

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

ESCOLA DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

SIMULAÇÃO *IN VITRO* DA ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL CORRELACIONANDO
PRESSÃO DE VÁCUO, DIÂMETRO DO CATETER E DIFERENTES PROPRIEDADES
VISCOELÁSTICAS PARA O MUCO RESPIRATÓRIO

MARIA DAS DORES CABRAL ORTIS

BELO HORIZONTE

ESCOLA DE ENGENHARIA DA UFMG

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

SIMULAÇÃO *IN VITRO* DA ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL CORRELACIONANDO
PRESSÃO DE VÁCUO, DIÂMETRO DO CATETER E DIFERENTES PROPRIEDADES
VISCOELÁSTICAS PARA O MUCO RESPIRATÓRIO

MARIA DAS DORES CABRAL ORTIS

BELO HORIZONTE

2015

MARIA DAS DORES CABRAL ORTIS

SIMULAÇÃO *IN VITRO* DA ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL CORRELACIONANDO
PRESSÃO DE VÁCUO, DIÂMETRO DO CATETER E DIFERENTES PROPRIEDADES
VISCOELÁSTICAS PARA O MUCO RESPIRATÓRIO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas

Co-orientador: Rudolf Huebner

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2015

SIMULAÇÃO *IN VITRO* DA ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL CORRELACIONANDO PRESSÃO DE VÁCUO, DIÂMETRO DO CATETER E DIFERENTES PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS PARA O MUCO RESPIRATÓRIO

MARIA DAS DORES CABRAL ORTIS

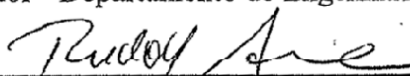
Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de “Mestre em Engenharia Mecânica”, na área de concentração de “Bioengenharia”

Dissertação aprovada em 21 de dezembro de 2015



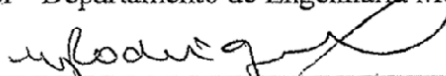
Prof. Estevam Barbosa de las Casas

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

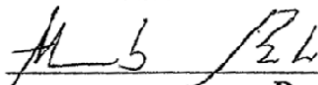


Prof. Rudolf Huebner

Co-Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG



Prof. Maria da Gloria Rodrigues Machado
Faculdade de Ciências Médicas de Minas Gerais



Prof. Alessandro Beda

Departamento de Engenharia Eletrônica/UFMG

AGRADECIMENTOS

A Deus, por todas as inspirações e oportunidades de crescimento que me foram concedidas durante a confecção deste trabalho.

Ao meu orientador, professor Estevam, por toda a sabedoria e generosidade que permitiram não só a conclusão deste trabalho como meu crescimento profissional e pessoal.

Ao professor Rudolf por possibilitar a continuidade de uma caminhada desconhecida e desafiadora.

Aos meus pais, Renê e Ana e aos irmãos, Luiz e Felipe, e a todos os amigos que participaram de forma ativa dessa jornada. Em especial, agradeço a Laura e a Marilda, pelos constantes incentivos.

Aos contribuintes deste projeto, em especial Marina, Cynthia, Eduardo, Marcos Abdalla, Camila, Rodrigo, Melisa e Rafael Perez.

Gostaria de agradecer também a Marina, que na secretaria da pós-graduação, nunca mediu esforços para auxiliar em diversas situações.

A minha avó Firmina e a família do coração Jacira e Rosângela, que cuidam e intercedem por mim junto a Deus.

Por fim, gostaria de agradecer a quem, desde os primeiros esboços, construiu comigo este e muitos outros sonhos. Obrigada Luis Fernando.

“É uma experiência penosa observar que alguns, menos preocupados em aprender, em tomar posse dos tesouros adquiridos pela ciência, se dedicam a construí-la ao seu gosto, com procedimentos mais ou menos arbitrários. Mas essa comprovação deve levar-te a redobrar o teu empenho em aprofundar na verdade.”

Josémaria Escrivá - Sulco, 597

RESUMO

Resumo: A aspiração endotraqueal é um procedimento necessário para manter desobstruídas as vias aéreas de indivíduos em estado agudo, gravemente enfermos ou doentes crônicos incapazes de manter uma higiene brônquica adequada. As relações entre as pressões de sucção aplicadas durante o procedimento, o diâmetro do cateter e sua eficácia não estão completamente esclarecidas. Por esse motivo o presente estudo realizou um teste *in vitro* relacionando a pressão de sucção, o diâmetro do cateter de aspiração e a quantidade de massa aspirada para três substâncias que simulam o muco. O reômetro ARG2 (TA instruments) foi utilizado para permitir a formulação e caracterização de substâncias semilíquida, semelhantes à secreção pulmonar em condições normais, intermediária e semissólida com maior viscoelásticidade, como observado na presença de doenças pulmonares. As substâncias foram compostas por soluções de goma de alfarroba e bórax. Foram mensuradas as pressões vacuométricas resultantes das relações entre cateter de aspiração e pressão de sucção. Os testes foram realizados para o tubo endotraqueal de 8 mm. Cateteres de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr foram conectados a um aspirador portátil em três diferentes pressões de sucção: 100, 150 e 200 mmHg e a quantidade de substância aspirada em cada situação de teste foi medida. O cateter de 14 Fr na pressão de sucção de 200 mmHg gerou pressão vacuométrica de 2, 38 mmHg, sugerindo baixo potencial de causar elevadas pressões vacuométricas na região intrapulmonar para um tubo endotraqueal de 8mm. Considerando-se um desempenho satisfatório a aspiração de 3,2g após 3 repetições, quantidade satisfatória de substância semilíquida foi aspirada para todas as combinações entre pressão de sucção aplicada e diâmetro do cateter. A substância intermediária foi aspirada satisfatoriamente para as pressões de sucção de 150 e 200 mmHg a partir do cateter de diâmetro de 12 Fr. Para a substância semissólida, quantidade satisfatória foi aspirada para o cateter 14 Fr e pressão de sucção de 200 mmHg. Os resultados sugerem que aumentar a pressão de sucção para o mesmo diâmetro do cateter seja mais seguro e eficaz do que aumentar o diâmetro para o cateter imediatamente maior em uma mesma pressão de sucção.

Palavras chave: aspiração endotraqueal, pressão de sucção, muco.

ABSTRACT

Summary: Endotracheal suctioning is a necessary procedure to prevent airway obstruction for individuals in acute, severe or chronic disease, unable to keep clean your airway. The relationship between suction pressure, diameter of the catheter and its efficacy is not completely understood. Therefore an *in vitro* study was performed to relate suction pressure, diameter of the suction catheter, and amount of mass withdraw for three substances mucus simulat. An ARG2 rheometer (TA instruments) was used to permit the formulation and characterization of substances like a normal lung fluid, semifluid, and substances like secretions in pathological, semi-solid and intermediate stages, composed of locust bean gum and borax solutions. The negative pressures from the relationship between suction catheter and suction pressure were measured. The tests were performed for a 8mm endotracheal tube. 8, 10, 12, 15 and 16 Fr catheters were connected to vacuum at three different pressures: 100, 150 and 200 mmHg and the amount of the substance aspirated in each test situation was weighed. At 200 mmHg vacuum, a 14 Fr suction catheter can attain 2.38 mmHg with low potential for generating excessive intrapulmonary pressures in an 8mm endotracheal tube. The removal of 3.2g of substance, when considered three repetitions of the procedure, was satisfactory. A satisfactory amount of semifluid substance was aspirated for all combinations of vacuum applied pressure and catheter diameter. The intermediate substance was aspirated satisfactorily for 150 and 200 mmHg suction pressure using the 12 Fr catheter. A appropriate amount of semi-solid substance was aspirated for the 14 Fr catheter and 200 mmHg vacuum. The results suggest that increasing the vacuum while maintaining the same catheter diameter is safer and more effective than to increase the diameter to the next larger catheter

Key words: endotracheal suctioning, suction, negative pressure, mucus

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO	5
ABSTRACT	6
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	14
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 OBJETIVOS.....	17
2.1 Objetivos específicos	17
3 PESQUISA BIBLIOGRÁFICA	18
3.1 Intubação endotraqueal	18
3.2 Aspiração endotraqueal.....	19
3.3 Princípios mecânicos da aspiração endotraqueal	22
3.4 A utilização de breves períodos de sucção durante a aspiração pulmonar permite que a pressão intrapulmonar não se torne excessivamente negativa, pois ocorrerá um retorno da pressão vacuométrica gerada dentro dos pulmões na direção da pressão atmosférica sempre que o cateter de aspiração for removido. O volume removido no procedimento será resultante da média da pressão negativa aplicada multiplicada pelo tempo de duração do mesmo.Pressão de sucção.....	23
3.5 Duração do procedimento de aspiração endotraqueal	25
3.6 Diâmetro do cateter de aspiração endotraqueal	25
3.7 Viscosidade da secreção pulmonar	27
4 METODOLOGIA.....	34

4.1	Modelo de traqueia	34
4.2	Ensaio realizados.....	35
4.3	Escolha dos parâmetros	36
4.3.1	Tubo endotraqueal	36
4.3.2	Diâmetros dos cateteres de aspiração endotraqueal	36
4.3.3	Pressões de sucção aplicadas	36
4.4	Equipamentos e especificação	37
4.5	Incerteza de medição e erro	37
4.5.1	Incerteza da balança.....	37
4.5.2	Incerteza do vacuômetro.....	38
4.5.3	Incerteza do Cronômetro	38
4.6	Condições de teste	39
4.7	Procedimentos de execução	39
4.7.1	Etapa 1: Obtenção da substância para simular o muco	39
4.7.1.1	Composição da substância	39
4.7.1.2	Estudo do comportamento reológico das substâncias produzidas	40
4.7.2	Etapa 2: Obtenção das pressões negativas geradas no sistema de teste	42
4.7.2.1	Sequência e execução do procedimento.....	42
4.7.3	Etapa 3: Simulação da aspiração endotraqueal.....	43
4.7.3.1	Sequência e execução do procedimento.....	43
4.7.4	Etapa 4: Caracterização dos cateteres.....	45
4.8	Análise de dados	46
5	RESULTADOS	48
5.1	Etapa 1: Simulação do muco.....	48
5.1.1	Curvas obtidas para o comportamento de G' e η'	49
5.1.2	Curvas obtidas pela variação da $\tan \delta$ no intervalo de frequência angular de 1 a 100 rad/s	51
5.2	Etapa 2: Obtenção das pressões negativas geradas no sistema de teste.....	52
5.3	Etapa 3: Simulação da aspiração endotraqueal	53
5.3.1	Análise Estatística	54
5.4	Caracterização dos cateteres utilizados.....	60
6	DISCUSSÃO.....	63
7	CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS	74
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
	ANEXO 1: Especificações dos equipamentos de medida utilizados	85
	ANEXO 2: Incerteza do Vacuômetro.....	88

APÊNDICE A: Listagem dos equipamentos.....	89
APÊNDICE B: Resultados da simulação in vitro de aspiração endotraqueal	90
APÊNDICE C: Medidas de raios para os diferentes cateteres	91
APÊNDICE D: Pressões Vacuométricas Geradas pelas Diferentes Combinações entre Diâmetros de Cateter e Pressão de Sucção	92
APÊNDICE E: Tabela Com Sugestões de Diâmetros de Cateter e Pressão de Sucção	93

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Tubo endotraqueal e sua estrutura: 1) Manguito ou balonete (“cuff”): sela as vias aéreas inferiores permitindo a aplicação de ventilação mecânica e proteção das vias aéreas 2) Balão piloto e válvula tracionada por mola: através da qual o manguito é insuflado 3)Tubo que conecta manguito e balão piloto 4) Corpo curvo 5) Ângulo de chanfradura que minimiza o traumatismo mucoso e abertura chanfrada 6) Entrada lateral adicional, assegura a passagem de ar no caso de obstrução da abertura chanfrada 7) Extremidade proximal do tubo. (Fonte: arquivo pessoal).....	18
Figura 2 Comportamento de G' e G'' em relação a variação de frequência em rad/s. gráfico obtido para o muco de pacientes com fibrose cística (Dawson et al., 2003).....	30
Figura 3 Comportamento de substâncias simulando o muco quase sólido e quase líquido, valores de G' e η' em relação a frequência. SM: quase sólida e SL quase líquida (Hassan et al., 2006).....	32
Figura 4 Comportamento das substâncias produzidas para $\tan \delta$ em relação a frequência, em que SM: substância quase sólida e SL substância quase líquida (Hassan et al., 2006).....	32
Figura 5 Modelo de traqueia.....	35
Figura 6 Sistema de teste para avaliação das pressões negativas nas diferentes pressões de vácuo e em diferentes diâmetros de cateter de aspiração endotraqueal	43
Figura 7 Pesagem do conjunto cano corrugado e tubo endotraqueal, uso de suporte de madeira para permitir a pesagem.....	44
Figura 8 Sistema para a simulação da aspiração endotraqueal.....	44
Figura 9 Combinações para a simulação da aspiração endotraqueal.....	45

