante a passagem deste fluxo, pôde-se medir no manômetro (Figura 7:2) a pressão realizada por este no interior do conector do paciente.

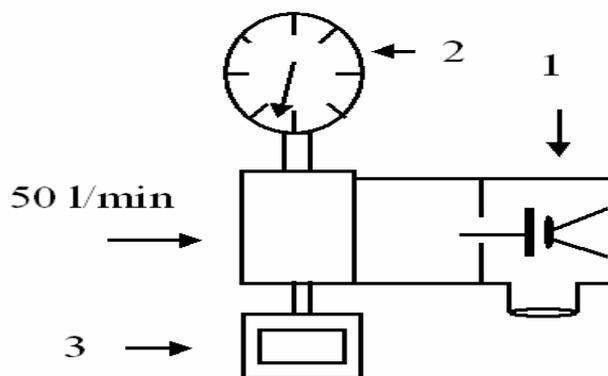


Figura 7- Esquema do teste de resistência ao fluxo inspiratório do conector do paciente. (1) conector do paciente; (2) manômetro e (3) fluxômetro.

Para a realização do teste de resistência ao fluxo expiratório do conector do paciente (Figura 8: 1), este foi desconectado da unidade compressível do RMAI e acoplado ao monômetro (Figura 8: 2) na parte do conector do paciente que direciona o ar para o sistema respiratório do paciente. Nesta situação, o conector do paciente recebia fluxo de 50 l/min de ar comprimido no sentido paciente-saída do conector do paciente. Durante a passagem deste fluxo pode-se medir no manômetro a pressão gerada pelo mesmo no interior do conector do paciente (Figura 8: 3).

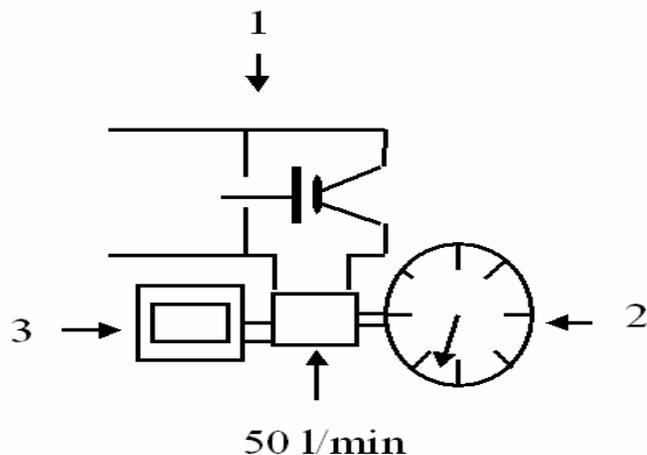


Figura 8- Esquema do teste de resistência ao fluxo expiratório do conector do paciente. (1) conector do paciente; (2) manômetro 3 (3) fluxômetro.

3.3.2.7- Teste de retirada de vômito no interior do conector do paciente.

Foi introduzido no conector do paciente, pelo bocal onde se conecta o tubo endotraqueal ou a máscara de ressuscitação, 175 ml de fluido que simulava vômito humano enquanto se manipulava a unidade compressível do RMAI a uma frequência de 12 ipm por 30 segundos. Este fluido infundido era composto por 2/3 (116,5 ml) de comida para bebês e 1/3 (58,5 ml) de água. Após instilação do fluido no interior do conector do paciente tentou-se retirá-lo colocando o RMAI de cabeça para baixo, balançando-o no sentido súpero-inferior, associando manipulações na unidade compressível, sendo este procedimento realizado durante 20 segundos. Após esta conduta, foi observado se havia resíduos de vômito no interior do conector do paciente que alterassem a ventilação do pulmão-teste.

3.3.2.8- Teste de queda

O teste de queda consistiu em derrubar cada RMAI cinco vezes consecutivas da altura de 1,50 m, em sentido ao piso de concreto, com o conector do paciente voltado para baixo. Após a queda observou-se a ocorrência de danos macroscópicos e/ou se houve modificação no posicionamento de válvulas que impedissem a ventilação do pulmão-teste.

3.3.2.9- Análise das recomendações fornecidas pelos fabricantes.

3.3.2.9.1- Foi verificado se existiam nos componentes básicos do RMAI informações sobre o limite de fluxo de O_2 que deve ser ofertado ao ressuscitador, e qual o valor médio de FiO_2 ofertada com este fluxo com determinada frequência respiratória.

3.3.2.9.2- Foi verificado se existiam nos componentes do RMAI informações que identificassem a sua marca, com a finalidade de evitar trocas de peças com as de outras marcas de ressuscitadores durante a sua remontagem, após assepsia do equipamento.

3.4- Tratamento estatístico

Os dados colhidos foram analisados utilizando-se os programas estatístico BioEstat 3.0 e Excel 95, e aplicando-se os teste ANOVA e t de Student conforme indicados.

4- RESULTADOS

4.1- Teste das FiO_2 ofertadas pelas sete diferentes marcas de RMAI quando estes receberam fluxo de O_2 de 1, 5, 10 e 15 l/min, foram manipulados com uma e duas mãos, em frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O_2 acoplado, e ventilaram o pulmão-teste em complacência de 0,05 l/cmH₂O.

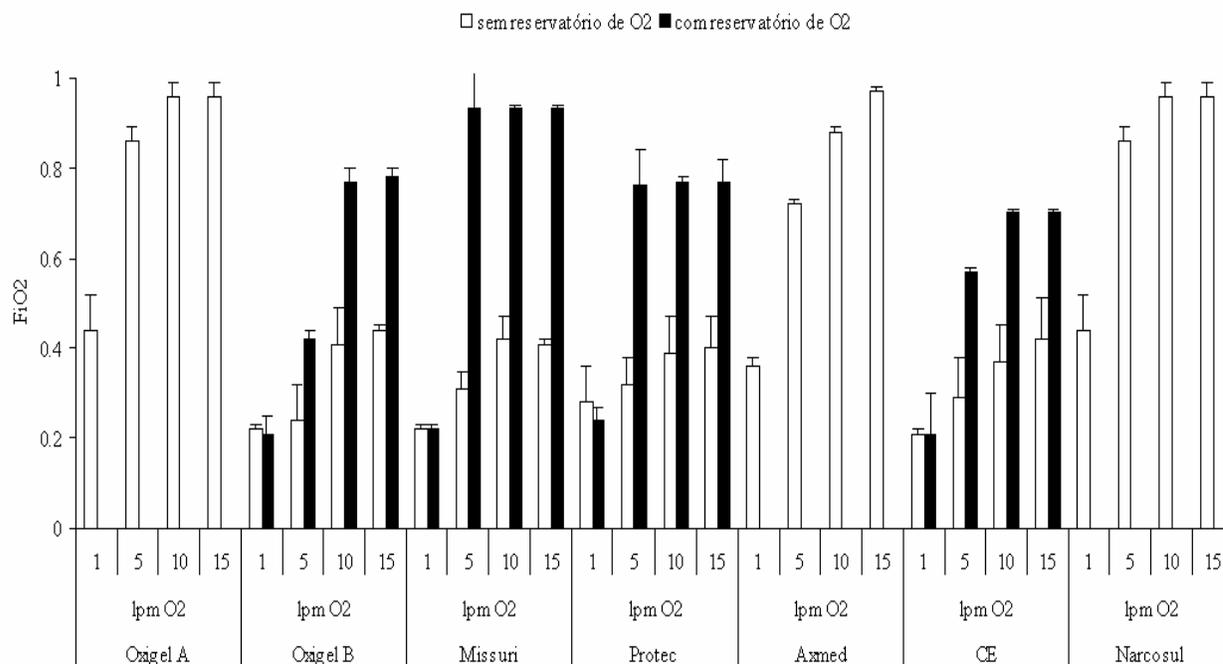


Gráfico 1- FiO_2 ofertadas pelos sete RMAI recebendo fluxos de O_2 de 1, 5, 10, 15 l/min, manipulados com uma mão, com a frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O_2 .

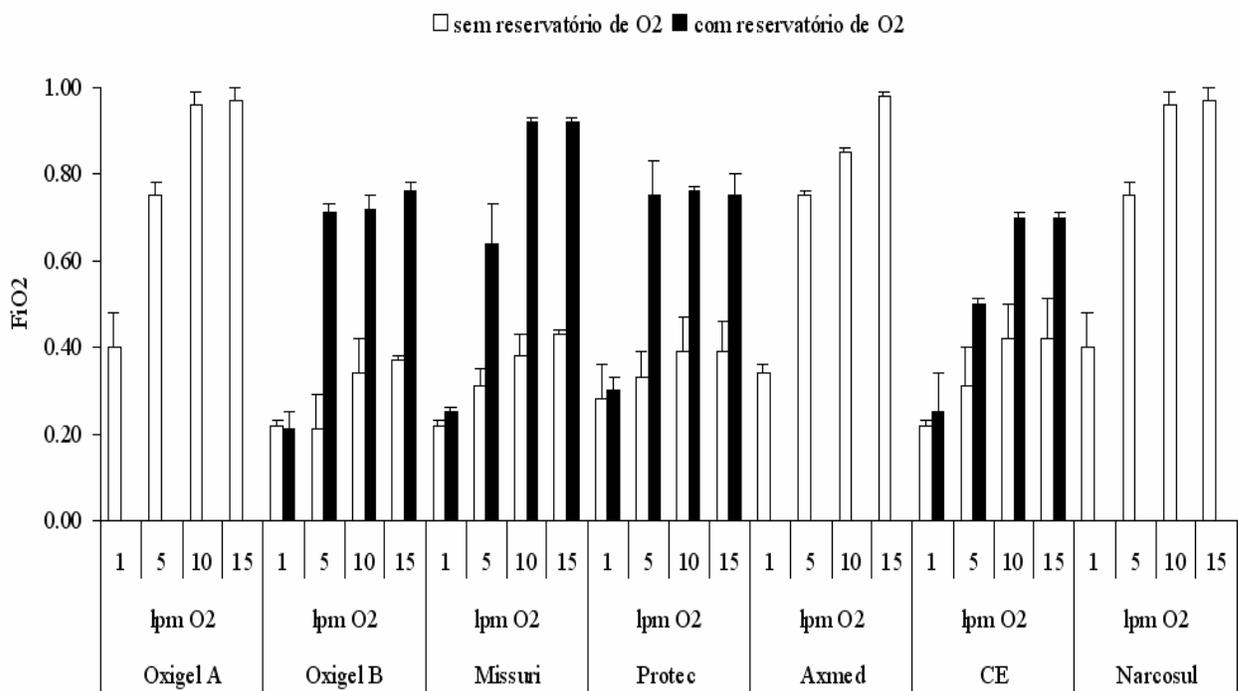


Gráfico 2- FiO₂ ofertadas pelos sete RMAI recebendo fluxos de O₂ de 1, 5, 10, 15 l/min, manipulados com duas mãos, com a frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O₂.

4.2- Relação pressão x tempo, volume x tempo e fluxos inspiratórios e fluxo expiratórios x tempo de sete marcas de RMAI, recebendo fluxos de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min, quando manipulados com duas mãos em 12 ipm.

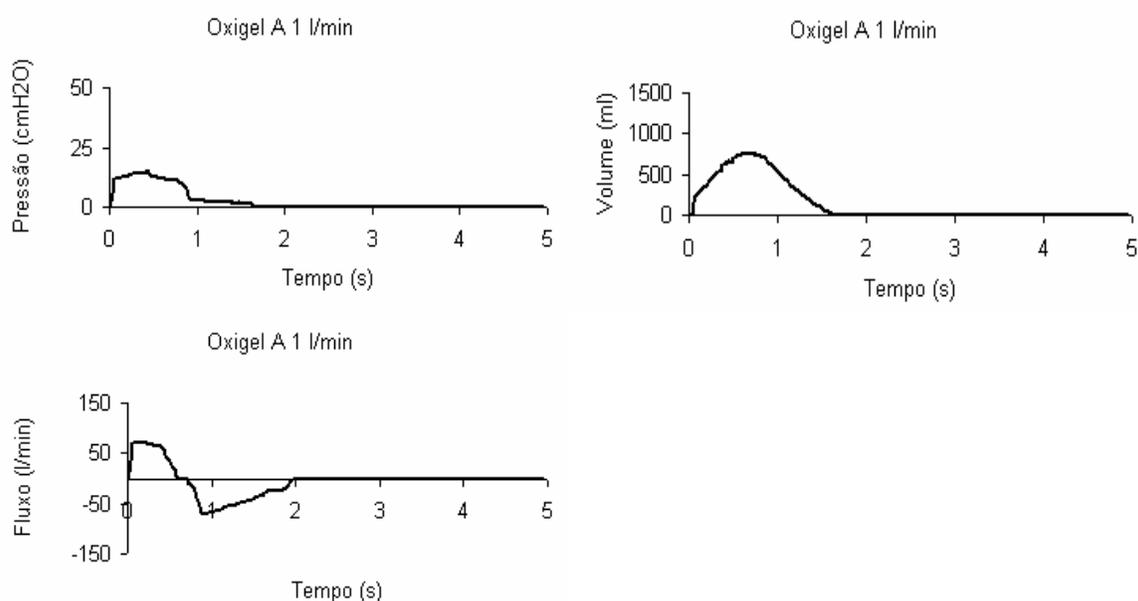


Gráfico 3- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo 1 l/min de O₂.

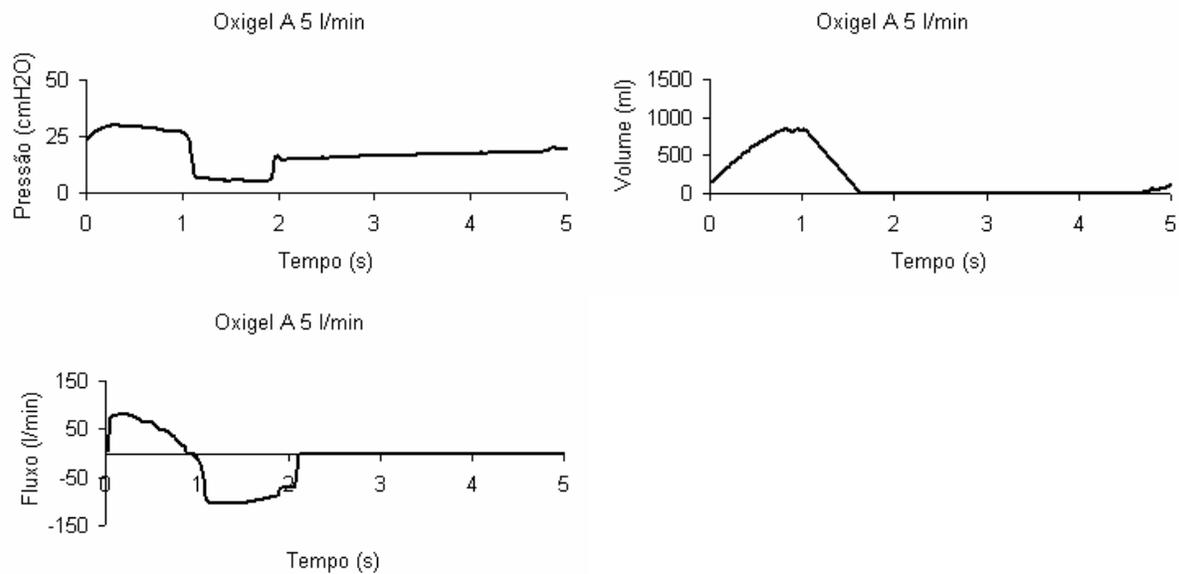


Gráfico 4- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo 5 l/min de O₂.