Figura 10 Cateter de aspiração endotraqueal: 1) Orifício da extremidade 2) orifício distal 3) orifício proximal	46
Figura 11 1. Substância semilíquida 2. Substância intermediária 3. Substância semissólida ..	48
Figura 12 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: muco respiratório semilíquido. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.....	49
Figura 13 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: muco respiratório intermediário. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.	49
Figura 14 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: respiratório semissólido. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.....	50
Figura 15 Comportamento da $\text{tg } \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s: muco respiratório semilíquido. $\text{tg } (\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.	51
Figura 16 Comportamento da $\text{tg } \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s: muco respiratório intermediário. $\text{tg } (\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.	51
Figura 17 Comportamento da $\text{tg } \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s : muco respiratório semissólido. $\text{tg } (\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.	52
Figura 18 Pressões negativas obtidas para cada pressão aplicada no sistema em cada diâmetro de cateter endotraqueal utilizado	53
Figura 19 Médias de massa aspiradas para as diferentes situações de teste.....	57

Figura 20 Quantidade de substância semilíquida aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado	58
Figura 21 Quantidade de substância intermediária aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado	59
Figura 22 Quantidade de substância semissólida aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado	60
Figura 23 somatório da área dos orifícios de entrada e área da secção transversal interna cateter de sucção.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Dados comparativo para secreções de pacientes em intubação endotraqueal e fibrose cística e substâncias produzidas com diferentes concentrações de POLYOXTM (Shah et al., 2005).....	33
Tabela 2 Análise comparativa entre a quantidade de massa aspirada para diferentes pressões de sucção diâmetro do cateter e propriedades viscoelásticas. a. $R^2 = ,952$ (R^2 Ajustado= ,869)	54
Tabela 3 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes diâmetros de cateter. Baseada nas medias marginais estimadas.....	55
Tabela 4 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes pressões de sucção aplicadas. Baseada nas medias marginais estimadas.....	55
Tabela 5 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes propriedades viscoelásticas. Semilíquida = 1,00, intermediária = 2,00 e semissólida 3,00. Baseada nas medias marginais estimadas	56
Tabela 6 Somatórios das áreas dos orifícios de entrada e área da secção transversal interna por cateter de sucção.....	61

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AACR	“American Association for Respiratory Care” Associação Americana para o Cuidado Respiratório
Dynes/cm ²	dynes por centímetro quadrado
Fr	French (medida para circunferência de cateter, 1 Fr = 1/3 mm)
G'	módulo elástico
G''	módulo viscoso
G*	módulo complexo
Q	Fluxo
P	Pressão
R	Raio
tg δ	tangente do ângulo de perda
u ₀	incerteza padrão combinada
u _c	incerteza de leitura
H	Viscosidade
η'	viscosidade dinâmica
ω	velocidade angular

1 INTRODUÇÃO

A aspiração endotraqueal é um procedimento realizado frequentemente em pacientes em estado agudo ou gravemente enfermos que necessitam de ventilação mecânica e em indivíduos com doenças crônicas. Nessas situações os indivíduos são incapazes de manter uma higiene brônquica adequada e respiram com auxílio de vias aéreas artificiais. Ocorrem alterações nos mecanismos fisiológicos de limpeza das vias aéreas, tais como o reflexo da tosse e o transporte de muco através dos cílios, resultando em acúmulo de secreções e bloqueio parcial ou completo das vias aéreas (Sole et al., 2015; Moore, 2003; Day et al., 2002; Scanlan et al., 2001; Wood, 1998; Mathews, 1994; AARC, 1993).

O acúmulo de secreções se agrava devido à presença do tubo endotraqueal, que eleva o risco de proliferação de bactérias. Além disso, o balonete, também chamado “cuff”, componente utilizado com a finalidade de vedar a via aérea, causa bloqueio mecânico do transporte muco ciliar. O tubo endotraqueal também dificulta a tosse, com consequente aumento na quantidade de secreções nas vias aéreas (Moore, 2003; Scanlan et al., 2001).

A retenção de secreções respiratórias causa bloqueio nas vias aéreas e dificulta as trocas gasosas, aumenta o trabalho respiratório e pode levar a complicações pulmonares. Dentre essas complicações estão: (i) a atelectasia, colabamento dos alvéolos (ii) a dispneia, que se refere à dificuldade e ao desconforto respiratório, (iii) a hipoxemia, ou redução parcial da pressão de oxigênio no sangue arterial e (iv) a pneumonia, doença inflamatória aguda de causa infecciosa que acomete os espaços aéreos e é causada por vírus, bactérias ou fungos (Pedersen et al., 2009; Moore, 2003; Day et al., 2002).

A aspiração endotraqueal é um procedimento que desobstrui as vias aéreas através de um cateter conectado a um sistema de vácuo. O cateter é introduzido na via aérea artificial e a pressão de vácuo é aplicada, permitindo a sucção das secreções (AARC, 2010; Moore, 2003; Ashurst, 1992). Esse procedimento é realizado comumente em dois diferentes sistemas, o sistema de aspiração aberto, no qual é necessário desconectar o paciente do ventilador e o sistema de aspiração fechado, no qual o suporte ventilatório pode ser mantido.

Apesar de necessária para remover as secreções retidas e manter as vias aéreas pérvias, a aspiração endotraqueal pode acarretar diversos prejuízos aos pacientes, uma vez que além da remoção de secreções ocorre remoção dos gases da região intrapulmonar. Quando o procedimento é realizado em sistema aberto, a simples desconexão do paciente do ventilador resulta em queda na pressão da via aérea e redução do volume pulmonar (Maggiore et al.,

2003). Dentre as alterações relacionadas à aspiração endotraqueal estão o colapso dos alvéolos, a hipoxemia, a redução da complacência pulmonar que se refere à capacidade do pulmão de expandir; a ocorrência de bronco constrição, na qual ocorre a contração do músculo liso presente na parede brônquica, com conseqüente redução da passagem de ar pelas vias aéreas; o aumento da pressão intracraniana; traumas teciduais; e arritmia cardíaca (AACR, 2010; Guglielminotti et al., 1998; AACR, 1993; Walsh et al., 1989).

Dentre essas complicações, a hipoxemia desperta interesse por desencadear grande parte das intercorrências relacionadas à aspiração endotraqueal, com possibilidade de resultar em comprometimento grave das funções celulares, arritmia cardíaca, parada cardiorrespiratória e óbito (Grossi e Santos, 1994; Walsh et al., 1989).

Com a finalidade de minimizar os efeitos negativos desse procedimento, a American Association for Respiratory Care (AACRC) estabeleceu valores de referência para as variáveis envolvidas na aspiração endotraqueal: pressão de sucção, diâmetro dos cateteres e tempo de duração do procedimento.

Apesar de tais variáveis estarem relacionadas com a melhora da efetividade do procedimento de aspiração endotraqueal, sendo mais efetivo quanto mais elevada a pressão de sucção, maior o diâmetro do cateter de aspiração e maior o tempo de duração do procedimento, esses fatores são também fatores prejudiciais a ventilação do paciente. Desta forma, a combinação destas variáveis deve ser cuidadosa, uma vez que combinações inadequadas podem resultar em elevada pressão vacuométrica na região intrapulmonar, agravando os possíveis efeitos deletérios relacionados ao procedimento de aspiração pulmonar.

Embora a AACRC tenha estabelecido valores de referência para essas variáveis, as relações entre pressão de sucção utilizada, diâmetro do cateter e eficácia do procedimento não estão completamente esclarecidas e novos estudos são necessários para fornecer informações que permitam tornar o procedimento de aspiração endotraqueal o mais eficiente possível considerando os riscos associados às combinações entre as variáveis.

Os dados disponíveis atualmente na literatura relacionam a pressão de sucção, os diâmetros internos do tubo endotraqueal e os diâmetros externos do cateter de aspiração com as pressões vacuométricas geradas no sistema, entretanto, a eficácia do processo de aspiração endotraqueal não é considerada. Dentre os estudos encontrados, apenas Morrow e colaboradores (2004), realizaram essa associação. Porém, este estudo foi realizado para

valores de referência utilizados na pediatria, e os autores utilizaram gelatina para simular o muco, substância que não apresenta características semelhantes ao muco respiratório humano.

Em relação aos diâmetros de tubo endotraqueal e cateter de aspiração utilizados para pacientes adultos, estudos *in vitro* sugerem valores de segurança para o processo de aspiração endotraqueal, considerando a razão entre o diâmetro externo do cateter e o diâmetro interno do tubo endotraqueal, em pressões de sucção que podem alcançar 500 mmHg. Tais valores de referência objetivam prevenir que se alcance elevada pressão vacuométrica na região intrapulmonar e desta forma reduzir os riscos do procedimento, porém não são relacionados com a eficácia do procedimento (Russian et al., 2014; Vanner e Bick, 2008; Tenailon et al., 1990). Neste cenário, o presente estudo se dispôs a realizar uma análise *in vitro* para associar a pressão de sucção, o diâmetro do cateter e substâncias simuladoras do muco pulmonar para três diferentes propriedades viscoelásticas. Desta forma, é possível sugerir quais parâmetros podem ser mais eficazes no processo de aspiração endotraqueal, considerando a segurança do procedimento através do tempo de duração e o potencial para gerar pressões vacuométricas elevadas na região intrapulmonar.

2 OBJETIVOS

Como objetivo principal, este estudo visa esclarecer as relações existentes entre o diâmetro dos cateteres de sucção, a pressão de sucção utilizada e a eficácia do procedimento de aspiração endotraqueal, considerando as pressões vacuométricas que podem ser alcançadas no sistema de testes para as diferentes combinações entre pressão de sucção e cateter de aspiração.

Com esta finalidade, foram formulados fluidos com diferentes características viscoelásticas para simular o muco respiratório humano. As substâncias produzidas simularam o muco semilíquido, como muco respiratório normal, o muco semissólido, normalmente observado em situações patológicas, e o muco com características viscoelásticas intermediárias.

2.1 Objetivos específicos

- Elaborar fluido com características mecânicas similares à secreção pulmonar para ensaios *in vitro*.
- Desenvolver um procedimento experimental que reproduza as principais características da aspiração pulmonar.
- Avaliar as condições de sucção ideais, considerando a massa de secreção aspirada e a pressão negativa gerada no sistema para diferentes viscosidades de substância e os diferentes diâmetros de cateter.
- Identificar qual o menor diâmetro de cateter de sucção endotraqueal eficaz e o potencial lesivo dos diâmetros de cateteres para as pressões de sucção testadas, com a finalidade de desaconselhar o uso de combinações entre cateteres e pressões que possuem maior potencial de alcançar pressão vacuométrica elevada.

3 PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

3.1 Intubação endotraqueal

A intubação endotraqueal é um procedimento no qual uma via aérea artificial é inserida na traqueia através da laringe. O tubo endotraqueal consiste em um tubo semirrígido, que frequentemente é fabricado com cloreto de polivinil ou polímeros plásticos. Para minimizar a ocorrência de lesões durante sua inserção na traqueia, o tubo possui uma curvatura denominada ângulo de chanfradura. Na Figura 1 podem ser observados o tubo endotraqueal e seus componentes: em 1, observa-se o manguito ou balonete (“cuff”), ligado ao corpo do tubo, este componente apresenta a função de selar as vias aéreas inferiores permitindo a aplicação de ventilação mecânica, além de proteger o paciente, evitando que secreções sejam aspiradas. Em 2, o balão piloto e válvula tracionada por mola, através da qual o manguito é insuflado com o uso de seringa. O componente 3 conecta o manguito ao balão piloto, em 4, observa-se o formato do tubo endotraqueal, seu corpo curvo. O número 5 marca o ângulo de chanfradura que minimiza o traumatismo mucoso e a abertura chanfrada. Em 6, observa-se a entrada lateral adicional, que assegura a passagem de ar no caso de obstrução da abertura chanfrada e em 7, a extremidade proximal do tubo.

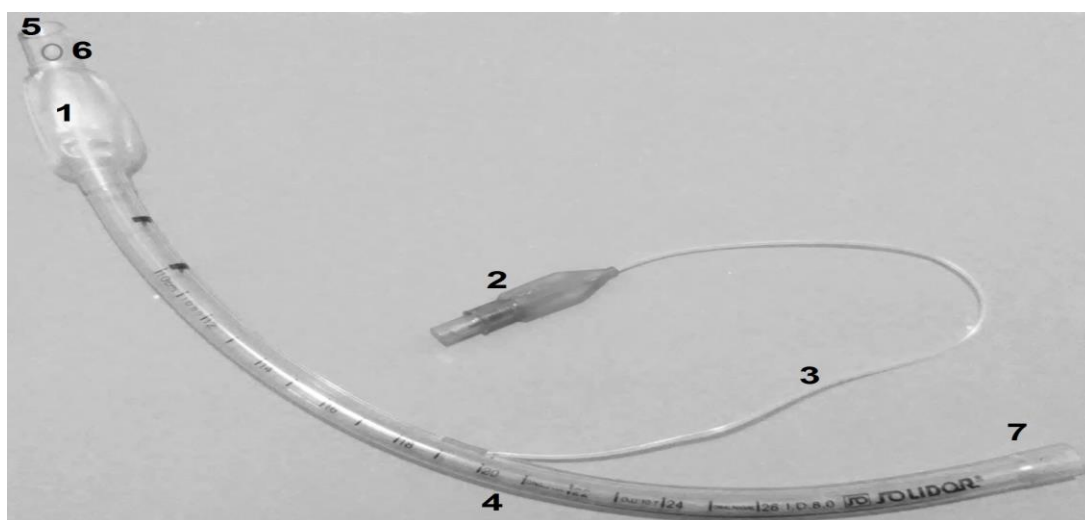


Figura 1 Tubo endotraqueal e sua estrutura: 1) Manguito ou balonete (“cuff”): sela as vias aéreas inferiores permitindo a aplicação de ventilação mecânica e proteção das vias aéreas 2) Balão piloto e válvula tracionada por mola: através da qual o manguito é insuflado 3)Tubo que conecta manguito e balão piloto 4) Corpo curvo 5) Ângulo de chanfradura que minimiza o traumatismo mucoso e abertura

**chanfrada 6) Entrada lateral adicional, assegura a passagem de ar no caso de obstrução da abertura
chanfrada 7) Extremidade proximal do tubo. (Fonte: arquivo pessoal)**

A intubação endotraqueal é o uso de via aérea artificial para permitir que o paciente seja ventilado mecanicamente, quando este se encontra em condições que impeçam a respiração espontânea (Scanlan et al., 2001; AARC., 1993). A realização deste procedimento ocorre em situações nas quais o paciente se encontra gravemente enfermo, em estado agudo ou durante procedimento cirúrgico no qual é necessária a utilização de anestesia geral. São exemplos dessas situações a parada cardíaca, a insuficiência respiratória grave, as obstruções das vias aéreas, a presença de secreções abundantes da árvore brônquica profunda e o edema de glote (AARC., 1993).

Na ausência de condições patológicas, os mecanismos de limpeza muco ciliar e o reflexo da tosse são capazes de manter a função ótima do sistema respiratório, removendo as secreções e prevenindo a obstrução das vias aéreas (Volsko et al., 2013; PROGRESS, M., 2010; Moore., 2003). Em pacientes criticamente enfermos ou sedados, respirando através de uma via aérea artificial ocorrem alterações nesses mecanismos com conseqüente acúmulo de secreções e obstrução das vias aéreas. A presença do tubo endotraqueal na traqueia agrava o acúmulo de secreções seja por respostas mecânicas ou biológicas. O balonete interno causa acúmulo de secreções na porção final do tubo endotraqueal, pois essa porção inflável do tubo, atua como barreira mecânica, impedindo a passagem do muco e causando o bloqueio do transporte muco ciliar (AARC, 2010; Moore, 2003; Scanlan et al.,2001).

A presença da via aérea artificial também interfere na manutenção de uma higiene brônquica adequada devido a reações do organismo tais como o aumento na viscosidade da secreção, a reação local do organismo ao tubo, a formação de bloqueios totais ou parciais devido ao ressecamento do muco em contato com o ar, a elevação do risco de proliferação de bactérias e o comprometimento da eficácia da tosse pela impossibilidade do fechamento da glote (AARC, 2010; Moore,2003; Scanlan et al.,2001).

3.2 Aspiração endotraqueal

A aspiração endotraqueal é um procedimento realizado com a finalidade de manter pérvias as vias aéreas de pacientes que respiram através de via aérea artificial, sendo estes incapazes de manter a higiene brônquica adequada. Pedersen e colaboradores (2009) realizaram uma revisão bibliográfica na qual verificaram que o lúmen interno do tubo

endotraqueal reduz significativamente após poucos dias de intubação, sendo que em algumas vezes, a redução no lúmen foi observada em período de oito horas após a intubação. Esta redução ocorre devido à formação de biofilme e à aderência de secreções na superfície (Pedersen et al., 2009). O depósito de secreções no tubo endotraqueal acontece de forma natural e sugere-se que a realização de uma frequência mínima do procedimento de aspiração endotraqueal seria necessária para evitar o risco de não se detectar secreções retidas, e consequentemente evitar a obstrução das vias aéreas.

A manutenção de uma via aérea pérvia é essencial para permitir a ventilação alveolar adequada, a trocas de gases, a oxigenação necessária e impedir o aumento do trabalho respiratório. (AARC, 2010; Pedersen et al, 2009; Moore, 2003; Scanlan et al.,2001).

Apesar de sua importância, a aspiração endotraqueal apresenta diversos riscos potenciais ao paciente, sendo contraindicada como um procedimento de rotina.

Dentre as alterações associadas à aspiração endotraqueal estão a atelectasia, hipoxemia, redução da complacência pulmonar, traumas teciduais; broncoconstrição, arritmia cardíaca e instabilidade hemodinâmica. A fim de minimizar os riscos associados à aspiração endotraqueal, torna-se necessária a avaliação da relação custo-benefício e sua realização em condições nas quais seja adequadamente indicado (AACR, 2010; Pedersen, 2009; Day et al., 2003; Moore, 2003; Guglielminotti et al., 1998; Walsh et al., 1989).

Sole e colaboradores (2015) realizaram um estudo para identificar quais os sinais clínicos melhor refletem a necessidade da realização da aspiração endotraqueal. Foram avaliados 42 pacientes e o procedimento realizado quando pelo menos um sinal clínico era observado. As secreções aspiradas foram pesadas e o procedimento considerado necessário quando a massa aspirada fosse superior a 1g. A presença de crepitações grosseiras sobre a traqueia foi o sinal clínico observado com maior frequência e ocorreu em 88% dos procedimentos realizados. Outros exemplos de indicação deste procedimento são: presença de secreções audíveis através de ruídos pulmonares como roncos e crepitações, forma de dente de serra na curva fluxo-volume no monitor do ventilador, prejuízo nos níveis de saturação de oxigênio (SpO₂), aumento no pico da pressão inspiratória durante a ventilação controlada por volume ou redução no volume corrente durante a ventilação mecânica controlada por pressão, alteração nos movimentos do tórax, demonstrando aumento do esforço respiratório e aumento da pressão no circuito ventilatório (Sole et al., 2015; AACR, 2010; Day et al., 2003; Guglielminotti et al., 2000).

A indicação correta da realização deste procedimento evita que o paciente seja submetido a riscos desnecessários, porém uma vez que o procedimento é indispensável, medidas de segurança são necessárias para reduzir os riscos de efeitos deletérios da aspiração endotraqueal.

Para reduzir efeitos deletérios, a AACR (2010) define parâmetros para limitar os fatores envolvidos no procedimento, tais como a pressão de sucção empregada, a escolha adequada do diâmetro do cateter, o tempo de duração e a frequência em que o procedimento é realizado. O controle dessas variáveis permite limitar a pressão vacuométrica intrapulmonar que será gerada durante o procedimento, e evitar que pressões com maior potencial lesivo sejam alcançadas. Em relação aos efeitos adversos produzidos pela aspiração pulmonar, a AACR, 2010, também recomenda a pré-oxigenação do paciente para evitar grandes quedas na SpO₂.

Existem dois diferentes métodos disponíveis para a realização da aspiração pulmonar: o sistema de aspiração endotraqueal aberto e o sistema de aspiração endotraqueal fechado. Em ambos os procedimentos um cateter de aspiração é conectado a um sistema de vácuo e inserido na via aérea artificial do paciente. Após a inserção do cateter, a pressão de sucção é aplicada permitindo a remoção das secreções e a desobstrução da via aérea artificial. Durante a aspiração endotraqueal em sistema aberto é necessário desconectar o paciente do ventilador e utilizar técnica estéril com uso de luvas estéreis, além do uso de máscara e óculos como equipamentos de proteção. A simples desconexão do paciente da ventilação mecânica causa despressurização do sistema e perda de volume pulmonar, potencialmente prejudicial (Maggiore et al., 2003). No sistema de aspiração fechado, o cateter de aspiração endotraqueal permanece acoplado ao circuito de ventilação mecânica, envolto em um plástico estéril, flexível e transparente, e o paciente permanece sob ventilação mecânica durante o procedimento (AACR, 2010). A realização do procedimento de aspiração endotraqueal em sistema fechado evita a ocorrência de despressurização e redução do volume pulmonar resultantes da desconexão do paciente do ventilador, necessária no procedimento de respiração aberta. O sistema de aspiração fechado possibilita o contínuo suprimento de oxigênio e a manutenção de uma pressão positiva no final da expiração (PEEP). Tais medidas podem evitar ou limitar complicações como a hipoxemia e o colapso dos alvéolos e são especialmente importantes para pacientes gravemente enfermos e que necessitam de altos valores de PEEP durante sua ventilação (Almgren et al., 2004; Maggione et al., 2003; Cereda et al., 2001). Entretanto, a sucção em sistema fechado também pode ser prejudicial

alcançando pressões negativas excessivas na via aérea e causando auto ciclagem do ventilador. Em contra partida, o sistema aberto têm sido associado a uma maior efetividade na remoção de secreções (Afshari et al., 2014; Pagoto et al., 2008; Jongerden et al., 2007; Lindgren et al., 2004).

3.3 Princípios mecânicos da aspiração endotraqueal

Considerando um paciente em apnéia, durante a aspiração endotraqueal, ocorre um escoamento de ar da atmosfera para os pulmões e dos pulmões para o cateter de sucção. Tal escoamento será dependente da pressão de sucção aplicada e da resistência na via aérea ao fluxo de ar do pulmão ao equipamento de vácuo e da atmosfera para a região intrapulmonar. O estado de equilíbrio, que é raramente alcançado na prática clínica, ocorre quando o escoamento de ar para dentro da traquéia é igual ao escoamento de ar para dentro do cateter, (Morrow et al., 2004; Rosen e Hillard, 1962). Nesta situação, a vazão de ar que ocorre pode ser avaliada pela lei de Poiseuille:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \left(\frac{\Delta P}{L} \right)$$

Nesta equação, Q é a taxa volumétrica do escoamento, ΔP é a diferença de pressão entre as extremidades do tubo, L é o comprimento do tubo, η é a viscosidade do ar, R é o raio do tubo, e π é a constante matemática (aproximadamente 3,1416).

De acordo com esta lei, na presença de um escoamento laminar, a resistência do cateter ao escoamento, que gera a perda de energia do fluido durante o escoamento, denominada perda de carga ou perda de pressão, está relacionada ao seu comprimento e à quarta potência do seu raio. Quanto maior o gradiente de pressão, mais curto o cateter e maior o seu diâmetro interno, maior será o volume de fluido aspirado.

Durante o procedimento de aspiração endotraqueal, o escoamento da secreção não obedeça a essa lei, pois a perda de carga pode ser diferente da perda prevista por ela. Este fato pode ser explicado pelas características não newtonianas da secreção pulmonar, cuja viscosidade pode ser alterada de acordo com as taxas de cisalhamento as quais o fluido é submetido. Além disso, pode ocorrer escoamento turbulento e ou limitações ao escoamento devido à obstrução do cateter. Ao serem utilizadas altas vazões, é provável que ocorram limitações dentro do cateter, e mudanças nos gradientes de pressão podem não afetar o escoamento através do cateter. A presença de secreções dentro dos cateteres pode limitar o

escoamento de forma variada com possibilidade de obstrução completa do escoamento (Morrow et al., 2004). A possibilidade de que ar seja aspirado ao mesmo tempo em que ocorre a aspiração de secreções pulmonares também faz com que o escoamento de secreções através do tubo seja diferente do previsto pela lei de Poiseuille, uma vez que esta fórmula não se aplica a escoamentos bifásicos.

O escoamento de ar gerado em torno do cateter de sucção é influenciado pelo gradiente de pressão da abertura interna à abertura externa do tubo endotraqueal e o quadrado da área da seção transversal disponível para o escoamento de gás. A área disponível é comumente obtida pela subtração do diâmetro externo do cateter endotraqueal do diâmetro interno do tubo endotraqueal. A presença de secreções nas vias aéreas faz com que a área disponível seja menor que a calculada. A rigidez da parede do cateter também pode influenciar a vazão máxima através do cateter e ao seu redor (Russian et al., 2014; Morrow, 2004; Rosen e Hillard, 1962).

A pressão intrapulmonar gerada neste processo é influenciada pelo volume de ar aspirado, pela resistência que ocorre na via aérea ao fluxo de ar para dentro dos pulmões e pela complacência dos pulmões e caixa torácica (Russian et al., 2014; Morrow, 2004; Rosen e Hillard, 1962). A redução da pressão intrapulmonar está relacionada com a resistência encontrada na via aérea artificial e quanto menor o espaço resultante da razão entre o diâmetro externo do cateter de aspiração e o diâmetro interno do tubo endotraqueal maior será a pressão vacuométrica (Russian et al., 2014; Vanner e Bick, 2008; Morrow et al., 2004; Rosen e Hillard, 1962).

A pressão vacuométrica gerada na região intrapulmonar reduz na medida em que a secreção é retirada pelo cateter, pois a passagem da secreção pelo cateter reduz o espaço disponível para a aspiração de volume pulmonar e a pressão intrapulmonar, que se encontrava sub atmosférica devido à pressão de sucção aplicada durante o procedimento, retorna à pressão atmosférica (Morrow et al., 2004).

A taxa de remoção, que se refere à vazão através do cateter, depende da diferença de pressão através do cateter. Durante o procedimento de aspiração endotraqueal, ocorre a redução na taxa de pressão interna do cateter, gerada pela pressão de sucção, e a taxa de remoção do aspirado aumenta.

3.4 A utilização de breves períodos de sucção durante a aspiração pulmonar permite que a pressão intrapulmonar não se torne excessivamente negativa, pois ocorrerá um retorno da pressão vacuométrica gerada dentro dos pulmões na direção da pressão

atmosférica sempre que o cateter de aspiração for removido. O volume removido no procedimento será resultante da média da pressão negativa aplicada multiplicada pelo tempo de duração do mesmo. Pressão de sucção

Os estudos de Morrow e colaboradores (2004) e Rosen e Hillard (1962), utilizaram, respectivamente, gelatina em diferentes concentrações e uma mistura de ovos, e constataram que um aumento na pressão de sucção foi capaz de melhorar a efetividade da aspiração para substâncias com viscosidades classificadas pelos autores como média e alta (concentrações de gelatina de 1:75 e 1:50).