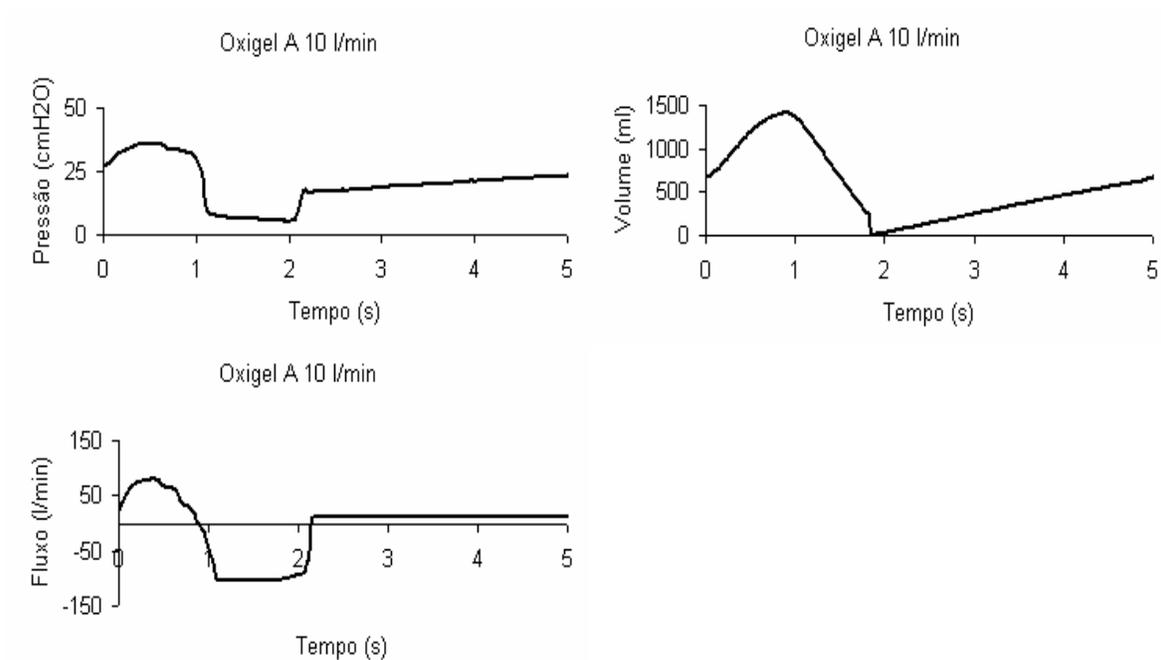


Gráfico 5- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo 10 l/min de O₂.

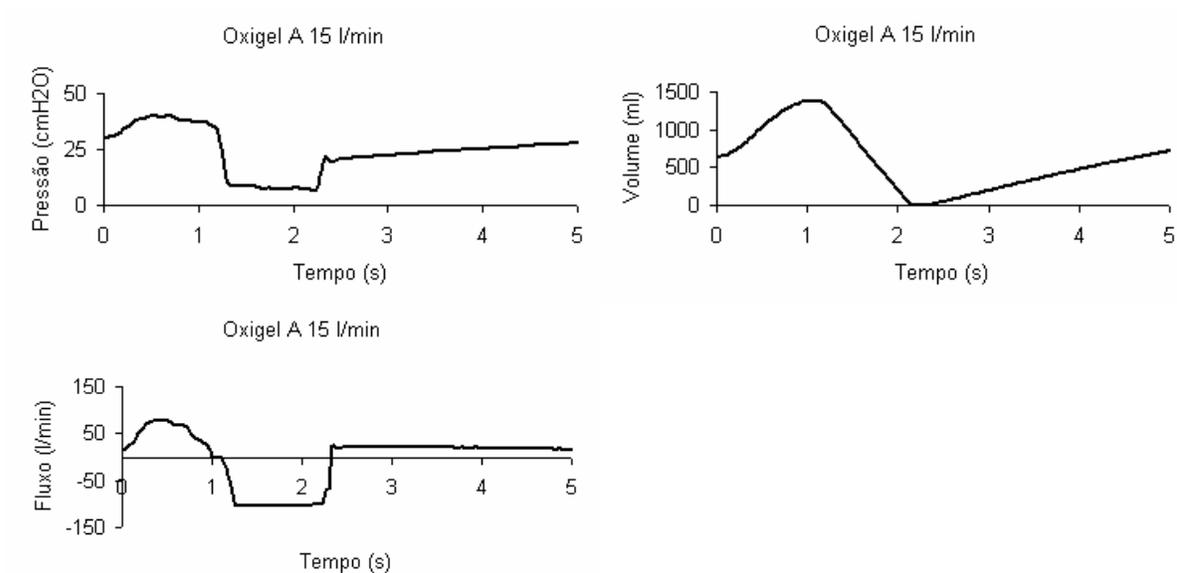


Gráfico 6- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Oxigel® modelo A recebendo 15 l/min de O₂.

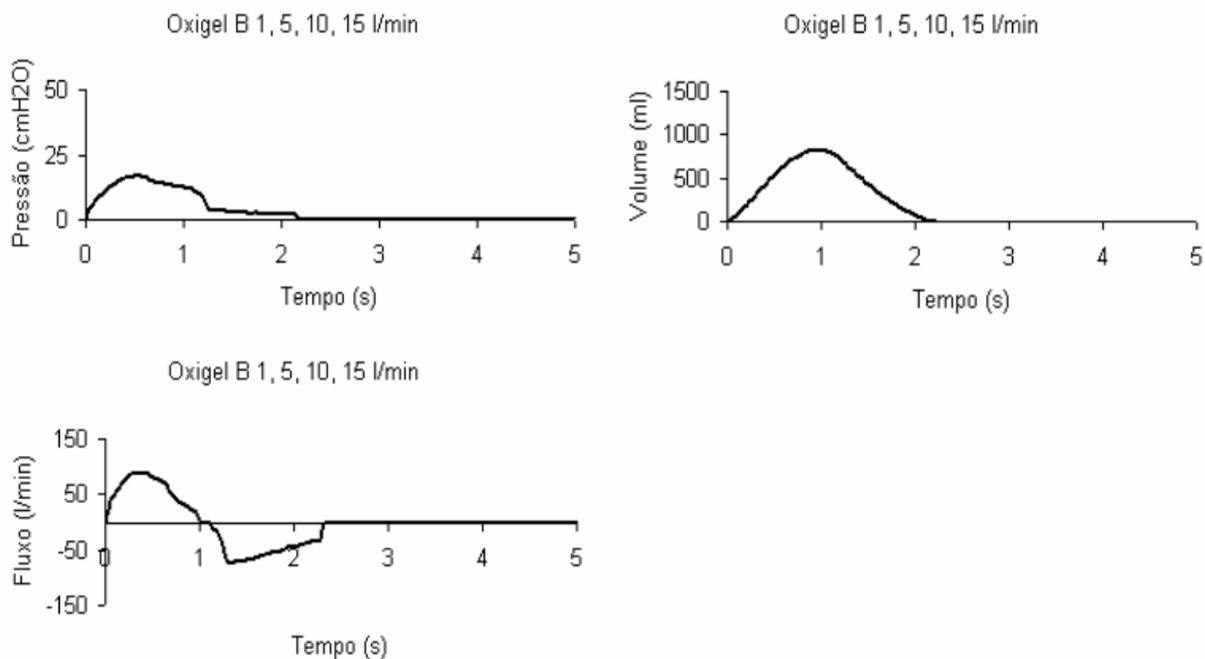


Gráfico 7- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Oxigel® modelo B recebendo 1, 5, 10, 15 l/min de O₂.

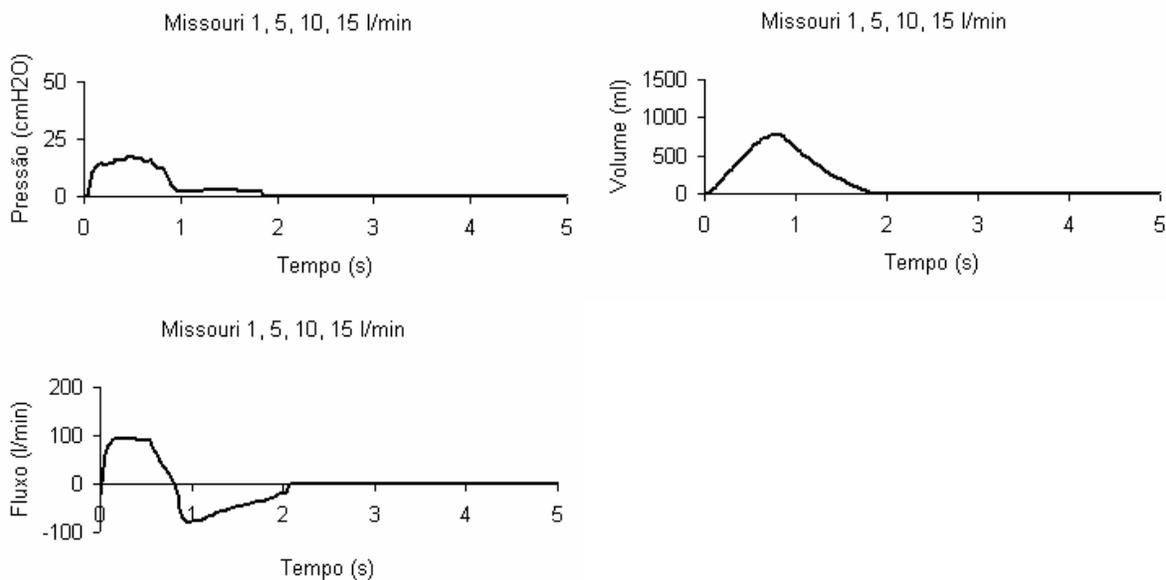


Gráfico 8- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Missouri® recebendo 1, 5, 10, 15 l/min de O₂.

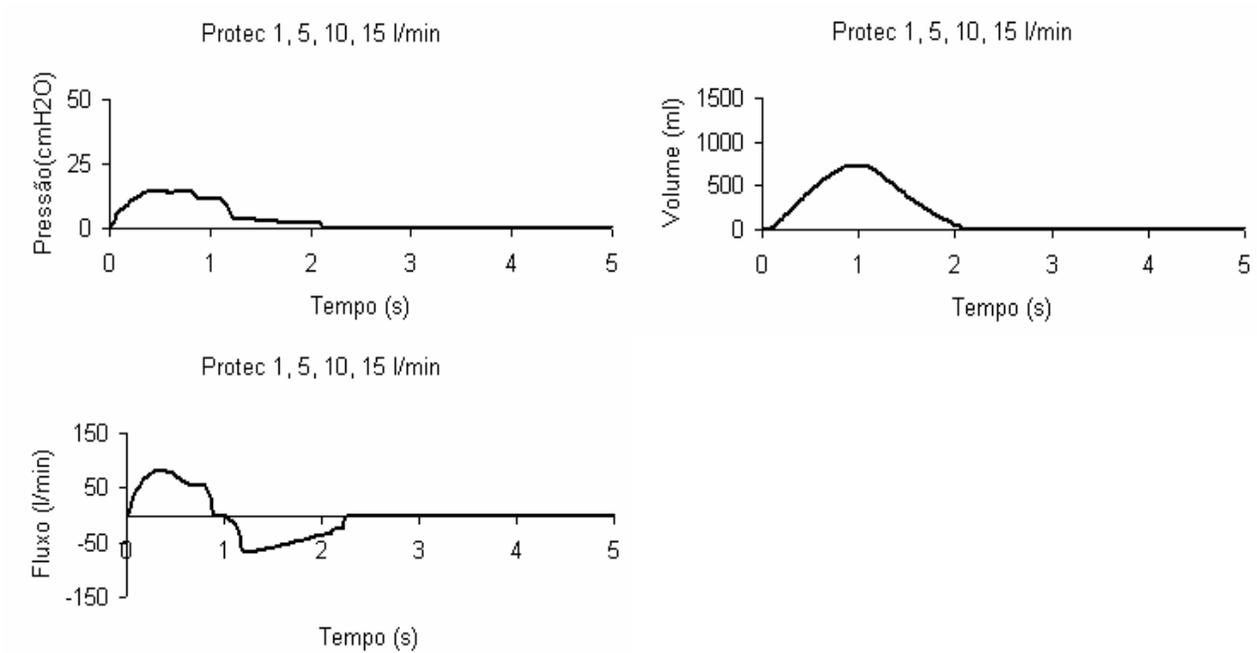


Gráfico 9- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Protec® vinil recebendo 1, 5, 10, 15 l/min de O₂.

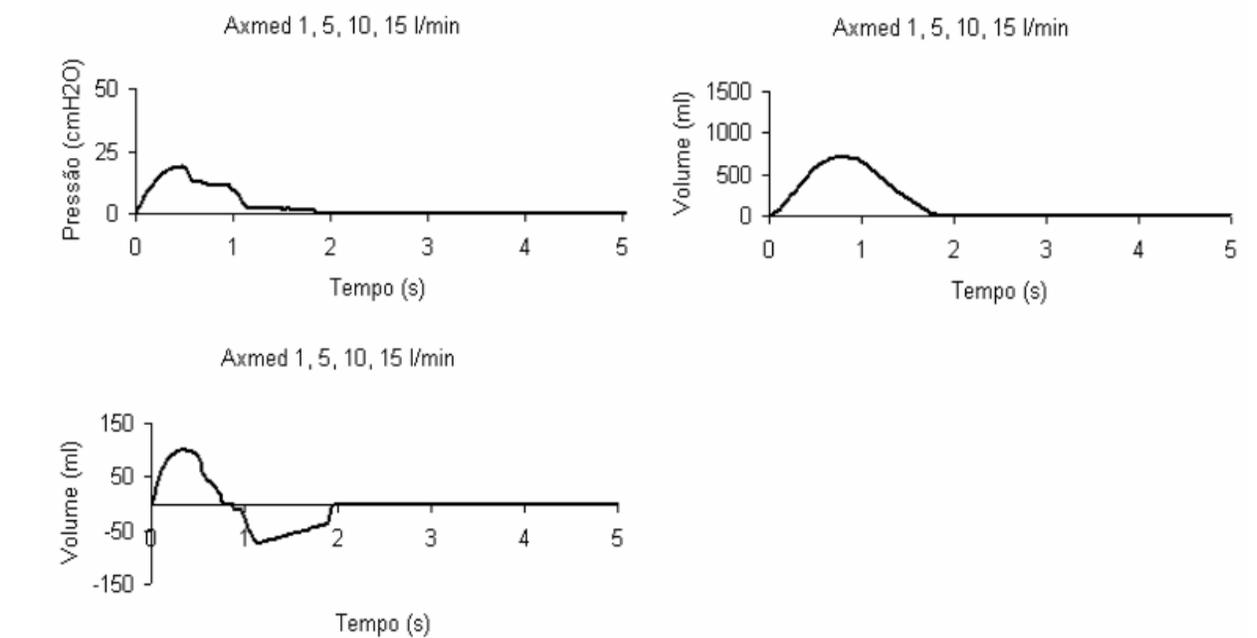


Gráfico 10- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Axmed® recebendo 1, 5, 10, 15 l/min de O₂.

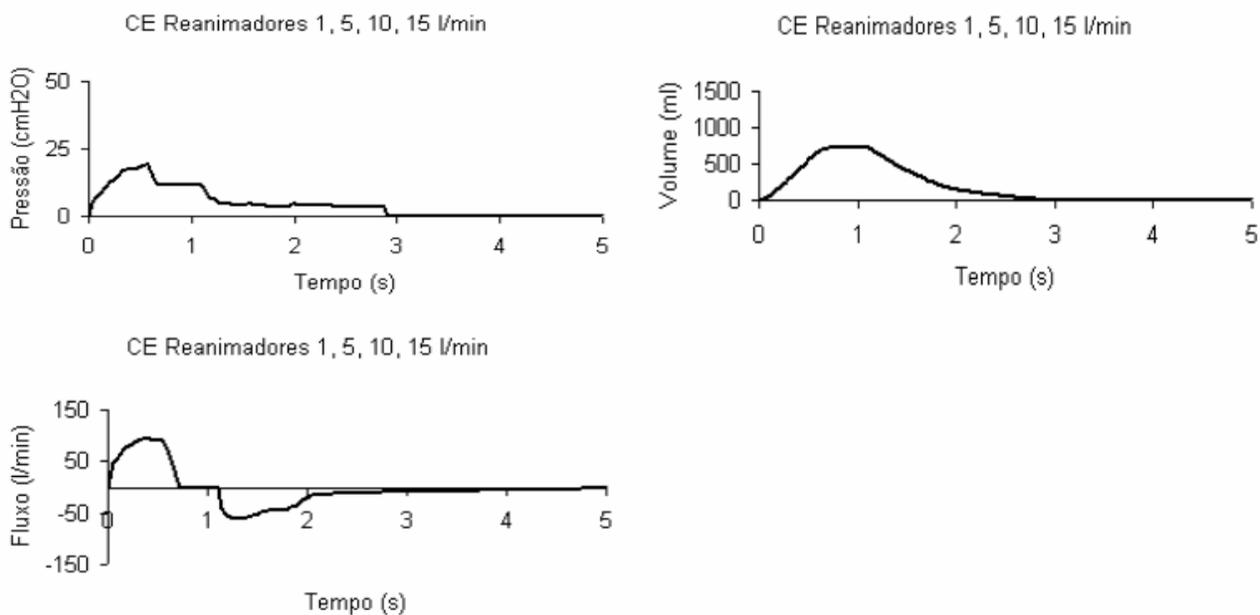


Gráfico 11- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI CE Reanimadores® recebendo 1, 5, 10, 15 l/min de O₂.

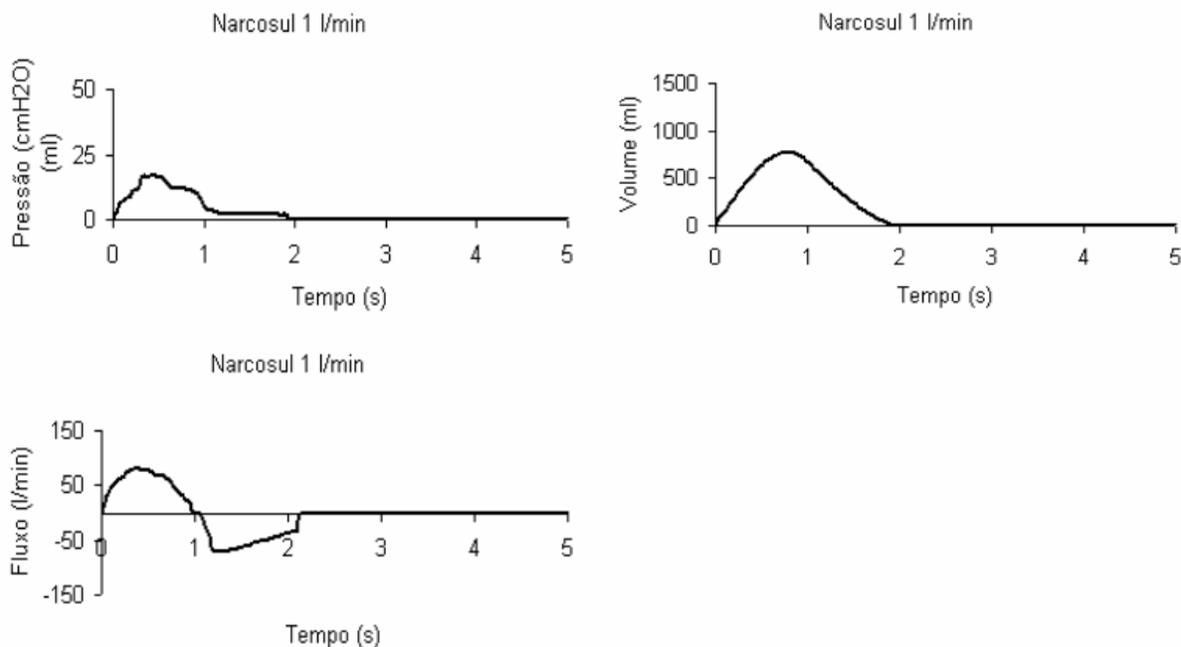
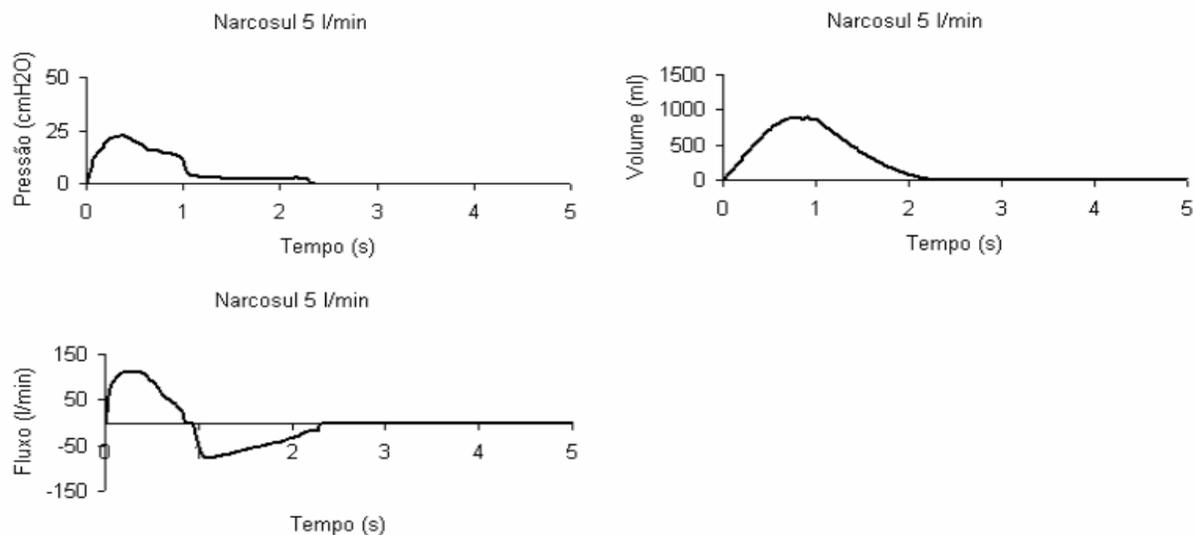


Gráfico 12- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Narcosul® recebendo 1 l/min de O₂.



53

Gráfico 13- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Narcosul® recebendo 5 l/min de O₂.

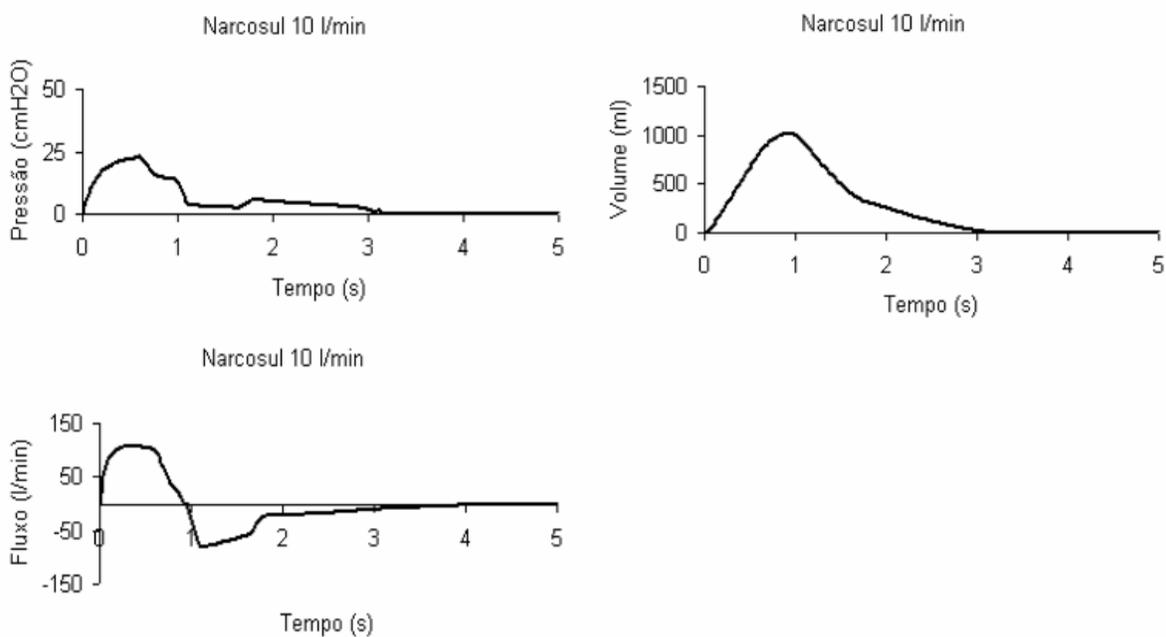


Gráfico 14- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Narcosul® recebendo 10 l/min de O₂.

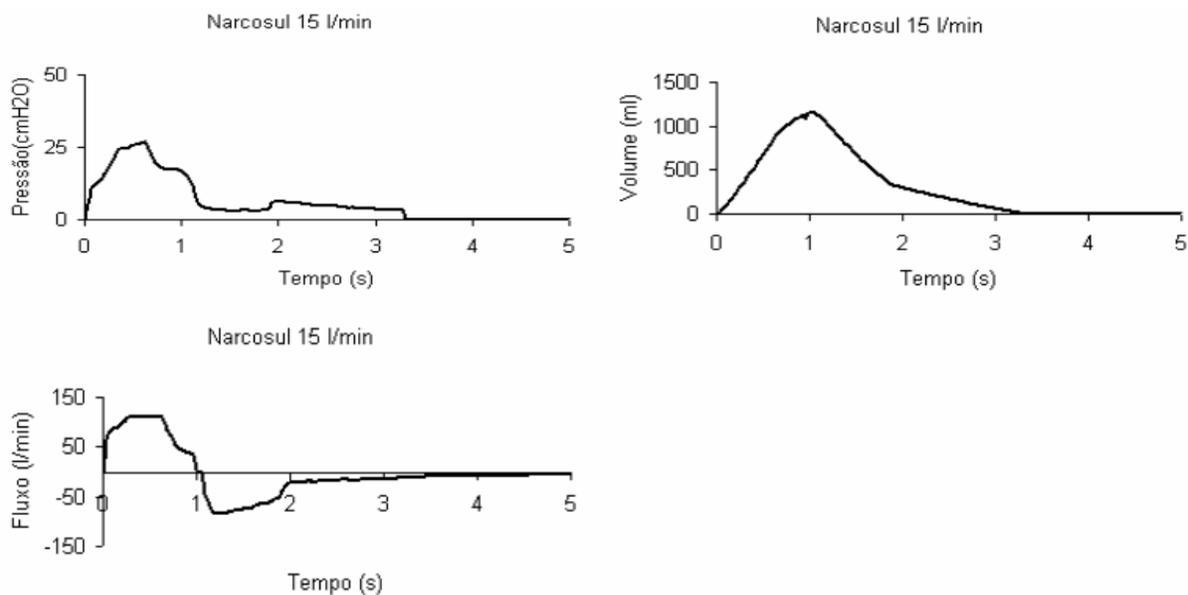


Gráfico 15- Pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório do RMAI Narcosul® recebendo 15 l/min de O₂.

A tabela 1 mostra as médias e os desvios padrões das pressões de pico, volume corrente, fluxos inspiratório e expiratório ofertados pelos sete RMAI recebendo fluxo de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min de O₂.

Tabela 1- Médias e desvios padrões da pressão de pico, volume corrente, fluxo inspiratório e expiratório ofertados pelos sete RMAI recebendo fluxos de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min de O₂.

		RMAI						
		Oxigel A	Oxigel B	Missouri	Portec	Axmed	CE	Narcosul
O ₂ l/min								
Ppic cmH ₂ O	1	16,1 (0,3)	18,5 (0,5)	17,0 (0,2)	15,4 (0,3)	19,8 (0,1)	20,1 (0,2)	16,4 (0,5)
	5	31,6 (0,5)	17,8 (0,7)	17,4 (0,3)	14,7 (0,4)	18,5 (0,1)	20,2 (0,2)	24,1 (0,6)
	10	36,4 (0,4)	18,3 (0,8)	17,5 (1,2)	15,8 (0,7)	18,1 (0,1)	19,5 (0,2)	25,2 (0,3)
	15	41,0 (0,8)	17,5 (0,5)	17,1 (0,2)	15,5 (0,3)	18,1 (0,1)	19,8 (0,2)	33,6 (0,6)
	<i>p</i>	< 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	< 0,05
VC ml	1	770,8 (0,4)	834,4 (0,5)	808,2 (0,9)	738,1 (1,8)	710,4 (1,8)	798,4 (0,2)	782,1 (0,5)
	5	847,0 (0,4)	837,1 (0,4)	808,4 (1,0)	737,4 (1,4)	716,5 (1,0)	797,1 (0,2)	898,1 (0,7)
	10	1416,6 (0,4)	829,3 (1,5)	802,5 (0,2)	750,8 (0,8)	715,1 (0,4)	796,5 (0,2)	1011,2 (0,3)
	15	1532,6 (0,8)	847,5 (0,5)	805,1 (0,2)	730,5 (0,3)	713,1 (0,1)	797,8 (0,2)	1147,6 (0,6)
	<i>p</i>	< 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	< 0,05
Fluxo Insp. l/min	1	87,8 (0,4)	94,4 (0,5)	95,2 (0,9)	85,1 (1,8)	100,4 (1,8)	106,4 (0,2)	92,1 (0,5)
	5	89,6 (0,4)	95,3 (1,5)	94,5 (0,2)	84,8 (0,8)	98,1 (0,4)	105,5 (0,2)	110,1 (0,3)
	10	96,6 (0,4)	95,3 (1,5)	93,5 (0,2)	85,8 (0,8)	99,1 (0,4)	102,5 (0,2)	110,2 (0,3)
	15	98,6 (0,8)	95,5 (0,5)	97,1 (0,2)	87,5 (0,3)	98,1 (0,1)	103,8 (0,2)	114,6 (0,6)
	<i>p</i>	< 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	< 0,05
Fluxo Exp. l/min	1	73,8 (0,4)	76,4 (0,5)	79,2 (0,9)	75,1 (1,8)	73,4 (1,8)	66,4 (0,2)	74,1 (0,5)
	5	106,6 (0,4)	75,3 (1,5)	77,5 (0,2)	74,8 (0,8)	75,1 (0,4)	65,5 (0,2)	78,1 (0,3)
	10	104,6 (0,4)	74,4 (1,5)	78,5 (0,2)	71,8 (0,8)	74,1 (0,4)	65,8 (0,2)	81,2 (0,3)
	15	104,6 (0,8)	72,5 (0,5)	75,1 (0,2)	73,5 (0,3)	74,1 (0,1)	67,2 (0,2)	86,3 (0,6)
	<i>p</i>	< 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05	< 0,05

RMAI = ressuscitador manual auto-inflável

Ppic = pressão de pico

VC = volume corrente

Fluxo insp. = fluxo inspiratório

Fluxo exp. = fluxo expiratório

4.3- Fluxo de O₂ pela saída do conector do paciente sem manipulação da unidade compressível com o RMAI recendo diferentes fluxos de O₂

A tabela 2 mostra as médias e os desvios padrões dos fluxos de O₂ ofertados pelos RMAI sem a manipulação da unidade compressível quando estes recebiam fluxos de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min de O₂, com e sem o reservatório de O₂ acoplado.