Esses estudos também demonstraram que a velocidade com a qual a pressão de sucção é desenvolvida no sistema também afeta a pressão vacuométrica gerada e a eficácia do processo de aspiração, de forma que se a pressão for desenvolvida lentamente, isso irá reduzir a pressão vacuométrica média, e o muco vai ser removido lentamente e ineficientemente, aumentando a probabilidade de hipoxemia (Rosen e Hillard, 1962).

Apesar da maior eficácia quanto maior for a pressão vacuométrica gerada no sistema, recomenda-se o uso de pressão de sucção alta o suficiente para aspirar as secreções de forma eficaz, porém que não sejam demasiadamente elevada para evitar o colapamento dos alvéolos pulmonares, hipoxemia muito significativa e lesões à mucosa. Outro aspecto importante a ser considerado na escolha da pressão de sucção é que a pressão aplicada nos pulmões não depende somente da pressão de sucção desenvolvida no equipamento, mas também do tamanho do cateter e da duração da sucção (Moore, 2003).

O uso de pressões de sucção mais baixas também deve ser cauteloso, pois, apesar de apresentarem menor potencial lesivo, estas podem ser ineficazes, aumentando a frequência de realizações do procedimento e repetições das passagens, o que além de aumentar a duração do procedimento pode ser incapaz de gerar benefícios para a redução do trabalho respiratório e para a redução dos riscos de hipoxemia e atelectasia obstrutiva decorrentes da presença de secreções nas vias aéreas. A presença de secreções atua como tampão com consequente aprisionamento de ar e reabsorção. Atualmente a AARC (2010) recomenda que não sejam utilizadas pressões de sucção superiores a 150 mmHg, em pacientes adultos, a fim de evitar que a pressão intrapulmonar decorrente do procedimento de aspiração endotraqueal seja prejudicial ao paciente. Apesar desta recomendação, alguns estudos sugerem que pressões superiores possam ser utilizadas com segurança, desde que a relação adequada entre diâmetro externo do cateter de sucção e diâmetro interno do tubo endotraqueal seja utilizada (Russian et al., 2014; Yousefi et al., 2014; Yazdannik et al., 2013; Tenailon et al., 1990).

Tenaillon e colaboradores (1990) sugerem que uma pressão de sucção de 200 a 300 mmHg pode ser aplicada quando utilizado o cateter de tamanho apropriado, respeitando a razão entre diâmetro externo do cateter de aspiração e diâmetro interno do tubo endotraqueal inferior a 0,5. O uso de pressões vacuométricas superiores também é suportado pelos estudos clínicos realizados por Yazdannik e colaboradores (2013) e Yousefi e colaboradores (2014) que compararam os efeitos do uso de sucção de 100 mmHg e 200 mmHg durante o procedimento de aspiração endotraqueal nos sistemas fechado e aberto, respectivamente. Ambos os estudos reportaram que não houve diferença significativa entre grupos em relação à frequência cardíaca e SpO₂ para as diferentes pressões de sucção aplicadas.

3.5 Duração do procedimento de aspiração endotraqueal

O tempo de duração do procedimento de aspiração influencia a efetividade do procedimento sendo tanto maior o volume de secreções aspirado quanto maior a sua duração (Morrow et al., 2004; Rosen e Hillard, 1962). No entanto, para reduzir os riscos de hipoxemia pela remoção de gases nas vias aéreas, que também aumenta com a duração do procedimento, é recomendado que sua limitação em 10 a 15 segundos em três repetições (AACR, 2010; Pedersen et al., 2009; Day., 2003 e Moore, 2003).

3.6 Diâmetro do cateter de aspiração endotraqueal

Na literatura é consenso que o cateter de sucção a ser escolhido deve ser o menor possível, porém deve possuir o diâmetro de tamanho suficiente para facilitar a remoção de secreções. Apesar de demonstrarem maior efetividade, diâmetros maiores apresentam maiores chances de lesão tecidual, bem como um maior risco de contato e trauma (Pedersen et al., 2009; Day et al., 2003; Moore, 2003; Morrow et al., 2004; Rosen e Hillard, 1962).

Para a escolha adequada do tamanho do cateter, devem ser consideradas a viscosidade, o volume de secreções e o diâmetro do tubo endotraqueal no qual o cateter será inserido. O cateter de aspiração endotraqueal pode ser bloqueado durante o procedimento por partículas presentes na secreção pulmonar, de forma que, quanto maior o orifício e diâmetro do cateter maior a partícula que pode ser aspirada sem que ocorra o bloqueio do cateter (Rosen e Hillard, 1962).

A AACR (2010) sugere que o diâmetro do cateter de aspiração, para um paciente com via aérea artificial, não deve ultrapassar 50% do diâmetro do tubo endotraqueal para crianças

e adultos e que essa relação não deve ultrapassar 70% para neonatos e bebês. Em situações nas quais o cateter de diâmetro máximo estabelecido não é efetivo, deve ser considerado o uso do maior diâmetro seguinte.

Estes dados apresentam como referência o estudo de Vanner e Bick (2008) que para a razão entre diâmetros de 50% em uma pressão de sucção de 500 mmHg obteve na região intrapulmonar pressões vacuométricas máximas de 2 mmHg. O estudo considerou esse valor seguro para evitar danos pulmonares, uma vez que a complacência combinada do sistema respiratório humano, somando-se complacência pulmonar e do tórax, é em média 70 ml.mmHg⁻¹ e nessas condições, uma pressão de 2 mmHg causaria uma redução de apenas 140 ml do volume pulmonar. Entretanto, a pressão de referência inicial utilizada é a pressão atmosférica, de forma que essa referência não pode ser considerada para pacientes submetidos a uma PEEP externa.

Em outro estudo, Russian e colaboradores (2014) realizaram três diferentes cálculos para determinar a relação entre o cateter de sucção e o tubo endotraqueal. Os cálculos foram realizados utilizando como medidas o diâmetro do cateter em relação ao tubo endotraqueal, o volume e a área transeccional disponíveis para a reposição do fluxo de ar. Os dados obtidos demonstraram que a obstrução de 70% do diâmetro interno continua permitindo a vazão de ar por metade da área transeccional, e desta forma a área disponível para a reposição de ar nos pulmões seria suficiente para minimizar a pressão vacuométrica intrapulmonar durante o procedimento de aspiração endotraqueal e permitir o fluxo de ar ambiente para dentro dos pulmões.

Os dados obtidos no estudo de Russian e colaboradores demonstraram que pressões vacuométricas excessivas só foram registradas quando a razão entre diâmetro externo do cateter de aspiração e diâmetro interno alcançou valores superiores a 70%. No entanto, as pressões de sucção utilizadas neste estudo foram diferentes da pressão utilizada por Vanner e Bick (2008) e respeitaram as recomendações da AARC com pressão de sucção limite de 150 mmHg.

Tais indicações de valores limites para a razão entre diâmetro externo do cateter de sucção e diâmetro interno do tubo endotraqueal, não consideram a presença de secreções pulmonares, que reduziria a área disponível para o escoamento do ar atmosférico, e cuja presença dentro do cateter poderia limitar de forma variável ou obstruir o escoamento (Morrow et al., 2004; Rosen e Hillard, 1962).

3.7 Viscosidade da secreção pulmonar

O muco respiratório é uma substância biológica que recobre externamente o epitélio respiratório, desempenhando função de limpeza das vias aéreas além de atuar como barreira de proteção contra patógenos, partículas ultrafinas do ambiente e toxinas (Fahy et al., 2010; Lai et al., 2009; Girod et al., 1992).

Em condições normais, as secreções pulmonares são claras, levemente espessas e em pequenos volumes, porém em situações patológicas, desidratação e infecções pulmonares, se tornam espessas e viscosas. Essas alterações nas características das secreções dificultam a remoção e limpeza das vias aéreas (Fahy et al., 2010; Moore, 2003; Dawson et al., 2003; Jeanneret-Grosjean et al., 1988; Sturgess et al., 1970;).

Em relação ao processo de aspiração endotraqueal, os fatores primários do muco que influenciam a limpeza de uma via aérea artificial são as propriedades viscoelásticas e as propriedades de superfície do muco (Shah et al. 2005)

O muco é uma estrutura integrada de biopolímeros com comportamento físico complexo, que apresenta características viscosas, próprias de líquidos, e elásticas, próprias de sólidos. É uma substância não newtoniana, tempo-dependente, que se comporta como um sólido elástico quando submetida a uma baixa taxa de deformação e é capaz de retornar à sua forma original com o repouso ao longo do tempo. Quando submetido a altas taxas de deformação, o muco se comporta como um líquido viscoso e eventualmente deforma-se irreversivelmente (Lai et al., 2009 e Girod et al., 1992).

O comportamento mecânico do muco é frequentemente estudado considerando sua viscoelasticidade. Com essa finalidade, são utilizadas medidas como a elasticidade, por meio do módulo elástico ou módulo de armazenamento G' , a viscosidade, obtida através do módulo viscoso ou módulo de perda G'' e o ângulo de fase ou tangente de perda ($\tan \delta$).

O módulo elástico avalia a tendência do gel para retornar a sua forma original após a deformação por tensão induzida, enquanto o módulo viscoso se refere à extensão a qual o gel resiste à tendência de fluir. Outro parâmetro comumente utilizado para caracterizar o muco respiratório humano, a $\tan \delta$, é calculado pelo inverso da tangente de G''/G' , no qual $\delta = 0^\circ$ caracteriza sólidos Hookeanos; $\delta = 90^\circ$ é obtido para líquidos viscosos; $\delta < 45^\circ$ para sólidos viscoelásticos e $\delta > 45^\circ$ caracteriza líquidos viscoelásticos. É importante salientar que, para avaliar as propriedades das amostras, é necessário submetê-las à taxa de tensão baixa o suficiente para não danificar irreversivelmente as estruturas da amostra (Lai et al., 2009; Hassan et al., 2006; Shah et al. 2005 e Girod et al., 1992).

O estudo destas propriedades permitiu verificar que para a secreção pulmonar mais fluída, na medida em que taxas de cisalhamento mais altas são aplicadas nas amostras, ocorre um aumento das propriedades elásticas do muco, enquanto que para secreções espessas ocorre um aumento menor no valor do componente elástico. Para ambas as secreções observa-se uma redução no valor da viscosidade (Dawson et al., 2003; Sturgess et al., 1970).

O estudo de Shah e colaboradores (2005) demonstrou que o aumento na viscosidade η' e na viscoelasticidade (G' e G'') em uma substância simulando o muco respiratório de pacientes submetidos à intubação endotraqueal e de pacientes com fibrose cística, reduziu a eficácia do processo de aspiração *in vitro*. Esse resultado é consistente com o fato de a viscosidade ser definida como a resistência ao escoamento.

Não existe na literatura uma padronização para a avaliação das características viscoelásticas do muco, sendo utilizados diferentes métodos, unidades de medida e equipamentos, que variam de viscosímetros capilares à reômetros. Além desta variedade nos métodos para obtenção dos dados, a padronização das propriedades reológicas do muco respiratório humano é dificultada pela natureza complexa do muco, sua heterogeneidade, e variação dessas propriedades de indivíduo para indivíduo (Lai et al., 2009).

Como parâmetros avaliativos, as frequências mais amplamente utilizadas são 1 Hz e 10 Hz. A escolha dessas frequências baseia-se no batimento ciliar. Essas frequências são utilizadas, pois o batimento ciliar pode exibir frequências que atingem 10 Hz e em situações de sobrecarga dos cílios, cobertos por secreções pulmonares, a frequência apresentada pelo batimento ciliar varia de 1 a 3 Hz. As frequências de 1 e 100 rad/s também são utilizadas para o estudo reológico do muco, porque são componentes do cálculo do índice de limpeza muco ciliar, que é realizado para baixas frequências (1 rad/s, ou 0.16 Hz) e do índice de limpeza através da tosse, que é calculado utilizando-se altas frequências (100 rad/s ou 16 Hz). Assim sendo, o índice de limpeza muco ciliar representa a limpeza das vias aéreas em condições normais, enquanto o índice de limpeza através da tosse representa a limpeza das vias aéreas em uma frequência próxima à frequência exibida durante a tosse ou o espirro (Saito et al., 2010).

As variáveis viscoelásticas são frequentemente utilizadas para caracterizar o muco em diferentes doenças e verificar a eficácia de diferentes abordagens terapêuticas para reduzir as propriedades viscoelásticas do muco com a finalidade de facilitar a higiene brônquica. Algumas situações nas quais as propriedades viscoelásticas foram investigadas e estão

descritas na literatura são a bronquite crônica, a fibrose cística, a sinusite crônica e pacientes submetidos à intubação endotraqueal.