Tabela 2- Fluxo de O₂ pelo conector do paciente sem manipulação da unidade compressível de sete RMAI recebendo fluxos de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min, com e sem reservatório de O₂.

Fluxo de O ₂ sem a manipulação da unidade compressível						
		l/min O ₂				
		1	5	10	15	<i>p</i>
- RO ₂	Oxigel B	0 (0)	0 (0)	3,2 (0,2)	6,2 (0,2)	< 0,05
+RO ₂		0 (0)	3,2 (0,3)	8,7 (0,2)	13,3 (0,4)	< 0,05
	<i>p</i>	> 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	
- RO ₂	Protec	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	> 0,05
+RO ₂		0 (0)	2,3 (0,2)	9,8 (0,8)	12,1 (0,3)	< 0,05
	<i>p</i>	> 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	
- RO ₂	Missuori	0 (0)	0 (0)	3,2 (0,3)	6,1 (0,2)	< 0,05
+RO ₂		0 (0)	3,9 (0,4)	5,2 (0,1)	15,0 (0,5)	< 0,05
	<i>p</i>	> 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	
- RO ₂	CE	0 (0)	0 (0)	7,1 (0,2)	7,8 (0,5)	< 0,05
+RO ₂		0 (0)	3,2 (0,2)	11,2 (0,7)	15,0 (0,3)	< 0,05
	<i>p</i>	> 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	
						<i>p</i>
	Narcosul	0 (0)	2,1 (0,2)	12,1 (0,2)	15,0 (0,5)	< 0,05
*RO ₂	Oxigel A	0 (0)	5,4 (0,5)	10,3 (0,6)	15,0 (0,5)	< 0,05
	Axmed	0 (0)	0 (0)	5,1 (0,2)	6,1 (0,3)	< 0,05

- RO₂ = sem reservatório de O₂
+RO₂ = com reservatório de O₂
*RO₂ = sem opção para reservatório de O₂

4.4- Eficácia do funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebe fluxo de O₂ de 35 l/min

Os RMAI Oxigel® modelo A (Figura 3: E), Axmed® (Figura 3: D) e Narcosul® (Figura 3: F) tiveram as válvulas do paciente presas em posição de inspiração impossibilitando a ventilação do pulmão-teste, quando recebiam fluxo de O₂ de 35 l/min, pois o pulmão-teste nesta situação recebia um volume aéreo que excedia a sua capacidade de funcionamento, obrigando a desconectar o RMAI do pulmão-teste para evitar danos ao equipamento. Este fato não ocorreu com os outros modelos de RMAI testados: (Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Missouri®, CE reanimadores®, (Figura 3: A) e Protec® vinil (Figura 3: C).

4.5- Capacidade de vedação da válvula do paciente de impedir que o ar ejetado do sistema respiratório do paciente retorne para o interior da unidade compressível

O gráfico 16 mostra as médias e os desvios padrões da concentração de O₂ no interior da unidade compressível dos RMAI avaliados durante o teste de vedação da válvula do paciente de acordo com o esquema da figura 6. Os RMAI Oxigel modelo A (Figura 3: E), Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Missouri®, CE reanimadores®, (Figura 3: A), Axmed® (Figura 3: D) e Narcosul® (Figura 3: E) apresentaram valores de FiO₂ menores que 0,31. O Protec® vinil (Figura 3: C) foi o único que apresentou valores superiores a 0,31, ou seja, 0,39.

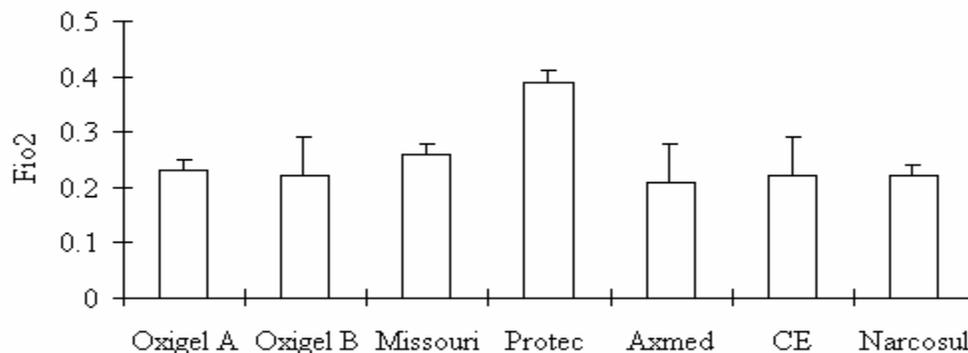


Gráfico 16- Distribuições das médias e os desvio-padrões da FiO₂ no interior da unidade compressível dos RMAI testados

4.6- Resistência ao fluxo inspiratório e ao fluxo expiratório no interior do conector do paciente

O gráfico 17 mostra as médias e desvios padrões das pressões geradas no interior do conector do paciente dos RMAI ocasionados por fluxos inspiratório e expiratório de 50 l/min quando os conectores dos pacientes são testados de acordo com o esquema das figuras 7 e 8. Os RMAI Oxigel® modelo A (Figura 3: E), Oxigel modelo B (Figura 3: B), Missouri® (Figura 3: A) mostraram pressões ao fluxo inspiratório acima de 5 cmH₂O no interior do conector do paciente. Os RMAI Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Missouri® e CE reanimadores®, (Figura 3: A), Protec® vinil (Figura 3: C) mostraram pressões ao fluxo inspiratório acima de 5 cmH₂O no interior do conector do paciente. Os RMAI Axmed® (Figura 3: D) e Narcosul® (Figura 3: E) apresentaram pressões ao fluxo inspiratório e expiratório abaixo ou igual a 5 cmH₂O no interior do conector do paciente.

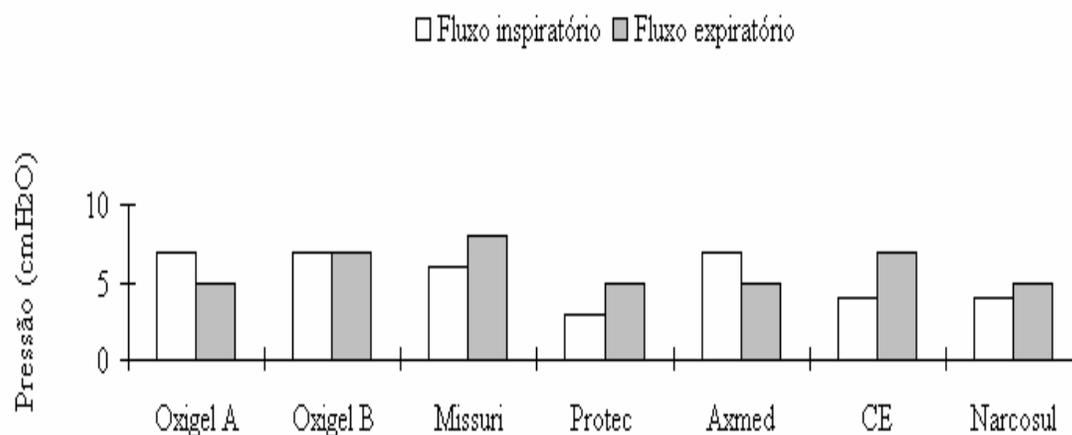


Gráfico 17- Distribuição das médias da pressão do fluxo inspiratório e expiratório no interior do conector do paciente.

4.7- Capacidade de retirada rápida de vômito do interior do conector do paciente

Nenhum dos RMAI testados apresentou alteração no funcionamento de suas válvulas que alterasse a ventilação do pulmão-teste após a retirada do líquido que simulava a presença de vômito no interior da válvula do paciente, e este fluido pôde ser retirado em tempo menor que 20 segundos.

4.8- Capacidade de funcionamento do RMAI após queda

Nenhum dos RMAI testados apresentou danos ou alterações nas posições de seus componentes que acarretasse o impedimento de ventilar o pulmão-teste.

4.9- Verificação nos componentes básicos dos RMAI da presença de informações sobre: limite de fluxo de O₂ que deve ser ofertado ao ressuscitador, qual o valor médio de FiO₂ ofertada com este fluxo com determinada frequência respiratória e informações que identifiquem a sua marca, com a finalidade de evitar trocas de peça com as de outras marcas de ressuscitadores durante a sua remontagem, após assepsia do equipamento

Não foram encontradas nos componentes dos RMAI informações sobre: o limite seguro de fluxo de O₂ que deve ser ofertado ao ressuscitador para evitar alteração no funcionamento de suas válvulas; valor médio de FiO₂ que o RMAI oferta por fluxo de O₂ recebido; e informações nos componentes que identifiquem a sua marca, com a finalidade de evitar trocas de peça com as de outras marcas de RMAI durante a sua remontagem, após a assepsia do equipamento.

Nenhum dos RMAI traziam informações sob qual o fluxo de O₂ seguro a ser ofertado à unidade compressível e qual o valor médio da FiO₂ ofertada pelo RMAI. Somente foi encontrado identificação das marcas do RMAI nas unidades compressíveis dos RMAI Oxigel ® modelo A e B, Missouri®, Narcosul® e Protec ® vinil.

5- DISCUSSÃO

5.1- Teste da FiO_2 ofertada por sete diferentes marcas de RMAI quando estes receberam fluxos de O_2 de 1, 5, 10 e 15 l/min, foram manipulados com uma e duas mãos, em frequência de 12 ipm, com e sem reservatório de O_2 acoplado, e ventilaram o pulmão-teste em complacência de 0,05 l/cmH₂O

Devido ao fato das Guidelines of the European Resuscitation Council 2000 on advanced adult life support (2000) e Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care (2000) enfatizarem que é essencial administrar oxigênio na maior concentração possível durante as manobras de ressuscitação cardiorespiratória e ressaltarem que grandes concentrações de oxigênio somente são tóxicas quando administradas por longo período, alguns autores preconizam que a variável mais importante a ser considerada entre as *performances* do RMAI é a FiO_2 (Augustine et al, 1987; Hess e Simmons, 1992; Connors et al. 1993; Tibballs et al., 2000; Mazzolini e Marshall, 2004).

Como na maioria das vezes em que os pacientes internados necessitam do uso do RMAI, estes em geral já se encontram sob tratamento oxigenoterápico, o ideal seria que o ressuscitador ofertasse FiO_2 o mais próximo possível de 1,0 (Clemente e Hush, 1968; Steinbach e Carden, 1973; Allen, 1974; Krischer et al., 1980; Pacy, 1984; Augustine et al, 1987; Dunkley et al., 1998; Barnes e Stockwell, 1991; Jones e Hutchinso, 1992; King e Morrell, 1992; Glass et al., 1993; Herce et al., 1999; Dorges et al., 2000; Nimmagadda et al., 2000; Berney et al., 2004; Mazzolini e Marshall, 2004).

A ISO (1997) e ASTM (1999) preconizam que o RMAI deve ofertar no mínimo FiO_2 de 0,40 sem o reservatório de O_2 acoplado e 0,80 com este acessório acoplado, quando o ressuscitador recebe fluxo de 15 l/min de O_2 . (Branes e Mcgarry, 1990; Hess e Spahr, 1990; Barnes e Stockwell, 1991; Hess e Simmons, 1992; Connors et al. 1993; Tibballs et al., 2000; Mazzolini e Marshall, 2004).

Durante a realização do teste de FiO_2 não foi estipulado um volume corrente fixo a ser ofertado pelos RMAI como relatado em outros trabalhos, nos quais este volume era determinado e monitorado constantemente pelos aparelhos acoplados ao sistema do teste (Carden e Hughes 1975; Barnes e Watson 1982; Barnes e Watson, 1983; Barnes e Potash, 1989; Barnes e Mcgarry, 1990), pois, na prática, não há como manter um volume

corrente fixo independente do modelo do RMAI, já que este pode depender do tamanho e força de compressão das mãos do operador, da presença ou não de válvulas que limitam pressão, do tipo de material e *design* da unidade compressível (Lebouef, 1980; Barnes e Potash, 1989; Barnes e McGarry 1990; Hess e Spahr, 1990; Corley et al., 1993; Hermansen e Prior, 1993; Nam et al. 2001; Mazzolini e Marshall, 2004; Bennett et al., 2005). Assim em nossa pesquisa cada aparelho ofertou livremente o volume que seu *design* permitiu.

Diversos autores utilizaram um orifício localizado entre o RMAI e o pulmão-teste no sistema que compunha o teste de FiO_2 (Steinbach e Carden, 1973; Lebouef, 1980; Barnes e Watson, 1982; Barnes e Watson, 1983; Barnes e Potash, 1989; Barnes e McGarry, 1990; Barnes e Stockwell, 1991; Mazzolini e Marshall, 2004). Assim, quando a unidade compressível era comprimida, este furo era obturado simultaneamente com o dedo do pesquisador e, quando a unidade compressível do RMAI era descomprimida este furo era desobturado. Esse mecanismo tinha a finalidade de impedir que o O_2 injetado no pulmão-teste retornasse, durante a fase expiratória, para o interior da unidade compressível, caso houvesse falha de vedação da válvula do paciente. Na ocorrência desta falha de vedação, a mistura de O_2 que retornasse para o interior da unidade compressível poderia elevar o O_2 a ser oferecido ao paciente, acarretando falso aumento da FiO_2 ofertada pelo RMAI.

Em nossa pesquisa, para evitar possível assincronia durante a manipulação da unidade compressível e o fechamento do orifício pelo dedo do operador, adaptou-se ao sistema do teste de FiO_2 um tubo T com válvula direcional (figura 4: 5 6). Este tubo T teve a finalidade de direcionar o ar ejetado do pulmão-teste para fora do sistema, eliminando-o para o ambiente, e não permitindo o possível retorno da mistura de O_2 para o interior da unidade compressível, caso o RMAI apresentasse falha de vedação na válvula do paciente. Apesar de parecer pertinente a função deste mecanismo de vazão do ar ejetado do pulmão-teste para o meio ambiente, não foram encontrados na literatura trabalhos que utilizaram este artifício.

Durante a realização do teste de FiO_2 , vários autores trabalharam com frequências respiratórias de 12 ipm e utilizaram uma ou duas mãos, por ser estes os modos mais frequentemente empregados durante as ventilações com RMAI (Kollef, 1991;

Silbergleit et al, 1996; Strange, 1999; Cooper e Grgas, 2000; Chen et al., 2002; Turki et al., 2005).

A FiO_2 ofertada pelos RMAI foram influenciadas pelo valor e direção do fluxo de O_2 ofertado à unidade compressível e utilização ou não do reservatório de O_2 .

Todos os RMAI que possuem a opção de acoplamento do reservatório de O_2 , Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Missouri®, CE Reanimadores® (Figura 3: A) e Protec® vinil (Figura 3: D) forneceram maiores FiO_2 quando este acessório estava conectado á unidade compressível do RMAI, sendo o CE Reanimadores® (Figura 3: A) o único a ofertar uma FiO_2 um pouco menor ($0,75 \pm 0,05$) que o limite mínimo de FiO_2 preconizado pela ISO (1997) e ASTM (1999), isto é, 0,80.

Como podemos observar no gráfico 1, os RMAI que possuem acoplamento para o reservatório de O_2 , quando utilizados sem este acessório, mesmo recebendo fluxo de O_2 de 10 ou 15 l/min ofereceram FiO_2 em torno de 0,4, que é a FiO_2 oferecida pelo Oxigel A® (Figura 3: E), Axmed® (Figura 3: D), e Narcosul® (Figura 3: F), recebendo 1 l/min. Quando não se utilizou o reservatório de O_2 , as FiO_2 ofertadas foram menores, pois o oxigênio ofertado ao ressuscitador é dissipado no ar ambiente em torno da válvula de entrada de ar da unidade compressível (Figura 1: válvula de entrada de ar C), somente com altos fluxos de O_2 (10 e 15 l/min) algum O_2 é aspirado pela unidade compressível durante as manipulações do RMAI.

Os RMAI que não têm a opção de acoplamento do reservatório de O_2 na unidade compressível, Axmed® (Figura 3: D), Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F), apresentaram maiores FiO_2 em relação aos RMAI testados com o reservatório de O_2 acoplado, em todos os fluxos de O_2 ofertados.

Não se observaram variações significativas quando se compararam as FiO_2 ofertadas pelos RMAI quando estes foram operados com uma ou duas mãos.

5.2- Relação pressão x tempo, volume x tempo e fluxo inspiratório e fluxo expiratório x tempo de sete marcas de RMAI, recebendo fluxos de O₂ de 1, 5, 10 e 15 l/min, quando manipulados com duas mãos em 12 ipm

Os RMAI que receberam fluxo de O₂ diretamente no interior da unidade compressível (Oxigel® A, Figura 3: E e Narcosul®, Figura 3: F), tiveram as válvulas do paciente presas em posição de inspiração quando receberam fluxos de O₂ a partir de 5 l/min. Parece que e os fluxos de gás a partir de 5 l/min alteram o funcionamento das válvulas do paciente. Esta situação não ocorreu nos outros modelos em que o fluxo de O₂ é direcionado na porção externa da unidade compressível: Oxigel® B (Figura 3: B), Missouri®, CE Reanimadores® (Figura 3: A), Protec® vinil (Figura 3: C) e Axmed® (Figura 3: D)

Os ressuscitadores Oxigel® B (Figura 3: B), Missouri®, CE Reanimadores® (Figura 3: A), Protec® vinil (Figura 3: C) e Axmed® (Figura 3: D) não apresentaram alterações da pressão de pico, do volume corrente e do fluxo inspiratório e expiratório em função dos diferentes (1, 5 , 10 e 15 l/min) fluxos de O₂ recebidos. Entretanto, os ressuscitadores Oxigel® A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F) apresentaram alterações nestas variáveis em função do fluxo de O₂ ofertado aos ressuscitadores. Pode-se observar que imediatamente após a fase expiratória, o ressuscitador Oxigel® A (Gráficos 3, 4, 5 e 6) e o ressuscitador Narcosul® (Figura 3: F e gráficos 12, 13, 14 e 15), continuaram a oferecer fluxo de O₂ ao pulmão-teste, fato que ocasionou a oferta de volume gassos desde o término da expiração até o início da compressão da unidade compressível, ocasionando elevação da pressão inspiratória e do volume corrente ofertados ao pulmão-teste. Este fato foi diretamente proporcional ao fluxo de O₂ ofertado para o RMAI, e é mais acentuado no RMAI Oxigel modelo A.

O RMAI Oxigel® modelo A manteve a válvula do paciente presa em posição de inspiração quando recebia fluxo de O₂ de 5 ou mais l/min. Observou-se que apesar deste fato, podia se ventilar o pulmão-teste, mas a vazão de ar no RMAI deixou de ser pela saída de ar no conector do paciente (Figura 1: Saída) e passou a ser pela válvula de pressão (Figura 3: E 3). Devido ao fato da válvula do paciente manter-se presa em posição de inspiração, o fluxo de O₂ passou a ser direcionado diretamente ao interior do pulmão-teste

e, caso não houvesse manipulações da unidade compressível a pressão no interior do sistema RMAI-pulmão-teste subia para 40 cmH₂O, valor em que a a válvula de pressão se abre, e permanecia constantemente neste valor.

5.3- Fluxo de O₂ pela saída do conector do paciente sem manipulação da unidade compressível com o RMAI recendo diferentes fluxos de O₂

Alguns autores fazem referência ao uso de RMAI como fonte de oferta de O₂ a pacientes em respiração espontânea não intubados durante o transporte ou sob processo de intubação endotraqueal. Para este fim, o operador do RMAI deve colocar a máscara de ressuscitação sobre a boca e o nariz do paciente, enquanto este respira espontaneamente (Carter et al., 2005; Tibballs et al., 2000).

Nenhum RMAI ofereceu fluxo de O₂ pelo conector do paciente quando o equipamento recebeu fluxo de 1 l/min de O₂. Como nos RMAI CE Reanimadores®, Missouri® (Figura 3: A), Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Protec® vinil (Figura 3: C) e Axmed® (Figura 3: D) a entrada do fluxo de O₂ está localizada posteriormente à válvula de entrada de ar da unidade compressível (Figura 3: 1), 1 l/min não foi suficiente para abrir esta válvula e direcionar o ar para o conector do paciente. Desta forma, o fluxo de O₂ escapava para a atmosfera através do conector do reservatório de O₂ quando o RMAI era testado sem este acessório e, através da válvula de pressão do reservatório de O₂ quando este estava acoplado. No caso do Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F), que recebem o fluxo de O₂ no interior da unidade compressível, o fluxo de 1 l/min de O₂ não foi suficiente para que a válvula do paciente obstruísse a saída do conector do paciente e direcionasse o fluxo de O₂ para a saída expiratória do conector do paciente (Figura 1: saída).

Entre os RMAI que não têm a opção de acoplar o reservatório de O₂ o Axmed® (Figura 3: D) ofereceu o menor fluxo de O₂. Quando este RMAI recebeu fluxos de 10 e 15 l/min de O₂, a válvula disco no interior do conector do paciente apresentou vibrações entre a posição de inspiração e expiração, o que dividiu o fluxo de gás em duas partes: uma

porção se direcionou para a saída do conector do paciente (Figura 1: saída) e outra para o paciente (Figura 1: paciente).

Nos RMAI que possuem válvula tipo boca-de-peixe no interior do conector do paciente (Missuori® e CE Reanimadores® (Figura 3: A bp), e válvula disco semifixo (Narcosul, (Figura 3: F dfs) não foram percebidas variações de posicionamento das válvulas do paciente, pois estas apresentaram abas que as fixam no conector do paciente.

Os RMAI que apresentam opção para acoplar o reservatório de O₂: Missuori®, CE Reanimadores® (Figura 3: A), Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Protec® vinil (Figura 3: C), quando testadas sem este acessório, começaram a oferta de O₂ pelo conector do paciente somente quando recebiam fluxo de O₂ de 10 l/min. Este fluxo de O₂ conseguiu abrir a válvula de entrada de ar C (Figura 1), direcionar o gás para a unidade compressível e, em seguida, para o conector do paciente. Quando estes RMAI foram testados com o reservatório de O₂, este acessório evitou o escape do fluxo de O₂ pelo seu conector (Figura 1), abrindo a válvula de entrada de ar C e direcionando o gás para o conector do paciente, mesmo em fluxos menores que 10 l/min.

O Protec® vinil sem a presença do reservatório de O₂ não apresentou fluxo pelo conector do paciente em nenhum dos fluxos pesquisados, devido o fluxo de O₂ ser direcionado paralelamente à válvula de entrada de ar C (Figura 3: C 1), da unidade compressível, fato que permitiu que o fluxo de O₂ recebido pelo RMAI fosse direcionado para o meio ambiente.

A observação da Tabela 2 mostra que o modelo Axmed (Figura 3: D) sem manipulação da bolsa não oferece alto fluxo de O₂ mesmo recebendo um fluxo de gás 15 l/min.

Desta forma, podemos sugerir que, quando o operador for utilizar o RMAI como fonte de oferta de O₂ em pacientes sob processo de intubação endotraqueal ou durante transporte de pacientes não intubados apresentando respirações espontâneas, utilize aqueles com reservatório de O₂ acoplado à unidade compressível nas marcas que possuem esta opção e com a unidade compressível recebendo 15 l/min, com a finalidade garantir maior oferta de fluxo de O₂ para o paciente. Sugerimos que para o uso dos RMAI com esta finalidade o operador precisa conhecer as características de seu ressuscitador.

5.4- Eficácia do funcionamento da válvula do paciente quando o RMAI recebe fluxo de O₂ de 35 l/min

Em princípio, os RMAI devem funcionar sem alterações no desempenho de suas válvulas quando estes recebem fluxos de O₂ de até 35 l/min, pois sabe-se que altos fluxos de O₂ podem fixar a válvula do paciente em posição de inspiração e conseqüentemente injetar ar no pulmão do paciente, de forma contínua, acarretando altas pressões no sistema respiratório (Silbergleit et al, 1996; Strange, 1999; Cooper e Grgas, 2000; Kollef, 1991; Chen et al, 2002; Von-goedecke et al., 2004; Zecha-stallinger et al., 2004; Barnes et al., 2005). Grandes pressões inspiratórias podem ser a gênese de pneumotórax e distúrbios hemodinâmicos, sendo que estas ocorrências podem ser fatais (Monnerot, 1968; Sai, 1968; Cailar, 1974; Klick et al, 1978; Eichenhorn, 1979; Paradis e Caldwell, 1979, Olver e Pope, 1984; Shulman et al., 1987; Kollef, 1991; Rodriguez, et al., 1995;). A situação clínica de pneumotórax causada pela má utilização dos RMAI pode ser de difícil identificação nos pacientes graves, pois estes podem apresentar alterações cardíacas e/ou pulmonares importantes, alteração mental ou estar sob ventilação mecânica; o que dificultaria o diagnóstico (Kollef, 1991; Strange, 1999). Chen et al (2002) em um estudo retrospectivo com 60 pacientes internados na UTI de um hospital escola, internados por pneumotórax ou que desenvolveram pneumotórax, que os primeiros tinham melhor prognóstico que os segundos.

Alguns autores relatam que altos fluxos de O₂ ofertados ao RMAI podem ser facilmente conseguido de forma acidental durante situações emergenciais, devido à abertura excessiva do fluxômetro de O₂ (Klick et al., 1978; Paradis e Caldwell, 1979; Olver e Pope, 1984; Shulman, et al., 1987; Kollef, 1991; Silbergleit et al., 1996; Strange, 1999; Cooper & Grgas, 2000; Chen et al., 2002; Turki, et al., 2005). Como a maioria dos fluxômetros de O₂ à beira do leito apresentam escala de até 15 a 20 l/min (Barnes & McGarry, 1990), o ideal seria que os RMAI ofertassem FiO₂ em torno de 0,80 (ISO, 1997; ASTM, 1999) quando recebem fluxos de O₂ de até 15 l/min, pois caso houvesse a necessidade de fluxos superiores de O₂ para conseguir melhor *performance* de FiO₂, não haveria condições de controlar o fluxo de O₂ ofertado ao RMAI, e oferecendo grande fluxo de O₂ pode ocasionar alterações no funcionamento das válvulas do RMAI (Barnes & McGarry, 1990).

Os RMAI da marca Missuori®, CE Reanimadores® (Figura 3: A), Oxigel® modelo B (Figura 3: B) e Protec® vinil (Figura 3: C) não apresentaram problemas em ventilar o pulmão-teste quando receberam fluxo de O₂ de 35 l/min.

Os RMAI da marca Axmed® (Figura 3: D), Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F) tiveram as válvulas do paciente presas em posição de inspiração quando o RMAI recebia o mesmo fluxo. Este fato parece ter ocorrido nas marcas Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F) devido o fluxo de O₂ ser direcionado ao interior da unidade compressível, exercendo pressão sobre a válvula do paciente mantendo-a fixa em inspiração (Figura 1: saída). Este mesmo fato ocorreu também com o RMAI da marca Axmed® (Figura 3: D 1), pois apesar de neste RMAI o fluxo de O₂ não ser direcionado diretamente ao interior da unidade compressível, este está disposto perpendicularmente a válvula de entrada de ar localizada na porção posterior da unidade compressível. Desta forma quando o RMAI Axmed (Figura 3: D 1) recebeu fluxo de O₂ de 35 l/min, este fluxo forçou a abertura da válvula de entrada (Figura 3: D 4), o quê, por sua vez, permitiu a entrada de fluxo de O₂ para o interior da unidade compressível e, conseqüentemente, exercia pressão sobre a válvula do paciente mantendo-a fixa em inspiração, impedindo que o ar fosse expelido pela saída do conector do paciente.

Os três RMAI, Axmed® (Figura 3: D), Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F), recebendo 35 l/min de fluxo gasoso ficaram impossibilitados de ventilar o pulmão-teste devido ao fato deste equipamento ficar completamente cheio de ar, excedendo a sua capacidade inspiratória, com conseqüentemente impossibilidade de funcionamento.

5.5- Capacidade de vedação da válvula do paciente em impedir que o ar ejetado do sistema respiratório do paciente retorne para o interior da unidade compressível

Falhas na vedação da válvula do paciente (Figura 1) podem causar passagem de CO₂ para o interior da unidade compressível e ser reinjetado no sistema respiratório do paciente durante as manipulações do RMAI. Baixas concentrações de CO₂ inspirado, 0,10

ou 0,20, podem aumentar a PaCO₂ e diminuir o pH sanguíneo, devido a acidose respiratória (Barnes e Stockwell, 1991). Além disto, concentrações maiores de CO₂ podem diminuir a concentração de O₂ ofertada para o paciente, o que pode ser deletério ao paciente, principalmente durante as manobras de ressuscitação cardíaca (Augustine et al., 1987; Mazzolini e Marshall, 2004), durante a qual o paciente deve receber a maior concentração de O₂ possível (Guidelines of the European Resuscitation Council 2000 on advanced adult life support, 2000; Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, 2000). Na circunstância em que realizamos este teste, a ISO (1997) e ASTM (1999) preconizam que a quantidade de O₂ no interior da unidade compressível não exceda 31%, durante as manipulações da unidade compressível do RMAI, pois o aumento da concentração de O₂ na unidade compressível, indica também a entrada de CO₂.

O Protec® vinil foi o único que apresentou falha na vedação da válvula do paciente, o que ocasionou, no interior da unidade compressível, em uma quantidade de O₂ superior ao preconizado, isto é, 39%. (Gráfico 16). A válvula do paciente deste ressuscitador apresentou vibrações da posição de inspiração para a posição de expiração durante a manipulação da unidade compressível, o que ocasionou a divisão do fluxo vindo da bolsa de anestesia: uma porção se direcionou para a saída do conector do paciente (Figura 1: saída) e a outra para o interior da unidade compressível. Os outros ressuscitadores que apresentam válvulas tipo disco: Oxigel® modelo A (Figura 3: E),

Oxigel® modelo B (Figura 3: B) e Axmed® (Figura 3: D) também mostraram estas vibrações nas válvulas do paciente, embora em menor intensidade que a marca Protec vinil®. Parece recomendável que os RMAI que possuem válvula tipo disco sejam munidas de um dispositivo que as façam retroceder após a fase inspiratória.

Não foi observado vibrações nos RMAI que apresentam válvulas do paciente tipo boca-de-peixe: Missouri® e CE Reanimadores® (Figura 3: A bp) ou disco semi fixo (Narcosul® Figura 3: F dsf), pois estas apresentam abas que as fixam no conector do paciente.

5.6- Teste de resistência ao fluxo inspiratório e expiratório do conector do paciente

A resistência ao fluxo inspiratório no interior do conector do paciente do RMAI, no sentido unidade compressível-paciente, pode influenciar a eficácia da ventilação, pois em caso de elevada resistência pode ocorrer a necessidade de excessiva força de compressão da unidade compressível, com a finalidade de vencer esta resistência e direcionar o fluxo inspiratório para o sistema respiratório do paciente; o que pode levar à fadiga do operador. Além disto em caso de elevada resistência inspiratória pode ocorrer o aumento do tempo inspiratório necessário para o esvaziamento da unidade compressível (Hess e Simmons, 1992). A ISO (1997) e ASTM (1999) recomendam que a pressão na porção posterior do conector do paciente esteja em torno de 5 cmH₂O, quando este está recebendo um fluxo de 50 l/min de ar comprimido. As mais altas resistência ao fluxo inspiratório nos RMAI testados em nossa pesquisa foram de 8 cmH₂O no RMAI Missuori® (Figura 3: A) e 7 cmH₂O no RMAI Oxigel® modelo B (Figura 3: B) e CE Reanimadores® (Figura 3: A). As outras marcas de RMAI apresentaram pressões menores que 5 cmH₂O.