O muco traqueobronquico humano foi pesquisado por Jeanneret-Grosjean e colaboradores (1988), que utilizaram o microrreômetro magnético de esfera para mensurar as propriedades reológicas do muco. A magnitude de deslocamento da esfera e seu atraso (fase lag) em relação às forças foram determinados para calcular a viscosidade e a elasticidade do muco. O estudo foi realizado com amostras do muco traqueobrônquico de 20 voluntários. As variáveis utilizadas para a caracterização do muco foram a impedância mecânica, soma vetorial da viscosidade e elasticidade ($\log G^*$) e a $\text{tg } \delta$, nas frequências de 1 e 100 rad/s. Este estudo contou com dois grupos controle, nos quais a remoção da secreção pulmonar foi realizada sem o uso de analgésicos e que foram divididos pela ordem de realização de dois procedimentos. Nessas análises, os valores de $\text{tg } \delta$ obtidos foram 0.276 ± 0.068 e 0.295 ± 0.072 para a frequência de 1 rad/s e 0.86 ± 0.25 e 0.99 ± 0.26 para 100 rad/s. Para o $\log G^*$ os valores obtidos foram 2.15 ± 0.35 e 2.19 ± 0.39 para 1 rad/s e 2.53 ± 0.36 e 2.58 ± 0.40 para 100 rad/s.

Para avaliar as propriedades do muco respiratório na bronquite crônica, Puchelle e colaboradores (1996) utilizaram como parâmetros a viscosidade e o módulo elástico. Os valores destes parâmetros foram obtidos por meio de um reômetro com tensão controlada e geometria cone placa, para uma amostra com volume de 20 μL . As medidas foram obtidas sob temperatura de 25°C, através de um teste de *creep*. Uma tensão constante de 10 Pa foi aplicada na amostra e o resultado plotado ao longo do tempo. Quando o equilíbrio do escoamento era alcançado, a tensão aplicada era removida e o ângulo de deformação, representativo da elasticidade mensurado. A inclinação da curva de deformação em função do tempo foi representativa da taxa de deformação aplicada na amostra. O muco respiratório de 15 pacientes foi analisado com a adição de NaCl 150 mM + 1 mM CaCl_2 e foram obtidos os valores de mediana da viscosidade de 511,4 Pa.s e de mediana do módulo elástico de 19,6 Pa.

O muco da fibrose cística foi caracterizado por Dawson e colaboradores (2003) utilizando um reômetro com geometria cone placa e tensão controlada e deformação de 1%. Pequenas deformações oscilatórias com amplitude e frequências controladas foram aplicadas à amostra para extrair as propriedades viscoelásticas dependentes do tempo. Foram reportados os valores de G' e G'' em frequências angulares variando de 0 a 100 rad/s. Para a fibrose cística, o módulo elástico foi maior do que o módulo viscoso para toda a variação da

frequência testada, o que indica um comportamento similar a um sólido viscoelástico. Os valores de G' e G'' podem ser observados na Figura 2.

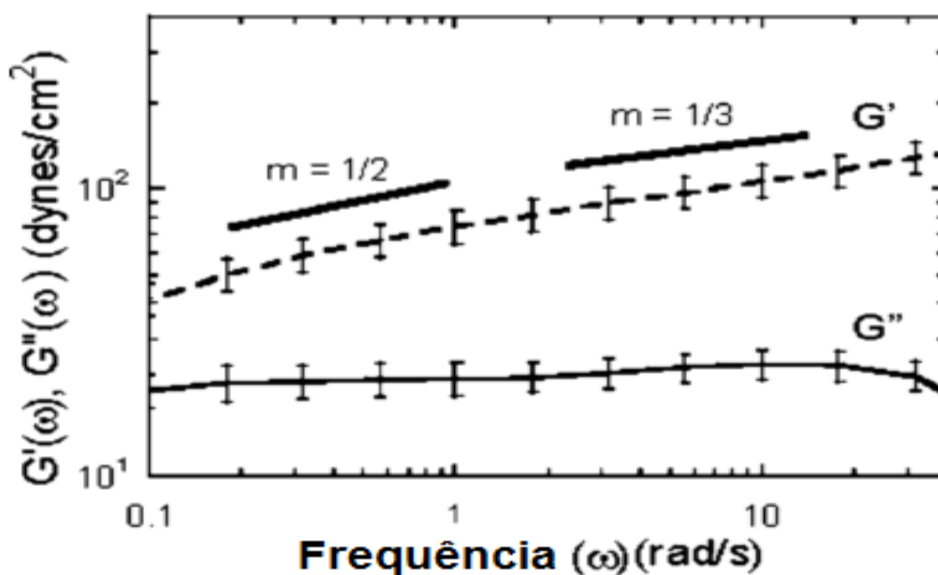


Figura 2 Comportamento de G' e G'' em relação a variação de frequência em rad/s. gráfico obtido para o muco de pacientes com fibrose cística (Dawson et al., 2003)

Em relação à sinusite crônica, Majina e colaboradores (1999) avaliaram as propriedades do muco de 24 pacientes utilizando um microrreômetro oscilatório de esfera e obtiveram a viscosidade dinâmica η' e o módulo elástico G'' a partir da amplitude de deslocamento da esfera e a fase de lag em relação às forças oscilatórias aplicadas. Foram utilizadas as frequências de 1 Hz e 10 Hz. Esses pesquisadores observaram para a frequência de 1 Hz, os valores de η' e G'' do muco na sinusite crônica: $1,6 \pm 1,5$ Pa/s e $31,8 \pm 31,0$ Pa, respectivamente. Quando analisada a frequência de 10 Hz, o valor obtido para η' foi $0,38 \pm 0,34$ Pa/s, e para G'' foi $49,5 \pm 45,2$ Pa.

O muco na sinusite crônica também foi caracterizado por Saito e colaboradores (2010), que avaliaram as propriedades do muco para 23 pacientes utilizando um reômetro rotatório. Como vantagem, o reômetro utilizado neste estudo analisa toda amostra submetida ao teste, enquanto o microrreômetro magnético com esfera oscilatória analisa apenas a porção da amostra que está nas imediações da esfera. Uma quantidade de 1 ml de amostra foi colocado no reômetro e foi realizado um intervalo de 1 minuto para permitir o equilíbrio na temperatura de 20°C. Para medir a viscosidade e a elasticidade, a amostra foi avaliada em um intervalo de frequência oscilatória de 0,1 a 50 Hz, sob tensão constante de 1%. Como resultados foram obtidas, as médias de elasticidade e viscosidade, respectivamente, em 1 Hz

foram $78,24 \pm 103,4$ Pa e $22,09 \pm 29,62$ Pa. Para a frequência de 10 Hz os valores foram $118,91 \pm 55,5$ Pa e $32,36 \pm 45,58$ Pa. Através desses resultados, os pesquisadores sugerem relação entre a gravidade da sinusite crônica e as propriedades viscoelásticas.

Em relação às características do muco respiratório de pacientes submetidos à anestesia geral e intubação endotraqueal, Rubin e colaboradores (1990) utilizaram o microrreômetro magnético de esfera para mensurar as propriedades reológicas do muco de 33 pacientes sem doenças respiratórias. Os resultados são apresentados em $\log G^*$ e $\text{tg } \delta$ para duas frequências 1 e 100 rad/s. Os seguintes valores foram obtidos: $\log G^* = 2,09 \pm 0,36$ e $\text{tg } \delta = 0,32 \pm 0,09$, na frequência de 1 rad/s e $\log G^* = 2,48 \pm 0,39$ e $\text{tg } \delta = 0,76 \pm 0,14$, na frequência de 100 rad/s.

Baseando-se no estudo reológico e medidas de propriedades de superfícies é possível obter substâncias com comportamento semelhante ao muco respiratório. Essas substâncias podem ser utilizadas em testes *in vitro* que simulem e/ou visem esclarecer processos de aspiração endotraqueal e higiene brônquica.

Dentre as misturas descritas na literatura para simular o muco respiratório humano estão as misturas contendo goma vegetal e bórax (Hassan et al., 2006; Agarwal et al., 1989; King et al., 1982).

O estudo de Hassan e colaboradores (2006) simulou o muco respiratório humano utilizando mistura de goma de alfarroba e bórax e verificou essa semelhança utilizando a análise do comportamento dos valores obtidos para G' , η' e $\text{Tg } \delta$ em testes oscilatórios em variação de frequência de 0 a 100 rad/s.

Foram testadas substâncias que simulam o muco respiratório em duas variações, para a substância quase sólida, cujo G' não foi tão sensível ao aumento de frequência de rotação, comportamento similar ao muco pulmonar em situações patológicas e para a substância quase líquida, que apresentou aumento rápido do G' com o aumento da frequência. Para as substâncias produzidas a tensão superficial é próxima de 64 dyn/cm para a substância quase líquida e 565 dyn/cm para a substância quase sólida. O comportamento observado por essas substâncias pode ser visualizado nas Figuras 3 e 4.

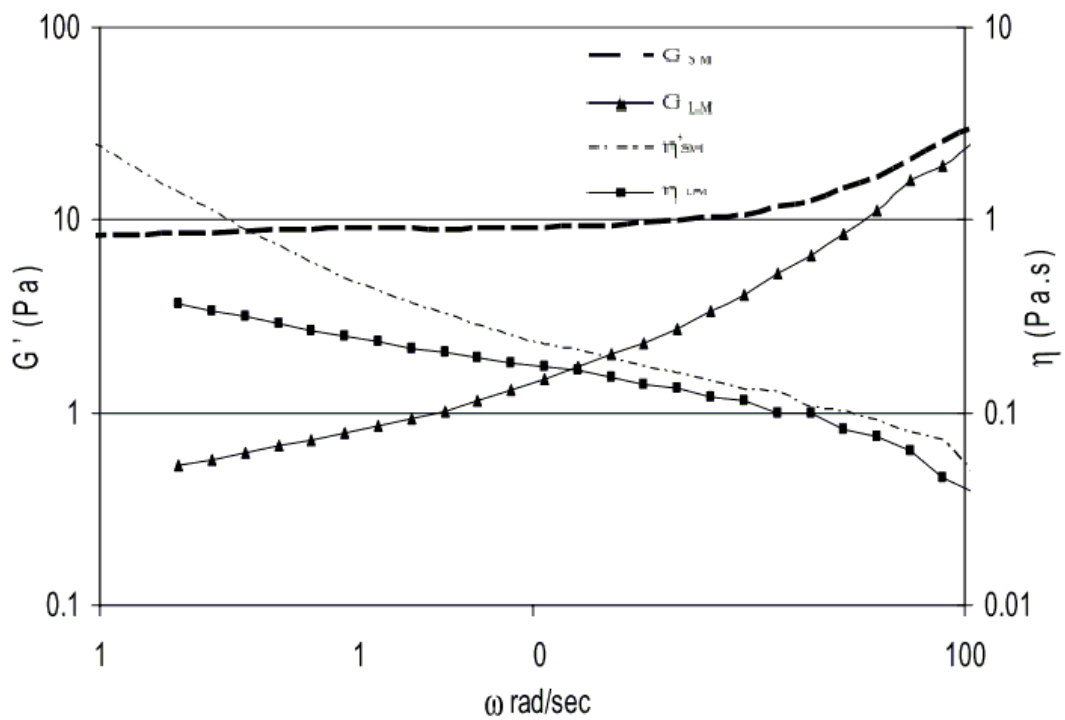


Figura 3 Comportamento de substâncias simulando o muco quase sólida e quase líquida, valores de G' e η' em relação a frequência. SM: quase sólida e SL quase líquida (Hassan et al., 2006)

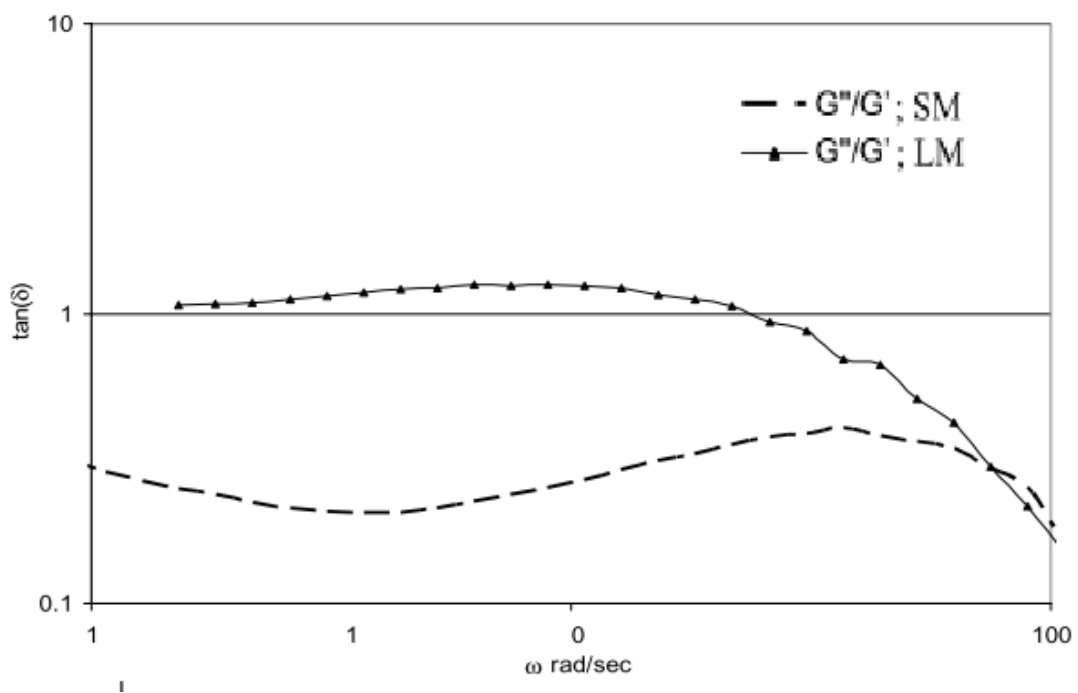


Figura 4 Comportamento das substâncias produzidas para $\tan \delta$ em relação a frequência, em que SM: substância quase sólida e SL substância quase líquida (Hassan et al., 2006)

A substância POLYOX™ também é descrita na literatura como capaz de simular o muco respiratório. Essa substância é o um polietileno solúvel em água de baixo peso molecular, produzido pela Dow Chemical Company. Shah e colaboradores (2005) realizam a comparação entre diferentes concentrações de POLYOX™ e o muco respiratório pulmonar através de valores reológicos obtidos para pacientes submetidos à intubação endotraqueal e com Fibrose Cística. Outros estudos também utilizaram essa substância com a finalidade de simular o muco respiratório (Lv et al., 2013; Mujica-Lopez et al., 2010; Shah et al., 2005). A comparação entre os valores da substância que simula a secreção respiratória foi realizada utilizando reômetro com geometria de placas paralelas, amostra de 20 ml e variação de frequência de 1 ao 100 rad/s. Os módulos viscoso e elástico foram determinados por um teste de *creep* mantido por 2 minutos, sobre a carga de 5 dyne/cm² em uma temperatura de 37.8°C. Os dados obtidos podem ser visualizados na Tabela 1. Características de superfície também foram analisadas.