A resistência ao fluxo expiratório no interior do conector do paciente dos RMAI, no sentido sistema respiratório-ar ambiente, pode influenciar a eficácia da ventilação do paciente, pois em caso de elevada resistência ao fluxo pode ocorrer a formação de auto-PEEP devido à necessidade do aumento do tempo expiratório. Além disto a necessidade de excessiva força da musculatura expiratória do paciente, quando este porta tubo endotraqueal e apresenta movimentos respiratórios voluntários, pode ocasionar fadiga muscular (Hess e Simmons, 1992). A ISO (1997) e ASTM (1999) recomendam, também, no caso de haver resistência ao fluxo expiratório que a pressão na porção anterior do conector do paciente não exceda 5 cmH₂O, quando esta está recebendo um fluxo da gás de 50 l/min.

A mais alta resistência ao fluxo expiratório nos RMAI testados em nossa pesquisa foi de 7 cmH₂O nos RMAI Missouri® (Figura 3: A), Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Axmed® (Figura 3: D) e Oxigel® modelo A (Figura 3: E). As outras marcas de RMAI apresentaram pressões expiratórias menores que 5 cmH₂O.

5.7- Teste de funcionamento do RMAI na presença de vômito no conector do paciente

Durante a ventilação do paciente não intubado utiliza-se a máscara de ressuscitação do RMAI, e, nesta circunstância pode ocorrer que o paciente venha a regurgitar, e eventualmente o vômito pode passar para o interior do conector do paciente, o que pode prejudicar a eficácia ou mesmo impedir o funcionamento do equipamento. O tempo gasto para retirar este material pode ocasionar a piora do quadro clínico do paciente (Barnes e McGarry, 1990). Todas as marcas utilizadas no presente trabalho, tiveram condições de ventilar normalmente o pulmão-teste após, no máximo 20 segundos de procedimento de retirada de vômito, estando dentro das recomendações (ISO, 1997; ASTM, 1999).

5.8- Teste de queda

Alguns autores relatam a importância da aplicação do teste de queda nos RMAI (Barnes e Stockwell, 1991), pois no caso do equipamento cair durante o transporte ou durante a ressuscitação do paciente, poderia ocorrer estrago em suas peças e ou alteração de posicionamento das válvulas que compõem o RMAI, com conseqüente prejuízo ou impossibilidade de ventilar o paciente. Não obstante o tempo gasto para reposicionar corretamente as válvulas do RMAI, para que estas voltassem a funcionar normalmente ou mesmo a troca do RMAI quebrado, pode ocasionar a piora do quadro clínico do paciente (Barnes e McGarry, 1990). A altura de 1,50 metros foi escolhida por ser este o valor mais frequente na ocorrência de quedas (ISO, 1997; ASTM, 1999). Encontra-se na literatura alguns trabalhos relatando problemas mecânicos com RMAI após a sua queda (Barnes e Stockwell, 1991, Barnes e Potash, 1989, Barnes e McGarry, 1990). Não houve estragos macroscópicos ou alteração de posicionamento nas válvulas após o teste de queda, que ocasionasse impedimento da ventilação do pulmão-teste em nenhum dos RMAI utilizados nesta pesquisa.

5.9- Análise das recomendações fornecidas pelos fabricantes

A falta de informação nos diferentes componentes básicos do RMAI que identifique a marca pode levar à montagem errônea do equipamento pela troca por componentes de outros modelos, após a sua assepsia, causando impossibilidade de funcionamento do aparelho, o que, em situações emergências podem ser deletérias para o paciente (Barnes e Mcgarry, 1990; ISO, 1997; ASTM, 1999; Mazzolini e Marshall, 2004).

Nenhum dos RMAI, mesmo quando adquiridos novos, não trouxeram informações sob qual o fluxo de O₂ seguro a ser ofertado à unidade compressível e qual o valor médio da FiO₂ ofertada pelo RMAI em diferentes fluxos de O₂ recebidos. Somente foi encontrado identificação das marcas do RMAI nas unidades compressíveis dos RMAI Oxigel modelo A e B®, Missouri®, Narcosul® e Protec ®.

6- CONCLUSÃO

- 1- Todos os RMAI que possuem a opção de acoplagem do reservatório de O₂, Oxigel® modelo B (Figura 3: B), Missouri®, CE Reanimadores® (Figura 3: A) e Protec® vinil (Figura 3: D) forneceram maiores valores de FiO₂ quando este acessório estava conectado à unidade compressível do RMAI, sendo que o CE Reanimadores® (Figura 3: A) foi o único a ofertar uma FiO₂ um pouco menor. Os RMAI que possuem acoplagem para o reservatório de O₂ quando utilizados sem este acessório, mesmo recebendo fluxo de O₂ de 10 ou 15 l/min ofereceram FiO₂ em torno de 0,4, que é o FiO₂ oferecido pelo Oxigel A® (Figura 3: E), Axmed® (Figura 3: D), e Narcosul® (Figura 3: F), recebendo 1 l/min. Quando não se utilizou o reservatório de O₂ as FiO₂ ofertadas foram menores. Os RMAI que não têm a opção de acoplagem do reservatório de O₂ na unidade compressível, Axmed® (Figura 3: D), Oxigel® modelo A (Figura 3: E) e Narcosul® (Figura 3: F), apresentaram maiores FiO₂ em relação aos RMAI testados com o reservatório de O₂ acoplado, em todos os fluxos de O₂ ofertado. Não se observaram variações significativas quando se comparou as FiO₂ ofertadas pelos RMAI quando estes foram utilizados com uma ou duas mãos.

- 2- Os RMAI que recebem fluxo de O₂ diretamente no interior da unidade compressível (Oxigel® A e Narcosul®), tiveram a válvula do paciente presas em posição de inspiração quando receberam fluxo de O₂ a partir de 5 l/min. Esta situação não ocorreu nos outros modelos em que o fluxo de O₂ é direcionado para a porção externa da unidade compressível: Oxigel® B, Missouri®, CE Reanimadores®, Protec® vinil e Axmed®. Estes últimos RMAI não apresentaram alterações da pressão de pico, do volume corrente e do fluxo inspiratório e expiratório em função dos diferentes fluxos de O₂ recebidos. Os ressuscitadores Oxigel® A e Narcosul® apresentaram alterações nestas variáveis em função do fluxo de O₂ recebido pelos ressuscitadores. Imediatamente após a fase expiratória o ressuscitador Oxigel® A e o ressuscitador Narcosul®, continuaram a ofertar fluxo de O₂ ao pulmão-teste, fato que ocasionou a oferta de volume aéreo desde o término da expiração até o início da compressão da unidade compressível, ocasionando elevação da pressão inspiratória e do volume corrente ofertados ao pulmão-teste. O RMAI Oxigel® modelo A manteve a válvula do paciente presa em posição de inspiração quando recebia fluxos de O₂ superiores a 1 l/min.

- 3- Quando o operador for utilizar o RMAI como fonte de oferta de O₂ em pacientes sob processo de intubação endotraqueal ou durante transporte de pacientes não intubados apresentando respirações espontâneas, os RMAI devem estar com reservatório de O₂ acoplado à unidade compressível nas marcas que possuem esta opção e com a unidade compressível recebendo 15 l/min.
- 4- Os RMAI da marca Missuori®, CE Reanimadores®, Oxigel® modelo B e Protec® vinil, não apresentaram problemas em ventilar o pulmão-teste quando receberam fluxo de O₂ de 35 l/min. Os RMAI, Axmed®, Oxigel® modelo A e Narcosul®, recebendo 35 l/min ficaram impossibilitados de ventilar o pulmão-teste devido ao fato deste equipamento ficar completamente cheio de ar, excedendo a sua capacidade inspiratória, com conseqüentemente incapacidade de funcionamento.
- 5- O RMAI Protec® vinil foi o único RMAI que apresentou falha na vedação da válvula do paciente devido a vibração desta peça durante a manipulação da unidade compressível.
- 6- As mais altas resistências ao fluxo inspiratório nos RMAI testados em nossa pesquisa foram de 8 cmH₂O no RMAI Missuori® e 7 cmH₂O no RMAI Oxigel® modelo B e CE Reanimadores®. As outras marcas de RMAI apresentaram pressões menores que 5 cmH₂O. A mais alta resistência ao fluxo expiratório nos RMAI testados em nossa pesquisa foi de 7 cmH₂O nos RMAI Missouri®, Oxigel® modelo B, Axmed® e Oxigel® modelo A. As outras marcas de RMAI apresentaram pressões expiratórias menores que 5 cmH₂O.
- 7- Todas as marcas, utilizadas no presente trabalho, tiveram condições de ventilar normalmente o pulmão-teste após, no máximo, 20 segundos de procedimento de retirada de vômito.
- 8- Não houve danos visíveis ou alteração de posicionamento das válvulas após o teste de queda, que ocasionassem impedimento da ventilação do pulmão-teste em nenhum dos RMAI utilizados nesta pesquisa.

9- Nenhum dos RMAI, mesmo sendo adquiridos novos, não trouxeram informações sob qual o fluxo de O₂ seguro a ser ofertado à unidade compressível e qual o valor médio da FiO₂ ofertada pelo RMAI em diferentes fluxos de O₂ recebido. Somente foi encontrada identificação das marcas do RMAI nas unidades compressíveis dos RMAI Oxigel modelo A e B ®, Missouri®, Narcosul® e Protec ®.

7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Allen JR. The use of the life aid cardiopulmonary resuscitator--preliminary report. Br J Clin Pract 1974; 28(8):286-8.

ASTM (American Society for Testing and Materials). Standard specification for performance and safety requirements for resuscitators intended for use with humans. F-920-85. Philadelphia: Am Soc Testing & Materials; 1999.

Augustine JA, Seidel DR, McCabe JB. Ventilation performance using a self-inflating anesthesia bag: effect of operator characteristics. Am J Emerg Med 1987; 5(4):267-70.

Barnes TA, Catino ME, Burns EC, Chan WK, Ghazarian G, Henneberg WR. Comparison of an oxygen-powered flow-limited resuscitator to manual ventilation with an adult 1,000-mL self-inflating bag. Respir Care 2005; 50(11):445-50.

Barnes TA, McGarry WP. Evaluation of ten disposable manual resuscitators. Respir Care 1990; 35(10):960-8.

Barnes TA, Potash R. Evaluation of five adults disposable operator-powered resuscitators. Respir Care 1989; 34(4):254-61.

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.

Barnes TA, Watson ME. Oxygen delivery performance of four adult resuscitation bags. Respir Care 1982; 27(2):139-46.

Barnes TA, Watson ME. Oxygen delivery performance of old and new designs of the Laerdal, Vitalograph and AMBU adult manual resuscitators. Respir Care 1983; 28(9): 1121-8.

Beaver RA. A ward resuscitator. Br Med J 1962; 29:1756.

Bennett S, Finer NN, Rich W, Vaucher Y. A comparison of three neonatal resuscitation devices. Resuscitation 2005; 67(1):113-8.

Berney S, Denehy L, Pretto J, Maxwell LJ, Ellis ER. The effect on expiratory flow rate of maintaining bag compression during manual hyperinflation. Aust J Physiother 2004; 50(1):47-9.

Boidin MP, Mooi B, Erdmann W. Controlled administration of oxygen with self inflating resuscitation bags. Acta Anaesthesiol Belg 1980; 31(2):157-65.

Cailar J. Acute gastric pathology after stress. I. Point of view of the resuscitator. Ann Anesthesiol Fr 1974; 15(1):23-7.

Carden E, Hughes T. Evaluation of manually operated self-inflating resuscitation bags. Anesth Analg. 1975; 54(1):133-8.

Carter BG, Fairbank B, Tibballs J, Hochmann M, Osborne A. Oxygen delivery using self-inflating resuscitation bags. Pediatr Crit Care Med 2005; 6(2):125-8.

Chen K, Jerng JS, Liao W, Ding L, Kuo L, Wang J. Pneumothorax in the ICU: patient outcomes and prognostic factors. Chest 2002; 122:678-83.

Clemente AJ, Husch SK. Chest physiotherapy by the bag squeezing method. Physiotherapy 1968; 54:355-9.

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):104-7.

Cooper RM, Grgas S. Fatal barotrauma resulting from misuse of a resuscitation bag. Anesthesiology 2000; 93(3):892-93.

Corley M, Ledwidge MK, Glass C, Grap MJ. The myth of 100% oxygen delivery through manual resuscitation bags. J Emerg Nurs 1993; 19(1):45-9.

Cramond T, O'Callaghan JP. The combibag: an evaluation of a new self-inflating resuscitator. Anaesth Intensive Care 1986; 14(1):66-9.

Cushing P. Mis-assembly of adult and pediatric manual resuscitators. Resuscitation 2002; 55(3):347-8.

Dechene JP. Anesthetist-resuscitator and the asthmatic patient. Laval Med 1970; 41(10):1018-9.

Dery R. The anesthetist-resuscitator in the treatment of "status asthmaticus". Laval Med 1969; 40 (3):238-42.

Diack AW, Welborn WS, Rullman RG, Walter CW, Wayne MA. An automatic cardiac resuscitator for emergency treatment of cardiac arrest. *Med Instrum* 1979; 13(2):78-83.

Dorges V, Ocker H, Hagelberg S, Wenzel V, Schmucke P. Optimisation of tidal volumes given with self-inflatable bags without additional oxygen. *Resuscitation* 2000; 43(3):195-9.

Dunkley CJ, Thomas NA, Taylor RJ, Perkins RJ. A comparison of standard and a modified method of two resuscitators adult cardiopulmonary resuscitation: description of a new system for research into advanced life support skills. *Resuscitation* 1998; 38(1):7-12.

Eaton JM. Medical technology adult manual resuscitators. *Br J Hosp Med* 1984; 31(1):67-70.

Eichenhorn MS. Gastric rupture complicating post-extubation laryngeal edema and the use of a manual resuscitation bag. *Chest* 1979; 76(3):324-5.

Eross B, Tobias J, Hrehocik AJ, Kern CF. Instant oxygen delivery system for manual resuscitators. *Respir Care* 1984; 29(9):919-21.

Fierer J, Taylor PM, Gezon HM. *Pseudomonas aeruginosa* epidemic traced to delivery-room resuscitators. *N Engl J Med* 1967; 76(18): 991-6.

Freeman G, Hannallah M. Severe hypoventilation resulting from improper use of a disposable manual resuscitator. *J Clin Anesth* 1995; 7(3): 267.

Glass C, Grap MJ, Corley MC, Wallace D. Nurses' ability to achieve hyperinflation and hyperoxygenation with a manual resuscitation bag during endotracheal suctioning. *Heart Lung* 1993; 22(2):158-65.

Goedecke A, Lindner KH, Hormann C. A strategy to optimize the performance of the mouth-to-bag resuscitator using small tidal volumes: effects on lung and gastric ventilation in a bench model unprotected airway. *Resuscitation* 2004; 61(1):69-74.

Guidelines of the European Resuscitation Council 2000 on advanced adult life support. A statement of the Advanced Life Support Working Group as approved by the Executive Committee of the European Resuscitation Council. *Anaesthetist* 2002; 51(4):293-8.

Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. The American Heart Association in collaboration with the International Liaison Committee on Resuscitation. *Circulation*. 2000; 22102(8 Suppl):I172-203.

Harber T, Lucas BG. An evaluation of some mechanical resuscitators for use in the ambulance service. *Ann R Coll Surg Engl* 1980; 62(4):291-3.

Hedley-Whyte J. US and international standards for resuscitators. *JAMA* 1989; 261(13):1880.

Herce A, Lerga C, Martinez A, Zapata MA, Asiain MC. Endotracheal aspiration: respirator vs. manual resuscitation as method for hyperoxygenation and hyperinflation. *Enferm Intensiva* 1999; 10(3):99-109.

Hermansen MC, Prior MM. Oxygen concentrations from self-inflating resuscitation bags. *Am J Perinatol* 1993; 10(1):79-80.

Hess D, Simmons M. An evaluation of the resistance to flow through the patient valves of twelve adult manual resuscitators. *Respir Care* 1992; 37(5):432-8.

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):800-5.

Hillman K, Albin M. Pulmonary barotrauma during cardiopulmonary resuscitation. *Crit Care Med* 1986; 14(7):606-9.

Hodgson C, Carool S, Denehy L. A survey of manual hyperinflation in Australian hospital. *Aust J Physiother* 1999; 45:185-93.

ISO (International Organization for Standardization). International Standard ISO 8382: 1997(E). Resuscitators intended for use with humans. New York: American National Standards Institute, 1988. Available at <http://www.iso.org>. Accessed September 21, 2004.

Jones A, Hutchinson R, Lin E. Peak expiratory flow rates produced with the Laerdal and Mapleson-C bagging circuits. *Aust J Physiother* 1992; 38:211-215.

Jones AYM, Hutchinson RC, OH T. Chest physiotherapy practice in intensive care units Australia, the UK and Hon Kong. *Physiother Theory Pract* 1992; 8:39-47.

Jones A, Jones R, Bacon-Shone J. A comparison of expiratory flow rates in two breathing circuits used for manual hyperinflation of the lungs. *Physiotherapy* 1991; 77:593-97.

Karl WF. Oxygen concentrations achieved with manual resuscitator. *N Y State J Med* 1966; 66(15): 2018-9.

King D, Morrell A. A survey on manual hyperinflation as a physiotherapy technique in intensive care units. *Physiotherapy* 1992; 78:747-50.

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.

Klick JM, Bushnell LS, Bancroft ML. Barotrauma, a potential hazard of manual resuscitators. *Anesthesiology* 1978; 49(5):363-5.

Kollef MH. Risk factors for the misdiagnosis of pneumothorax the intensive care unit. *Crit Care Med* 1991; 19:906-10.

Kravath RE, Schonberg SK. Tension-pneumothorax hazard. *N Engl J Med* 1968; 278(25):1403.

Krischer JP, Melker RJ, Barkalow CE. A programmable resuscitator for evaluation of CPR standards. *Med Instrum* 1980; 14(1):51-3.

LeBouef LL. 1980 assessment of eight adult manual resuscitators. *Respir Care* 1980; 25(11): 1136-42.

Lucas BG, Trotman CG, Whitcher HW. A hand-operated resuscitator. *Br Med J* 1959; 46(5130): 1165-6.

Mazzolini DG, Marshall NA. Evaluation of 16 adult disposable manual resuscitators. *Respir Care* 2004; 49(12):1509-14.

McCabe SM, Smeltzer SC. Comparison of tidal volumes obtained by one-handed and two-handed ventilation techniques. *Am J Crit Care* 1993; 2(6):467-73.

McCarren B, Chow CM. Manual hyperinflation: a description of the technique. Aust J Physiother 1996; 42 (3):203-8.

Mills PJ, Baptiste J, Preston J, Barnas GM. Manual resuscitators and spontaneous ventilation an evaluation. Crit Care Med 1991; 19(11):1425-31.

Miracle VA, Allnutt DR. Using a manual resuscitator correctly. Nursing 1990; 20(5):49-51.

Monnerot D. The resuscitator and death. Presse Med 1968; 76(49):2368.

Morrow B, Futter M, Argent A. Effect of endotracheal suction on lung dynamics in mechanically-ventilated paediatric patients. Aust J Physiother 2006; 52(2):121-6.

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.

Nimmagadda U, Salem MR, Joseph NJ, Lopez G, Megally M, Lang DJ. Efficacy of preoxygenation with tidal volume breathing: comparison of breathing systems. Anesthesiology 2000; 93(3):693-8.

Olver JJ, Pope R. Potential hazard with silicone resuscitators. Anaesthesia 1984; 39(9): 933-4.

Osborn HH, Kayen D, Horne H, Bray W. Excess ventilation with oxygen-powered resuscitators. Am J Emerg Med 1984; 2(5):408-13.

Pacy H. Cardiac arrest: description of a portable resuscitator. Fam Pract 1984; 1(4):243-4.

Paradis IL, Caldwell EJ. Traumatic pneumocephalus: a hazard of resuscitators. J Trauma 1979; 19(1):61-3.

Phillips GD, Skowronski GA. Manual resuscitators and portable ventilators. Anaesth Intensive Care 1986; 14(3):306-13.

Priano LL, Ham J. A simple method to increase the FDO₂ of resuscitator bags. Crit Care Med 1978; 6(1):48-9.

Rodriguez, AL, Sanchez LL, Julia, JA. Pneumoperitoneum associated with manual ventilation using a bag-valve device. Acad Emerg Med 1995; 2:944-5.

Ross JA, Manson HJ. Behaviour of three resuscitators under hyperbaric conditions. *Aviat Space Environ Med* 1977; 48(1):26-8.

Rubenstein AD, Fowler RN. Salmonellosis of the newborn with transmission by delivery room resuscitators. *Am J Public Health* 1955; 45(9):1109-14.

Sancho J, Servera E, Marin J, Vergara P, Belda FJ, Bach JR. Effect of lung mechanics on mechanically assisted flows and volumes. *Am J Phys Med Rehabil* 2004; 83:698-703.

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):804-5.

Shulman D, Beilin B, Olshwang D. Pulmonary barotrauma during cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 1987; 15(3):201-7.

Sia RL. The role of the anesthetist-resuscitator in cases of spontaneous rupture of the esophagus. *Can Anaesth Soc J* 1968; 15(3):276-80.

Silbergleit R, Lee DC, Blank-Reid C, McNamara RM. Sudden severe barotrauma from self-inflating bag-valve devices. *J Trauma* 1996; 40(2):320-2.

Smith G. Problems with mis-assembly of adult manual resuscitators. *Resuscitation* 2002; 53(1):109-11.

Steinbach RB, Carden E. 1973 assessment of eight adult resuscitator bags. *Respir Care* 1975; 20(1):69-76.

Stemp LI. Manual resuscitators and spontaneous ventilation-an evaluation. *Crit Care Med* 1992; 20(10):1496.

Strange C. Pleural complications in the intensive care unit. *Clin Chest Med* 1999; 20: 317-27.

Tai E, Clifton B. Assessment of the "Air Viva", a new "Portable" resuscitator. *Med J Aust* 1964; 101:57-60.

Tibballs J, Carter B, Whittington N. A disadvantage of self-inflating resuscitation bags. *Anaesth Intensive Care* 2000; 28(5):587.

Tucker J, Hanson CW, Chen L. Pneumothorax reexacerbated by a self-inflating bag-valve device. *Anesthesiology* 1992; 76(6):1067-8.

Turki M, Young MP, Wagers SS, Bates JH. Peak pressures during manual ventilation. *Respir Care* 2005; 50(3):340-4.

Von Goedecke A, Paal P, Kelle C, Voelckel WG, Herff H, Lindner K. Ventilation of an unprotected airway: evaluation of a new peak-inspiratory-flow and airway-pressure-limiting bag-valve-mask. *Anaesthesist* 2006; 55(6):629-34.

Wadwa S, Bahl CP. The effect of addition of oxygen to some emergency resuscitators. *J Indian Med Assoc* 1967; 48(1):26-9.

Zecha-Stallinger A, Wenzel V, Wagner-Berger HG; Von Goedecke A, Lindner KH, Hormann C. A strategy to optimise the performance of the mouth-to-bag resuscitator using small tidal volumes: effects on lung and gastric ventilation in a bench model of an unprotected airway. *Resuscitation* 2004; 61(1):69-74.

8- ANEXO

8.1- Artigo Publicado

8.1.1- Oxygen flowrate offered from 7 different self-inflating resuscitator bags, receiving different O₂ flowrates to patients with spontaneous ventilation.

Fluxo de oxigênio oferecido por 7 diferentes ressuscitadores manuais auto-infláveis, recebendo diferentes fluxos de oxigênio, em pacientes com ventilação espontânea.

RESUMO

Objetivo: Determinar o fluxo de O₂ oferecido por 7 ressuscitadores manuais auto-infláveis, com e sem reservatório de O₂, recebendo diferentes fluxos de O₂, sem manipulação da unidade compressiva simulando o uso para um paciente respirando espontaneamente. **Método:** Um fluxômetro de O₂ de parede foi conectado ao ressuscitador manual auto-inflável e outro medidor de fluxo foi conectado ao conector do paciente para medir o fluxo de saída de O₂. Os ressuscitadores receberam fluxos de 1, 5, 10 e 15 L/min de O₂ e foram testados com e sem o reservatório de O₂ acoplado. Para a análise estatística utilizou-se o teste ANOVA e *t*. **Resultados:** Os ressuscitadores foram testados no Serviço de Unidade Respiratória do HC/UNICAMP. Os ressuscitadores que têm a opção de acoplar o reservatório de O₂ apresentaram maior fluxo de saída de O₂ quando este dispositivo estava conectado. Todos os ressuscitadores manuais auto-infláveis ofertaram maior fluxo de O₂ quando receberam 15 L/min. Entretanto nem todos os modelos testados ofereceram fluxo de O₂ suficiente mesmo quando estas duas condições anteriores foram seguidas. **Conclusão:** Os ressuscitadores estudados, quando utilizados como fonte de O₂ em pacientes não intubados com respiração espontânea, devem obrigatoriamente estar com o reservatório de O₂ conectado a unidades compressíveis em todos os modelos que têm esta opção. Todos os ressuscitadores recebendo um maior fluxo de O₂ oferecem maior fluxo e devem ser usados com 15 L/min O₂. Não é seguro utilizar o ressuscitador para este propósito sem o conhecimento de suas características.

Descritores: Oferta de oxigênio, Ressuscitação, equipamento, Ventilação, Tratamento intensivo

ABSTRACT

Objective: To determine the O₂ flow offered by 7 self-inflating resuscitator bags, with and without O₂ reservoirs, and with no manipulation of the bag, receiving different O₂ flow, simulating the use to a patient breathing spontaneously. **Methods:** Seven self-inflating resuscitator bags were tested in a pulmonary laboratory in HC/UNICAMP. A wall O₂ flowmeter was attached to a resuscitator and another flowmeter was attached in patient connector port to survey the exit of the O₂ flow. The self-inflating resuscitator bags that allowed connection of the O₂ reservoirs had been tested with and without this device. The 7 resuscitator were tested receiving O₂ flows from 1, 5, 10 e 15 L/min. Statistical analyses were performed using ANOVA and *t* test. **Results:** The resuscitators that have the option to attach the O₂ reservoir present greater O₂ flow output when the devise was also attached. All self-inflating resuscitator bags offered a greater flow of O₂ when receiving 15 L/min. However not all models offered sufficient O₂ flow even when the two previous conditions were followed. **Conclusion:** The resuscitators studied, when used as a source of O₂ in spontaneously breathing non-intubated patients, must have the O₂ reservoir attached to the compressible unit with all models that have this option. When receiving a greater flow of O₂, all self-inflating resuscitator bag offered a greater flow of O₂, and should be used when receiving at least 15 L/min O₂. It is not safe to use a self-inflating resuscitator bag for this purpose without knowing their characteristics.

Key words: Oxygen delivery, resuscitation, equipment, ventilation intensive care

INTRODUCTION

The self-inflating resuscitator bag is a device used to ventilate patients who require ventilatory support ^{1, 2, 3}. Usually during transport, manual resuscitator units are used with patients making spontaneous breathing efforts, for providing high oxygen concentration. However, in some cases the self-inflating resuscitator bag, as long as attached to a source of O₂, can be used to keep or to increase the O₂ arterial pressure when the patient is wearing their mask and breathing spontaneously ^{2, 4}. This process can be used before endotracheal intubation ⁵⁻¹¹ and during extra or intra-hospital transportation ¹².

The self-inflating resuscitator bag's compressible unit has the capacity to re-expand after being compressed, thus dispensing the need of a source of continuous gas flow ³. This characteristic differentiates them from flow-inflating resuscitators bags and gas-powered resuscitators; which must receive a continuous gas flow to function sufficiently ^{2, 3}.

The self-inflating resuscitator bag can be divided in two parts: compressible unit and patient connector (Figure 1). The compressible unit is the part to be compressed by the operator to provide air volume for the patient. In the anterior part of this unit there is the patient connector, where the mask or endotracheal tube can be connected.

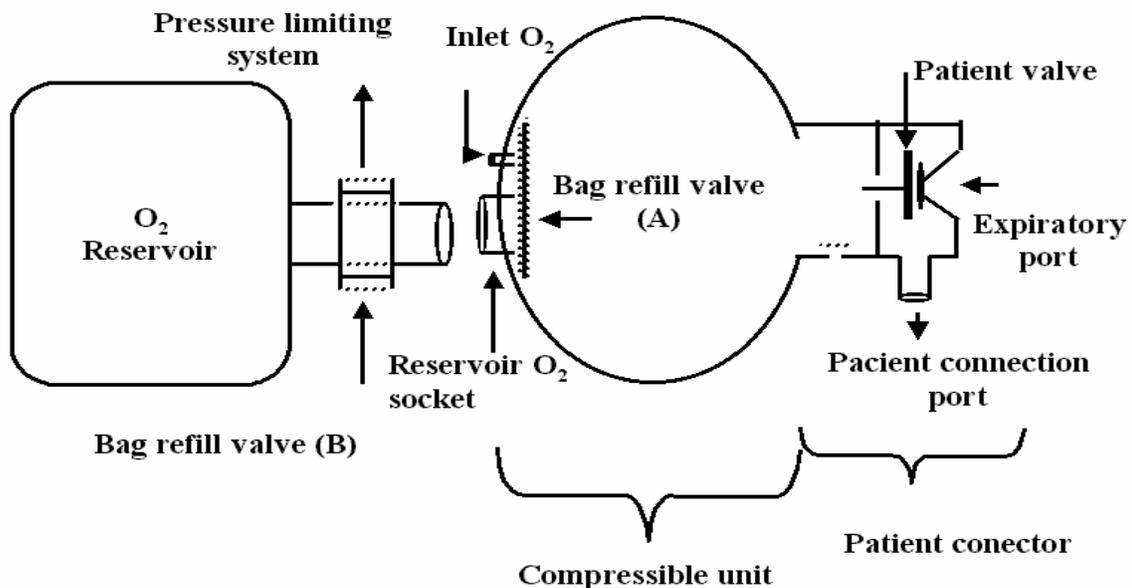


Figure 1: Basic components of self-inflating resuscitator bag and O₂ reservoir.

The increased pressure in the compressible unit during compression makes the patient valve close the expiratory port, allowing air from the compressible unit to enter via the patient by the patient connection port. At the same time, the bag refill valve (A) (Figure 1) closes to prevent exhalation. When the compressible unit re-expands -given its intrinsic elasticity- creating a negative pressure inside, it retracts the patient valve, opening the expiratory port, allowing the patient to exhale. Most self-inflating resuscitator bags can have an oxygen reservoir attached that has a bag refill valve (B) (Figure 1), which allows the aspiration of the atmospheric air, mixing it with the inlet O₂. The resulting mix is then provided for the patient. The oxygen reservoir has a pressure limiting system to limit the pressure in its interior. This pressure limiting system opens when the O₂ flow offered is too high and/or if the compressible unit is not handled.