<i>Variáveis</i>	<i>0,50%</i>	<i>1,50%</i>	<i>3,00%</i>	<i>Muco TET</i>	<i>Secreção Fibrose Cística</i>
Propriedades do “bulk”					
G’ em 1 rad/s	0,02	155	602	201	916
G’ em 100 rad/s	0,8	49	509	81	551
G” em 100 rad/s	13	191	1.579	275	1.643
G” em 100 rad/s	78	1.437	3.555	1.674	3.148
Propriedades Superficiais					
Coabilidade (cm dynes/cm)		12,7	24,9		14,76
Tensão superficial(dynes/cm)		63,8	127,2		80,6
Ângulo de contato (graus)		36	64		43

Tabela 1 Dados comparativo para secreções de pacientes em intubação endotraqueal e fibrose cística e substâncias produzidas com diferentes concentrações de POLYOXTM (Shah et al., 2005)

4 METODOLOGIA

A metodologia proposta permitiu comparar a eficácia do procedimento de aspiração endotraqueal *in vitro* para substâncias apresentando características semelhantes ao muco pulmonar em três diferentes características viscoelásticas. A quantidade de massa aspirada foi comparada para diferentes diâmetros de cateter de aspiração endotraqueal e diferentes pressões de sucção. As pressões vacuométricas geradas no sistema foram mensuradas para as diferentes combinações entre as pressões de sucção propostas e diâmetros de cateter de aspiração endotraqueal, a fim de verificar o potencial lesivo destas combinações para aplicações *in vivo*.

4.1 Modelo de traqueia

Para o presente estudo foi utilizado um modelo estático de via aérea, simulando a realização do procedimento com o paciente em apneia. Desta forma, foi utilizado um modelo de traqueia desconsiderando a complacência pulmonar e torácica. A traqueia humana é um tubo semi-flexível composto por anéis cartilagosos, diâmetro que varia de 15 a 20 mm e comprimento de 100 a 130 mm (Brand-Saberi e Schäfer, 2014; Scanalan 2001). Para simular a traqueia foi utilizado um tubo corrugado de 150 mm de comprimento e 20 mm de diâmetro. Um suporte foi produzido por impressão 3D. Tal suporte permitiu que o tubo endotraqueal, quando inserido no tubo corrugado, fosse apoiado com a extremidade para cima, mantendo sua curvatura original. O suporte foi construído de forma que suas dimensões possibilitassem que, inserido 50 mm no tubo corrugado, o tubo endotraqueal se apoiasse no suporte na medida de 200 mm de seu comprimento em uma altura de 65 mm. O final do tubo endotraqueal foi vedado mantendo um orifício para a conexão ao sensor de pressão (Figura 5).

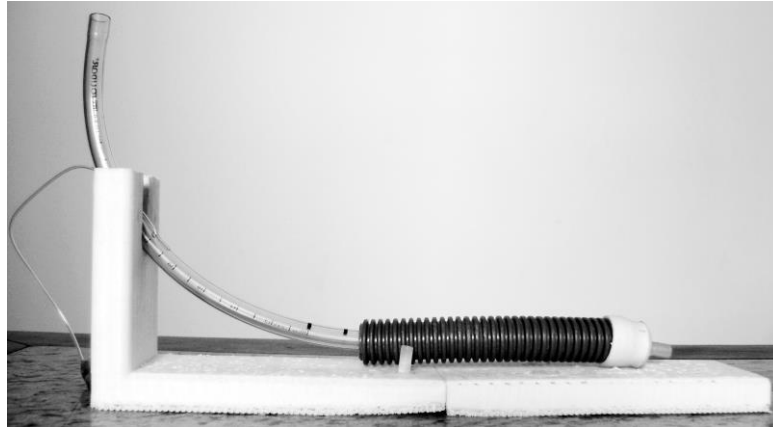


Figura 5 Modelo de traqueia

4.2 Ensaio realizados

Durante a primeira etapa deste experimento foram elaborados fluidos para simular o muco pulmonar. Para tal foi realizada a análise das características viscoelásticas das substâncias produzidas, avaliando-se os valores de G' , η' e $\text{tg } \delta$ com o uso de um reômetro rotacional.

Na segunda etapa foram mensuradas as pressões vacuométricas alcançadas no sistema, como resultado das combinações entre pressão de vácuo aplicada e diâmetro de cateter endotraqueal utilizado. A presença de secreções, como ocorre no procedimento *in vivo*, foi desconsiderada para essa etapa.

A terceira etapa consistiu na simulação do procedimento de aspiração pulmonar, utilizando substâncias para simular as secreções respiratórias em três diferentes propriedades viscoelásticas, representando a secreção respiratória líquida, espessa e intermediária. Como desfecho deste procedimento, a quantidade de fluido aspirada foi utilizada para comparar a eficácia do procedimento.

Na última etapa foi realizada a caracterização da geometria dos cateteres utilizados no estudo. Foram mensurados os diâmetros dos orifícios de entrada do cateter e o diâmetro interno. Para isso foram retiradas fotografias e os valores foram mensurados com a ajuda do programa micro analítico Quantikov. Também foi mensurado o comprimento de cada cateter.

4.3 Escolha dos parâmetros

4.3.1 Tubo endotraqueal

A média de diâmetro para o tubo endotraqueal indicado para o homem é 8,5 e 9 mm, enquanto para mulheres, indica-se tubo endotraqueal inferior em 0,5 ou 1 mm. A escolha de diâmetros menores pode acarretar um aumento na resistência à ventilação (Kaminsky, 2014). Desta forma, para a simulação foi escolhido o diâmetro de tubo endotraqueal de 8mm para representar a população de homens e mulheres adultos.

4.3.2 Diâmetros dos cateteres de aspiração endotraqueal

Apesar da recomendação da AACR de que a razão entre diâmetro externo do cateter de aspiração endotraqueal e diâmetro interno do tubo endotraqueal não deva ultrapassar 0,5 a fim de evitar pressões vacuométricas potencialmente lesivas, Russian e colaboradores (2014) sugerem que esta razão possa ser maior, desde que inferior a 0,7. A possibilidade de utilizar razão superior a 0,5 é derivada de cálculos para a determinação do diâmetro do cateter, que consideram a área e o volume resultante desta relação. Os pesquisadores sugerem que desde que o escoamento de ar possa ocorrer por metade da área ou volume do tubo endotraqueal, este escoamento seria suficiente para evitar que pressões vacuométricas excessivas sejam geradas no sistema. Nesta perspectiva, o limite para a razão entre o diâmetro externo do cateter de aspiração e diâmetro interno do tubo endotraqueal é 0,7.

Com base nestes estudos, foram utilizados os cateteres de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr, uma vez que, para o tubo endotraqueal utilizado, 8 mm, as razões obtidas são inferiores a 0,7. Para o cálculo dessas razões é necessária a conversão do diâmetro dos cateteres de Fr para mm. Os valores correspondentes são: 2,67mm (8 Fr); 3,33mm (10 Fr); 4mm (12 Fr); 4,67 mm (14 Fr) e 5,33mm (16 Fr). As razões obtidas entre o diâmetro do cateter de aspiração e o tubo endotraqueal de 8mm são respectivamente: 0,334; 0,416; 0,5; 0,583 e 0,666.

4.3.3 Pressões de sucção aplicadas

A AACRC recomenda que a pressão de sucção utilizada durante o procedimento de aspiração endotraqueal, em pacientes adultos ou crianças, não ultrapasse 150 mmHg. No entanto, Tenaillon e colaboradores (1990) sugerem que pressões de sucção entre 200 a 300

mmHg desde de que utilizadas relações adequadas entre os diâmetros do cateter de aspiração e do tubo endotraqueal, não são capazes de gerar excessivas pressões vacuométricas intrapulmonares durante o procedimento.

Desta forma, o presente estudo utilizou pressões de sucção de 100 e 150 mmHg recomendadas pela AACR, e verificou também os efeitos da pressão de sucção de 200 mmHg na pressão vacuométrica gerada no sistema e na eficácia da aspiração de substâncias que simulam o muco respiratório.

4.4 Equipamentos e especificação

A listagem contendo os equipamentos para cada etapa do procedimento se encontra no Apêndice A. O Anexo 2 contém as especificações dos equipamentos utilizados.

4.5 Incerteza de medição e erro

O objetivo deste procedimento foi estimar a magnitude da incerteza resultante das medidas realizadas. Não foi realizada a distinção entre os erros aleatórios e sistemáticos.

Mesmo que todos os erros do sistema sejam zero, o valor medido será afetado pela capacidade de analisar a informação. Essa incerteza é a incerteza zero, u_0 .

$u_0 = \pm 1/2$ da resolução, com 95% de probabilidade.

A incerteza do instrumento fornecida pelo catálogo como histerese, linearidade, etc. é dada por u_c . A incerteza estimada é a incerteza combinada de u_0 e u_c .

4.5.1 Incerteza da balança

$u_0 = \pm 1/2 \times 0,01$

u_c da balança = 0,01 a 0,05g (linearidade)

$u_{d \text{ balança}} = \sqrt{(0,005)^2 + (0,05)^2} = 0,05$ considerando $v=3$, pois cada substância será medida 3 vezes, para 95%, $t = 3,182$, logo a incerteza expandida para as medidas de peso será $\pm 0,1598g$

4.5.2 Incerteza do vacuômetro

O vacuômetro foi calibrado em março de 2015 e apresentou uma incerteza expandida de 17%, seu relatório de calibração encontra-se no Anexo 2.

4.5.3 Incerteza do Cronômetro

O erro do operador é o erro que irá apresentar maior influência na incerteza de medição do cronômetro, pois depende do tempo de reação ao se apertar o cronômetro no início e no final para realizar a medida. Cada operador tem um tempo de reação diferente. Os cronômetros digitais atualmente com resolução de 0,01 s por si só introduzem uma incerteza desta ordem para intervalos de tempo medidos de cerca de alguns minutos.

Em resumo, o erro introduzido pelo operador deve ser determinado antes da medida ser realizada. Ele será na maioria dos casos predominante. Um método simples para se determinar o erro do operador consiste em medir pequenos intervalos de tempo (10 s), com o cronômetro, repetir tal medida 10 vezes e calcular-se a média e o desvio padrão. Para este intervalo de 10 s, o erro que vai aparecer certamente é do operador e não do cronômetro. Este erro pode ser então utilizado no cálculo das incertezas.

A seguir, são apresentadas as medidas de tempo do operador do cronômetro e é calculada a média e o desvio padrão.

T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10
10,176	10,187	10,052	10,279	10,674	9,954	10,254	10,36	10,135	10,16

Média= 10, 223s

Desvio padrão= 0,195s

Erro operador cronômetro= **10 ± 0,195 s**

u_o = do cronometro = 0,01 x 1/2

u_c do cronômetro =+- 0,195

u_d cronômetro = $\sqrt{0,005^2 + 0,195^2}$ u_d cronometro = 0,19506 s, para um grau de liberdade, t = 12,706, a incerteza expandida será ± 2,47s.

4.6 Condições de teste

As condições de teste foram estabelecidas considerando as condições ideais de funcionamento para cada aparelho de medição. Os testes foram realizados em temperatura ambiente, visto que todos os equipamentos de medição apresentam boa acurácia nessa condição. Não foi utilizado ar condicionado para evitar alterações na precisão da balança.

Durante a pesagem das substâncias componentes do fluido e da substância aspirada, bem como a mensuração das pressões geradas no sistema, não havia nenhum equipamento capaz de produzir vibrações para evitar que vibrações produzissem ruídos nas medidas.

Os testes para cada substância foram realizados em um mesmo dia a fim de evitar alterações em suas propriedades. Foi realizado o período de descanso de oito horas entre o preparo e a utilização das substâncias.

4.7 Procedimentos de execução

4.7.1 Etapa 1: Obtenção da substância para simular o muco

Nesta etapa foram utilizados a balança de precisão para a pesagem dos componentes da substância simuladora e o reômetro para determinar quais composições apresentaram comportamento reológico semelhante ao muco respiratório humano.

4.7.1.1 Composição da substância

Para simular as características viscoelásticas do muco respiratório foram preparadas substâncias compostas por mistura de soluções de goma de alfarroba e bórax. Preparações semelhantes foram utilizadas em estudos anteriores (Ravagan et al., 2010; Hassan et al., 2006; Agarwal et al., 1989; King et al., 1982). No estudo desenvolvido por Hassan e colaboradores, a mistura de goma de alfarroba e bórax foi caracterizada através do módulo elástico (G'), da viscosidade dinâmica ($\eta' = G''/\omega$) e da tangente de gama ($\tan(\delta) = G''/G'$). Curvas de comportamento viscoelástico foram obtidas para a substância semissólida, que representa o muco respiratório mais espesso, e para a substância quase líquida, representando o muco pulmonar mais fluido.

No presente estudo, essas curvas foram utilizadas como guia a fim de obter substâncias com comportamento semelhante ao observado para o muco respiratório humano

de maior viscosidade, semelhante ao comportamento observado em situações patológicas como a fibrose cística, quando o muco apresenta um comportamento de sólido elástico, e características próximas de um líquido, semelhantes ao muco respiratório em condições normais (Shah et al., 2005; Dawson et al., 2003; Jeanneret-Grosjean et al., 1988).

Além das substâncias semelhantes ao muco espesso e ao muco líquido, o presente estudo utilizou uma substância com propriedades intermediárias. Uma vez que existe uma grande variação das propriedades dos componentes da substância e variações durante sua preparação, não foi possível utilizar a mesma formulação sugerida por estudos anteriores e foram realizados estudos reológicos com a finalidade de obter formulação própria para a simulação da substância semelhante ao muco respiratório humano. Devido à grande variação apresentada pelo muco respiratório humano em relação às suas características viscoelásticas, não é possível obter valores exatos de viscosidade e elasticidade e obter um comportamento semelhante, com valores aproximados, é satisfatório.

Para a preparação inicial, quantidades de 0,25; 0,5 e 1,0 g de goma de alfarroba foram pesadas. Três diferentes concentrações de goma de alfarroba foram preparadas pela adição de 100 ml de água desmineralizada fervente a cada medida pesada. Uma solução de 1% de bórax em água desmineralizada, foi utilizada para conferir características elásticas à substância. Nos testes iniciais, foram adicionadas medidas de 1,5; 3 e 8 ml de solução de bórax. As substâncias foram submetidas a testes reológicos e as concentrações alteradas de acordo com o comportamento das amostras iniciais.

4.7.1.2 Estudo do comportamento reológico das substâncias produzidas

Para a caracterização de materiais viscoelásticos, aplica-se usualmente modelos de tensões ou deformações oscilatórias. Os dados gerados sobre viscosidade e elasticidade são relacionados com seu tempo de resposta. A velocidade angular ou a frequência imposta é relacionada com a tensão ou deformação oscilatória resultante. Para os testes reológicos são utilizados intervalos de velocidade ou frequência. Utilizou-se o reômetro rotativo, o que significa que a parte giratória do sensor movimentava-se alternativamente descrevendo uma função senoidal com o tempo, alcançando pequenos ângulos de deflexão, sentido horário e anti-horário (Schramm 2006; Machado 2002).

Para a realização dos testes reológicos foi utilizado o reômetro ARG2 da TA Instruments, que opera com tensão controlada. Foi utilizada geometria placa cone 60 mm de 1° de inclinação. Utilizou-se a temperatura de 25°, para representar as propriedades da

substância que simulou o muco em temperatura próxima à situação de teste. Foram utilizados volumes de amostra de aproximadamente 1 ml para cada análise. A folga, distância entre a placa e o cone, definido para os testes foi de 30 µm. Cada teste foi iniciado após um período de repouso de 1 minuto que permitiu o alcance da temperatura programada (Costello).

A taxa de deformação utilizada foi determinada pelo teste de *Strain Sweep*, no qual a amostra foi submetida à variação na taxa de deformação de 0,01 a 100%. O comportamento das propriedades viscoelásticas do material são independentes da deformação a qual são submetidos a partir de um nível de deformação crítica. Na região acima deste valor, o comportamento da substância viscoelástica é não linear e ocorre o declínio do módulo de armazenamento. O *Strain Sweep* fornece a região de linearidade da amostra e desta forma a região de deformidade crítica. Valores acima desta região podem causar danos à estrutura da amostra prejudicando o resultado do teste a ser realizado posteriormente (Franck; Schramm 2006)

Após a definição da região de linearidade para os testes em 0,4%, a análise oscilatória, com uma variação da frequência de 1 a 100 rad/s, foi realizada através do teste *Frequency Sweep* e a estrutura da amostra foi caracterizada.

Foram obtidas as curvas de comportamento viscoelástico, $G' \times \eta'$ e $Tg \delta$. O módulo Elástico G' ou módulo de armazenamento, indica a parcela equivalente de energia da tensão aplicada que é armazenada temporariamente durante o teste, mas que pode ser recuperada posteriormente (Schramm, 2006; Machado, 2002).

$$G' = \frac{\tau_{max}}{\gamma \varepsilon_{max}} \cdot \cos \delta$$

τ_{max} tensão de cisalhamento máxima.

$\gamma \varepsilon_{max}$ taxa de cisalhamento máxima.

O ângulo de fase δ também denominado ângulo de perda, sempre aparece nas equações senoidais da deformação elástica. Os ângulos de mudança de fase dos materiais viscoelásticos se situam ente $0 < \delta < 90$. Seu valor pode ser registrado sob a forma da tangente do ângulo de perda ($\tan \delta$), também chamada de fricção interna ou amortecimento, que é a razão entre a energia dissipada e a energia potencial armazenada por ciclo (Schramm 2006; Machado 2002).

$$\tan \delta = G''/G'$$

A viscosidade dinâmica (η') é a componente viscosa de um material viscoelástico e é obtida pela razão entre o módulo viscoso e a frequência angular (Schramm 2006).

$$\eta' = G''/\omega$$

4.7.2 Etapa 2: Obtenção das pressões negativas geradas no sistema de teste

Essa etapa foi realizada com a finalidade de obter as pressões vacuométricas máximas alcançadas no sistema de teste para as combinações entre diferentes pressões e diâmetro do cateter. Essa informação é importante para inferir possíveis danos ao sistema respiratório em condições *in vivo*, caso as combinações de teste sejam utilizadas.

Para a realização destes procedimentos foram utilizados um modelo de traqueia, composto por um suporte e um tubo corrugado, um tubo endotraqueal com diâmetro interno de 8 mm, uma seringa para insuflar o balonete, cateteres de aspiração com os diâmetros externos de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr, um cronômetro, um aspirador pulmonar portátil, um sensor de pressão e um computador

4.7.2.1 Sequência e execução do procedimento

Inicialmente foram realizados os testes com a pressão de sucção de 100 mmHg, na sequência foram realizados os testes para a pressão de sucção 150 mmHg e por fim, os testes para a pressão de sucção de 200 mmHg. Foram realizadas cinco medidas para cada cateter de cada diâmetro, na seguinte ordem: cateter de diâmetro de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr e o valor médio das pressões vacuométricas geradas no sistema foi calculado.

O sensor de pressão foi conectado à porção final do tubo corrugado do modelo de traqueia e conectado a um computador, para o qual os dados foram transferidos. O programa *Measurement & Automation Explorer (MAX) da National Instruments Products* foi utilizado para converter os impulsos elétricos em valores de pressão (Figura 6).



Figura 6 Sistema de teste para avaliação das pressões negativas nas diferentes pressões de vácuo e em diferentes diâmetros de cateter de aspiração endotraqueal

A pressão de sucção foi ajustada e o cateter conectado ao aspirador. O cateter foi inserido 350 mm no tubo endotraqueal e após sua inserção, o vácuo do aspirador foi acionado. Os valores de vácuo foram gravados por 10 segundos após o sistema atingir um equilíbrio e a média desses valores foi calculada. Foram realizados 5 repetições para cada cateter nas três pressões de teste, totalizando 75 procedimentos de teste.

4.7.3 Etapa 3: Simulação da aspiração endotraqueal

Nesta etapa, os equipamentos necessários foram o modelo de traqueia, o tubo endotraqueal, seringa, bomba hidráulica, cateteres de aspiração endotraqueal com diâmetros variando em 8, 10, 12, 14 e 16 Fr, o aspirador de secreções pulmonares portátil, o cronômetro e a balança de precisão.

4.7.3.1 Sequência e execução do procedimento

Após o ajuste do aspirador na pressão de sucção a ser testada e a conexão do cateter no aspirador, para cada procedimento, 7 ml de substância simuladora do muco foram injetados na porção distal do tubo endotraqueal através de uma seringa e distribuídos pelo tubo endotraqueal com o auxílio de uma bomba hidráulica. Essa quantidade foi necessária para garantir que a substância fosse distribuída de forma semelhante por todo o tubo endotraqueal. Após essa etapa, o tubo endotraqueal foi inserido nos 50 mm iniciais do tubo corrugado do

modelo de traqueia e o balonete foi insuflado com a seringa de 10 ml para permitir a vedação do sistema. Com o sistema preparado, o conjunto tubo endotraqueal e tubo corrugado foi pesado três vezes e o valor médio foi considerado como peso inicial. Este conjunto era então posicionado no suporte e iniciava-se o teste.

Após a inserção do cateter de aspiração no tubo endotraqueal, a pressão de sucção era aplicada e o procedimento mantido por 10 segundos, mensurados por cronômetro. Ao término do procedimento de teste, o conjunto tubo endotraqueal e tubo corrugado era pesado novamente e a média de três medidas forneceu o peso final. A quantidade de secreção aspirada foi obtida pela subtração do peso final do peso inicial registrado (Figuras 7 e 8).



Figura 7 Pesagem do conjunto cano corrugado e tubo endotraqueal, uso de suporte de madeira para permitir a pesagem



Figura 8 Sistema para a simulação da aspiração endotraqueal

Entre a execução de um teste e outro, o tubo endotraqueal foi limpo para garantir que quantidades semelhantes de substância estivessem disponíveis para cada procedimento de aspiração. Cada combinação entre pressão de sucção, cateter de aspiração e viscosidade da substância simuladora do muco foi testada por cinco vezes. Para a análise dos dados foram excluídos o maior e o menor valor.

Para cada substância testada, os testes foram iniciados utilizando uma pressão de sucção de 100 mmHg, seguidos pelos testes realizados para a pressão de sucção de 150 mmHg e por fim os testes aplicando pressão de sucção de 200 mmHg. Os cateteres foram testados respeitando a sequência do menor para o maior diâmetro. Inicialmente foram realizados testes com a substância que simulou a secreção semilíquida, seguidos de testes com a substância intermediária e com a substância semissólida. Na Figura 9 é possível visualizar as combinações realizadas.

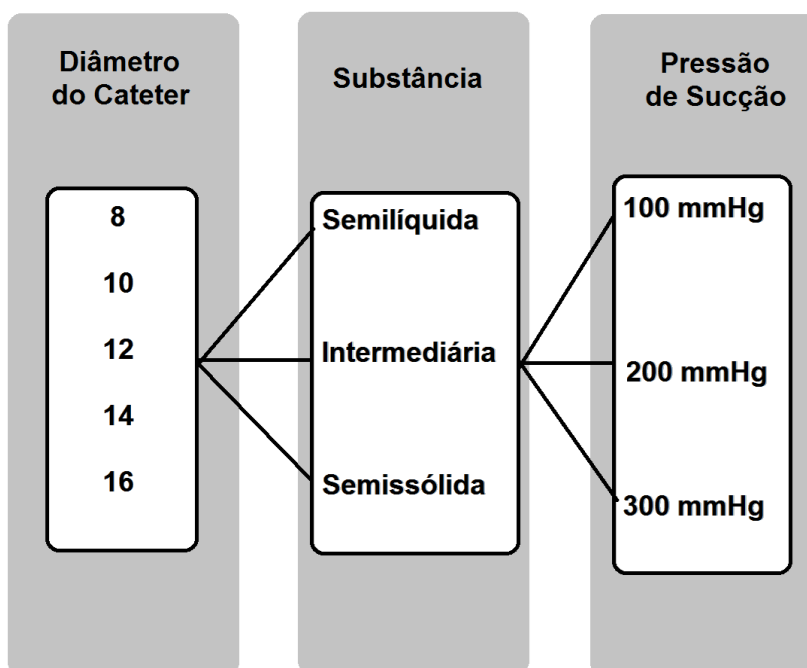


Figura 9 Combinações para a simulação da aspiração endotraqueal

4.7.4 Etapa 4: Caracterização dos cateteres

A escolha dos diâmetros de sucção é baseada em seu diâmetro externo, para garantir a segurança do procedimento e os diferentes fabricantes comercializam seus cateteres utilizando esta informação, no entanto não são fornecidos ao consumidor os valores de diâmetro interno de seus produtos. Outra informação omitida é a área disponível para a entrada do escoamento. Ambas as características geométricas exercem influência na capacidade de escoamento, pois limitam a vazão e interferem na perda de carga que ocorre durante o escoamento.

Com a finalidade de compreender melhor a relação entre o comportamento do fluido durante a aspiração e as características geométricas dos cateteres de aspiração utilizados, após a realização dos testes, foram calculadas as áreas disponíveis para a entrada de substância no cateter e a área da secção transversal interna do cateter.