From the facts that different models of self-inflating resuscitator bags present different functional performances ^{1, 8, 13-20}, we intend to quantify the O₂ flow offered from seven non-manipulated adult self-inflating resuscitator bags used in Brazil, in non-intubated spontaneously breathing patients, since we did not find articles on the matter relating to self-inflating resuscitator bag manufacturing and/or commercialization in Brazil.

The aim is to determine the O₂ flow offered by the mask for a spontaneously breathing non-intubated patient, when the self-inflating resuscitator bag's compressible units are not manipulated, receiving different O₂ flows, with and without oxygen reservoir attached.

METHODS

The data was collected in the Respiratory Unit of the Hospital das Clínicas of the State University of Campinas-Unicamp from January 2006 to January 2007.

Material: 1 BD wall O₂ flowmeter; 2 Oxigel 953 flowmeter/ventilometer; self-inflating resuscitator bags, used in Brazil, from the 7 following different models: Oxigel model A, Oxigel model B, CE Reanimadores, Protec vinyl, Missouri, Axmed and Narcosul.

These 7 self-inflating resuscitator bags can be grouped by the following format, (Figura 2): possibility or not to connect oxygen reservoir, direction of the O₂ flow for

compressible unit and type of patient valve. The self-inflating resuscitator bags from CE Reanimadores, Oxigel model B, Missouri and Protec vinyl (Figure 2: A, B, C) can be attached to an oxygen reservoir. The self-inflating resuscitator bags from Axmed, Oxigel model A and Narcosul (Figure 2: D, E, F) cannot be attached to a oxygen reservoir. The direction of the flow to the compressible unit, creates three different forms, as follows: parallel to bag refill valve (Figure 2: C) of compressible unit from Protec vinyl; perpendicular to bag refill valve (Figure 2: A, B) of compressible unit from Axmed Oxigel model B, CE Reanimadores and Missouri; directed inside the compressible unit from Oxigel model A and Narcosul. There are three types of patient valve: disc valve from Oxigel model A, Oxigel model B, Axmed and Protec vinyl (Figure 2: B, C, D, E); duck-bill valve from Missouri, CE Reanimadores (Figure 2: A) and Narcosul semi-fix disc valve (Figure 2: F).

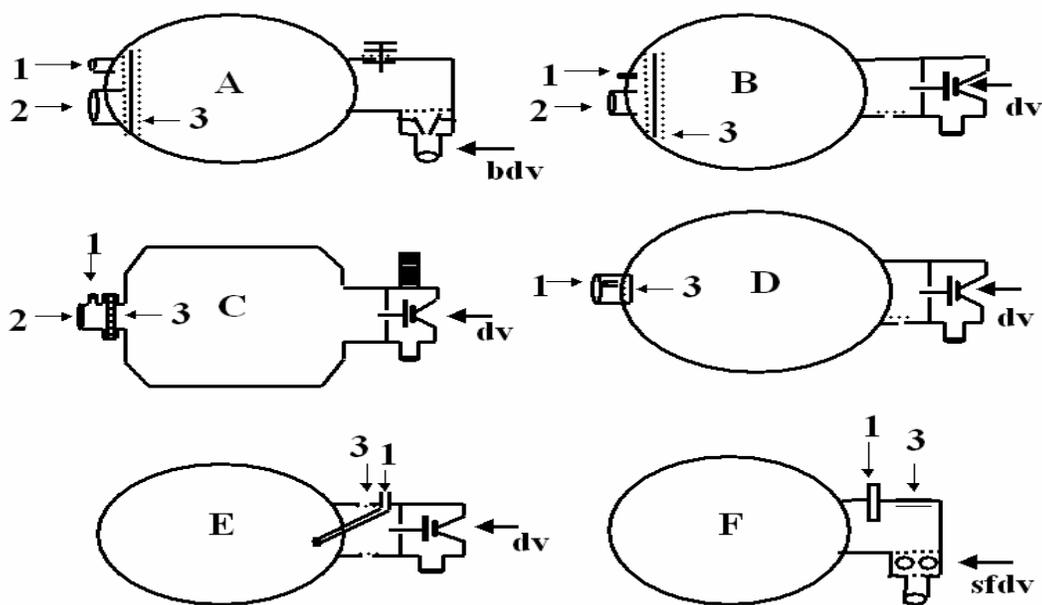


Figure 2: Models and characteristics of self-inflating resuscitator bags. A) CE Reanimadores and Missouri, B) Oxigel model B, C) Protec vinyl, D) Axmed, E) Oxigel model A and F) Narcosul. 1) O₂ inlet, 2) O₂ reservoir's connector, 3) bag refill valve, dv) disc valve, dbv) duck-bill valve and sfdv) semi-fix disc valve.

A wall O₂ flowmeter (Figure 3: 1) was attached to flowmeter/ventilometer (Figure 3: 2) to offer the O₂ flow to self-inflating resuscitator bag (Figure 3: 3), another flowmeter/ventilometer (Figure 3: 4) was attached to the patient connector port to survey the exit of the O₂ flow.

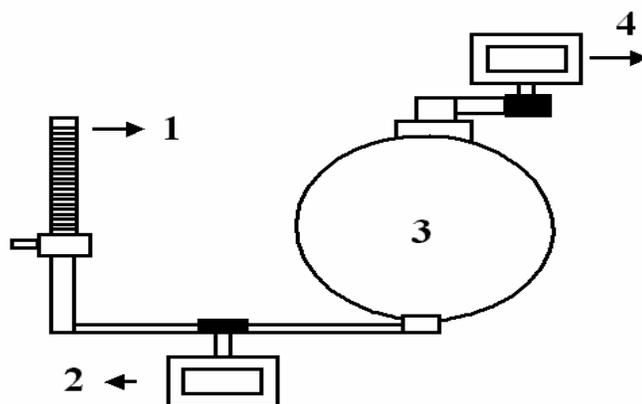


Figure 3: Test of exit O₂ flow for patient connecting without manipulating compressible unit. (1) Wall O₂ flowmeter, (2) Flowmeter/ventilometer, (3) Self-inflating resuscitator bag e (4) Flowmeter/ventilometer.

The 7 self-inflating resuscitator bags were tested receiving O₂ flows from 1, 5, 10 e 15 L/min without manipulating the compressible unit. The self-inflating resuscitator bag that allowed connection of the oxygen reservoir had been tested with and without an oxygen reservoir. During the research, the O₂ flows had been monitored continuously by the flowmeters attached to the system.

The means of twenty consecutive tests were carried out on the seven self-inflating resuscitator bags, receiving O₂ flow of 1, 5, 10 and 15 L/min, in order to collate the data.

Statistical analyses were performed, using the software BioEstat 3.0, ANOVA and *t* test; *P* value of 0.05 or less was accepted as significant.

RESULTS

Table 1 shows the flow means, DP of the oxygen (O₂) flow offered for spontaneously breathing non-intubated patient, by 7 self-inflating resuscitation bag mask, without manipulation the compressible unit, received O₂ flows of 1, 5, 10 e 15 L/min de O₂, with and without oxygen reservoir attached.

Table 1: O₂ flow for patient without manipulating of compressible unit from 7 self-inflating resuscitator bag receiving O₂ flows of 1, 5, 10 e 15 L/min, with and without oxygen reservoir attached.

O ₂ flow without manipulating of compressible unit						
		l/min O ₂				
		1	5	10	15	<i>p</i>
- RO ₂	Oxigel B	0 (0)	0 (0)	3.2 (0.2)	6.2 (0.2)	< 0.05
+RO ₂		0 (0)	3.2 (0.3)	8.7 (0.2)	13.3 (0.4)	< 0.05
	<i>p</i>	> 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
- RO ₂	Protec	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	> 0.05
+RO ₂		0 (0)	2.3 (0.2)	9.8 (0.8)	12.1 (0.3)	< 0.05
	<i>P</i>	> 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
- RO ₂	Missuori	0 (0)	0 (0)	3.2 (0.3)	6.1 (0.2)	< 0.05
+RO ₂		0 (0)	3.9 (0.4)	5.2 (0.1)	15.0 (0.5)	< 0.05
	<i>p</i>	> 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
- RO ₂	CE	0 (0)	0 (0)	7.1 (0.2)	7.8 (0.5)	< 0.05
+RO ₂		0 (0)	3.2 (0.2)	11.2 (0.7)	15.0 (0.3)	< 0.05
	<i>p</i>	> 0.05	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
						<i>p</i>
	Narcosul	0 (0)	2.1 (0.2)	12.1 (0.2)	15.0 (0.5)	< 0.05
*RO ₂	Oxigel A	0 (0)	5.4 (0.5)	10.3 (0.6)	15.0 (0.5)	< 0.05
	Axmed	0 (0)	0 (0)	5.1 (0.2)	6.1 (0.3)	< 0.05

- RO₂ = without O₂ reservoir
 +RO₂ = with O₂ reservoir
 *RO₂ = without option for O₂ reservoir

DISCUSSION

The percentage of oxygen delivered to the mask had been influenced by the presence of the oxygen reservoir attached, the direction of O₂ flow to the compressible unit, the O₂ flow offerings for the resuscitator, and the resuscitator design.

It is interesting to notice that no self-inflating resuscitator bag offered any O₂ flow for patient connection port when receiving O₂ flow from 1 L/min. In CE Reanimadores, Missouri, Oxigel model B, Protec vinyl and Axmed the inlet O₂ is located posterior the bag refill valve (Figure 2: A3, B3, C3, and D3) and 1 L/min is not enough to open the bag refill valve. The O₂ flow escape to atmospheric through the O₂ reservoir connector when tested without the O₂ reservoir and through the O₂ reservoir pressure limiting system when this device is connected. In case of Oxigel model A and Narcosul resuscitator this flow seems not to be enough to close the patient valve.

Among the self-inflating resuscitator bags that do not have the option to connect oxygen reservoir, the Axmed (Figure 2: D) offered the lesser amount of O₂ flow, it seems to be due to because this resuscitator receives the O₂ flow from outside the bag, in a longitudinal direction, arriving directly to the bag refill valve (A) (Figure 1). In addition, receiving a 10-15 L/min. O₂ flow the Axmed resuscitator's disk valve presented inspiratory/expiratory vibration, it is divides the O₂ flows, part of it to the expiratory port and the remainder to the patient connection port.

The self-inflating resuscitator bag in which the oxygen reservoir can be attached (CE Reanimadores, Missouri, Oxigel model B and Protec vinyl), when without this device, had commenced O₂ flow for patient connection port only when receiving a 10 L/min flow. It seems that a 10 L/min flow was necessary to open the bag refill valve (A) (Figure 1), directing the flow to the compressible unit, and then to the patient connection port. The oxygen reservoir attached in these resuscitators avoided O₂ escape through the O₂ reservoir socket (Figure 1), opening the refill valve (A) along the O₂ passage to the compressible unit and then to the patient connect port. However, the Protec vinyl resuscitator, with no oxygen reservoir attached, did not present O₂ flow in patient connector in any of the O₂ flows offered. This is due to the flow direction being parallel to the bag refill valve (A) allowing all the O₂ to escape through the reservoir socket, whilst in the

other three self-inflating resuscitator bags (CE Reanimadores, Missouri, Oxigel model B), the flow direction is perpendicular to the bag refill valve, forcing it open and allowing the O₂ to the compressible unit, even though some loss is still un-avoidable.

All types of self-inflating resuscitator bags offered a greater flow of O₂ by patient connection port when receiving 15 L/min of O₂.

A single self-inflating resuscitator bag of each model was tested. Thus, even though they were new and had no previous use, this is limitation of this experiment

On the other hand, the use of self-inflating resuscitator bag for this purpose can be harmful to a hyperventilating patient due to metabolic acidosis, because the mask can difficult the ventilation, in creasing acidosis.

The resuscitators that have the option to attach the O₂ reservoir present greater O₂ flow output when the devise was also attached.

We suggest that the self-inflating resuscitator bag studied in this research, when used as sources of O₂ in spontaneously breathing non-intubated patient, must have the oxygen reservoir attached to the compressible unit in all the self-inflating resuscitator bag that have this option. Receiving greater flow of O₂, all self-inflating resuscitator bag offered a greater flow of O₂ and should be uses receiving at list 15 L/min O₂. However it should be noted, that not all tested model offered enough O₂ flow even when the previous recommendations were followed.

It is not safe to use a self-inflating resuscitator bag to offer O₂ for a spontaneously breathing patient without knowing the resuscitator characteristics.

REFERENCES

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. TIBBALLS J, CARTER B, WHITTINGTON N. A disadvantage of self-inflating resuscitation bags. Anaesth Intensive Care 2000; 28(5): 587.

3. BENNETT S, FINER NN, RICH W, VAUCHER Y. A comparison of three neonatal resuscitation devices. *Resuscitation* 2005; 67(1): 113-8.
 4. CARTER BG, FAIRBANK B, TIBBALLS J, HOCHMANN M, OSBORNE A. Oxygen delivery using self-inflating resuscitation bags. *Pediatr Crit Care Med* 2005; 6(2): 226-9.
 5. ALLEN JR. The use of the life aid cardiopulmonary resuscitator-preliminary report. *Br J Clin Pract* 1974; 28(8): 286-8.
 6. DIACK AW, WELBORN WS, RULLMAN RG, WALTER CW, WAYNE MA. An automatic cardiac resuscitator for emergency treatment of cardiac arrest. *Med Instrum* 1979; 13(2): 78-83.
- 106
7. KRISCHER JP, MELKER RJ, BARKALOW CE. A programmable resuscitator for evaluation of CPR standards. *Med Instrum* 1980; 14(1): 51-3.
 8. 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.
 9. PACY H. Cardiac arrest: description of a portable resuscitator. *Fam Pract* 1984; 1(4): 243-4.
 10. DUNKLEY CJ, THOMAS AN, TAYLOR RJ, PERKINS RJ. A comparison of standard and a modified method of two resuscitator adult cardiopulmonary resuscitation: description of a new system for research into advanced life support skills. *Resuscitation* 1998; 38(1): 7-12.
 11. COOPER RMA & GRGAS, S. Fatal Barotrauma Resulting from Misuse of a Resuscitation Bag. *Anesthesiology* 2000; 93(3): 892-93.
 12. MAZZOLINI DG JR, MARSHALL NA. Evaluation of 16 adult disposable manual resuscitators. *Respir Care* 2004; 49(12): 1509-14.
 13. LEBOUF LL. 1980 assessment of eight adult manual resuscitators. *Respir Care* 1980; 25(11): 1136-42.

14. CRAMOND T & O'CALLAGHAN JP. The Combibag: an evaluation of a new self-inflating resuscitator. *Anaesth Intensive Care* 1986; 14(1): 66-9.
15. PHILLIPS GD, SKOWRONSKI GA. Manual resuscitators and portable ventilators. *Anaesth Intensive Care* 1986;14(3):306-13.
16. HEDLEY-WHYTE J. US and international standards for resuscitators. *JAMA* 1989; 261(13): 1880.
17. 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.
18. STEMP LI. Manual resuscitators and spontaneous ventilation--an evaluation. *Crit Care Med* 1992;20(10):1496.
19. BOIDIN MP, MOOI B, ERDMANN W. Controlled administration of oxygen with self inflating resuscitation bags. *Acta Anaesthesiol Belg* 1980; 31(2): 157-65
20. BARNES TA & WATSON ME. Oxygen delivery performance of old and new designs of the Laerdal, Vitalograph and AMBU adult manual resuscitators. *Respir Care* 1983; 28(9): 1121-8.