As medidas dos raios dos orifícios de entrada dos cateteres e o diâmetro interno dos cateteres foram obtidas utilizando fotografias. A calibração das imagens foi realizada com o auxílio de régua. O programa Quantikov Image Analyzer, disponibilizado gratuitamente pelo autor, foi utilizado para mensurar as distâncias entre os diâmetros dos orifícios (Pinto, 1996). O total de três medições foi realizado para cada dado pretendido. Para os cálculos da área de secção transversal interna e para a área do orifício distal foi utilizada a fórmula da área da circunferência, πr^2 , e para o cálculo da área dos dois orifícios laterais foi utilizada a fórmula da área da elipse, $r_1 r_2 \pi$. O comprimento dos cateteres foi mensurado com uma fita métrica.



Figura 10 Cateter de aspiração endotraqueal: 1) Orifício da extremidade 2) orifício distal 3) orifício proximal

4.8 Análise de dados

Os valores de pressão obtidos para cada pressão de sucção e cateter de aspiração utilizados foram comparados para verificar o comportamento da pressão vacuométrica para as diferentes combinações e indicar maiores riscos potencial lesivo. Entretanto características importantes como complacência pulmonar e torácica não são consideradas no teste, e os resultados precisam ser confrontados com resultados clínicos. O estudo de Vanner e Bick (2008), considera pressões vacuométricas intrapulmonares de até 2 mmHg como seguras, sugerimos que combinações que alcancem valores próximos a esse valor, visto que nossos resultados apresentam maior precisão, podem ser seguros a partir da pressão atmosférica Para facilitar a análise destes resultados foi gerado um gráfico e não foram realizadas análises estatísticas, uma vez que o objetivo principal desse experimento é estimar a segurança do procedimento em cada variação de pressão e cateter de aspiração e não realizar comparações

entre as pressões geradas. Apesar disso, o comportamento das pressões negativas foi observado para sugerir associações e propor novos estudos.

Para verificar a associação entre a eficácia do procedimento que simula a aspiração endotraqueal, diferentes substâncias utilizadas, e diferentes situações de teste, foi utilizada a análise de variância univariada.

5 RESULTADOS

5.1 Etapa 1: Simulação do muco

Para que as substâncias produzidas alcançassem um comportamento semelhante ao reportado por Hassan e colaboradores (2006), foram necessários cinco dias de análises reológicas, permitindo os ajustes nas concentrações de goma de alfarroba e bórax fossem realizados. Ao fim dos testes foram obtidas as seguintes formulações:

- Substância que simula a secreção pulmonar na ausência de processos inflamatórios agudos (semilíquida): 100 ml de solução base com concentração de 0,5% de goma de alfarroba misturado a 1 ml da solução de 1% bórax.
- Substância que simula a secreção pulmonar espessa, em condições patológicas (semissólida): 100 ml de solução base com concentração de 0,5% de goma de alfarroba misturado a 6 ml da solução de 1% de bórax.
- Substância que simula a secreção com características viscoelásticas intermediárias (intermediária): 100 ml de solução base com concentração de 0,5% de goma de alfarroba e 3 ml da solução de 1% de bórax.

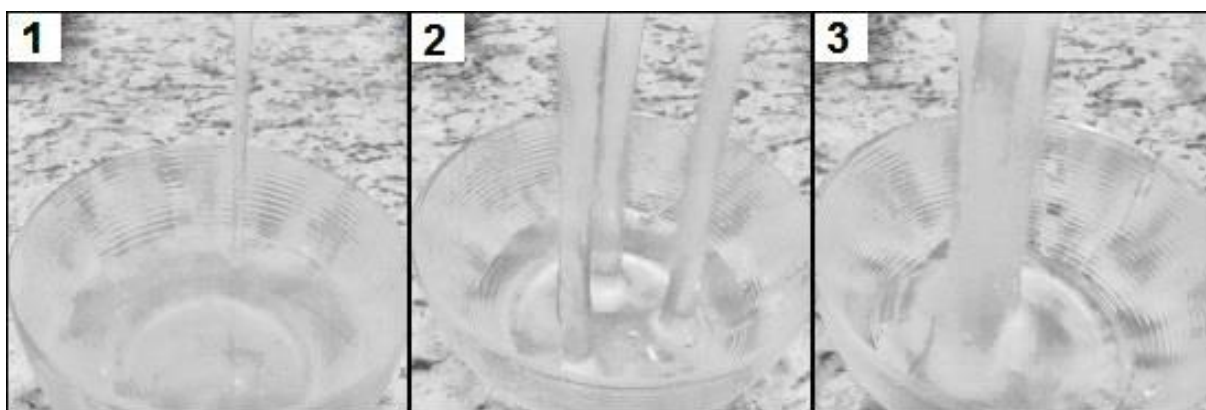


Figura 11 1. Substância semilíquida 2. Substância intermediária 3. Substância semissólida

5.1.1 Curvas obtidas para o comportamento de G' e η'

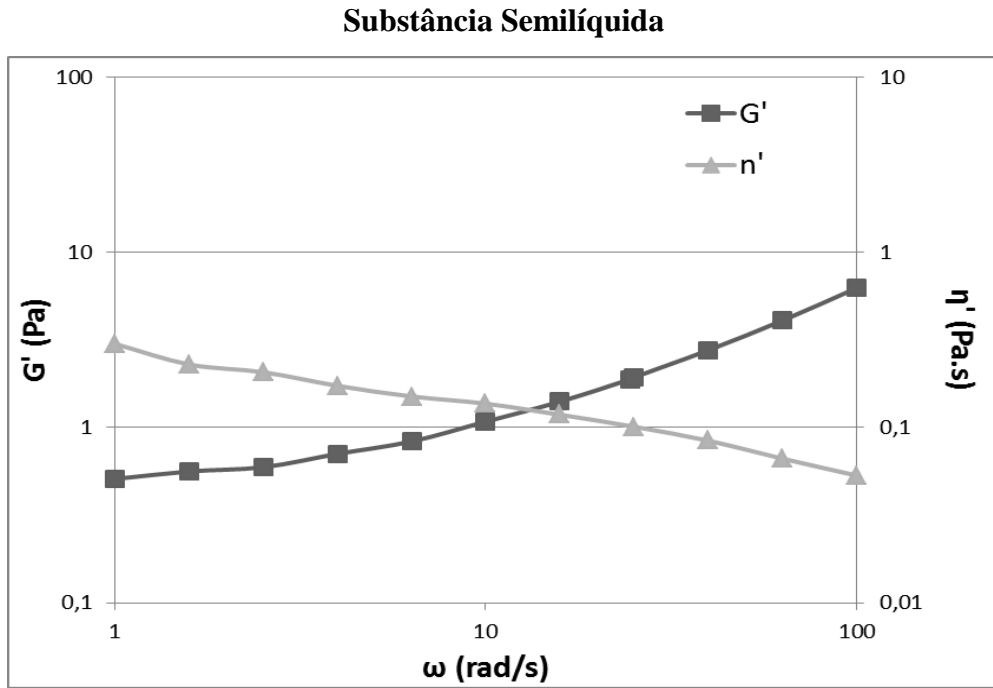


Figura 12 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: muco respiratório semilíquido. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.

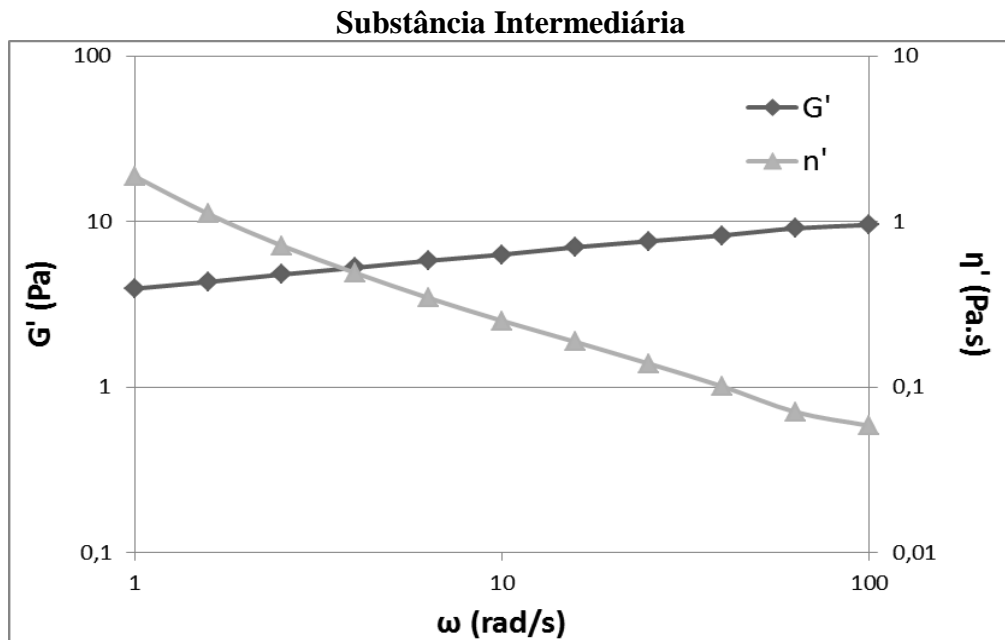


Figura 13 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: muco respiratório intermediário. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.

Substância Semissólida

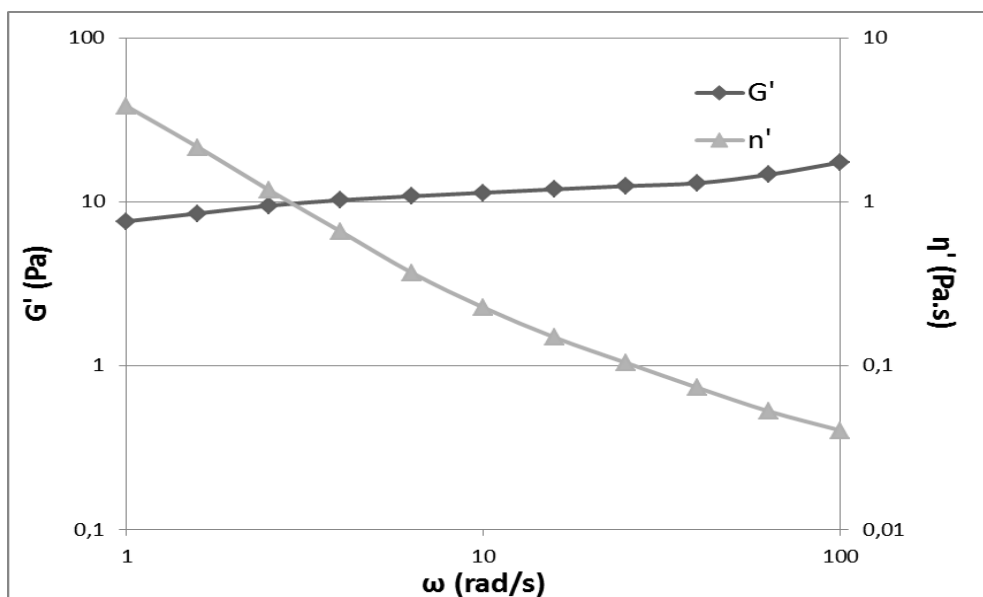


Figura 14 Comportamento do módulo viscoso e da viscosidade dinâmica em relação à variação na frequência: respiratório semissólido. G' = Módulo elástico; η' = Viscosidade dinâmica; ω = frequência angular.

Os gráficos obtidos demonstram que o valor do módulo elástico, G' apresenta aumento moderado com o aumento da frequência angular para as substâncias produzidas que simulam os mucos respiratórios semissólido e intermediário. Houve grande redução da viscosidade dinâmica à medida que a frequência angular aumentou. Desta forma, os gráficos demonstram que os comportamentos obtidos para essas substâncias foram semelhantes àqueles exibidos pela secreção pulmonar humana.

5.1.2 Curvas obtidas pela variação da $\text{tg } \delta$ no intervalo de frequência angular de 1 a 100 rad/s

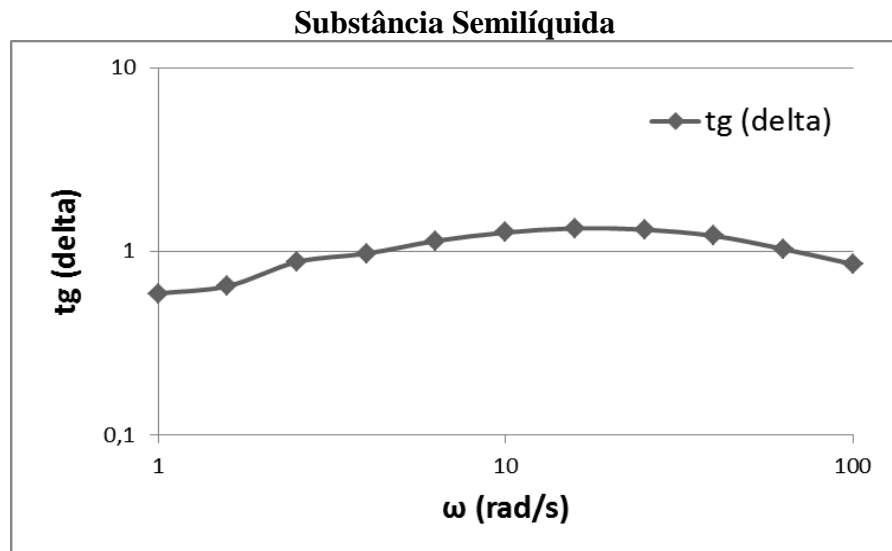


Figura 15 Comportamento da $\text{tg } \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s: muco respiratório semilíquido. $\text{tg}(\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.

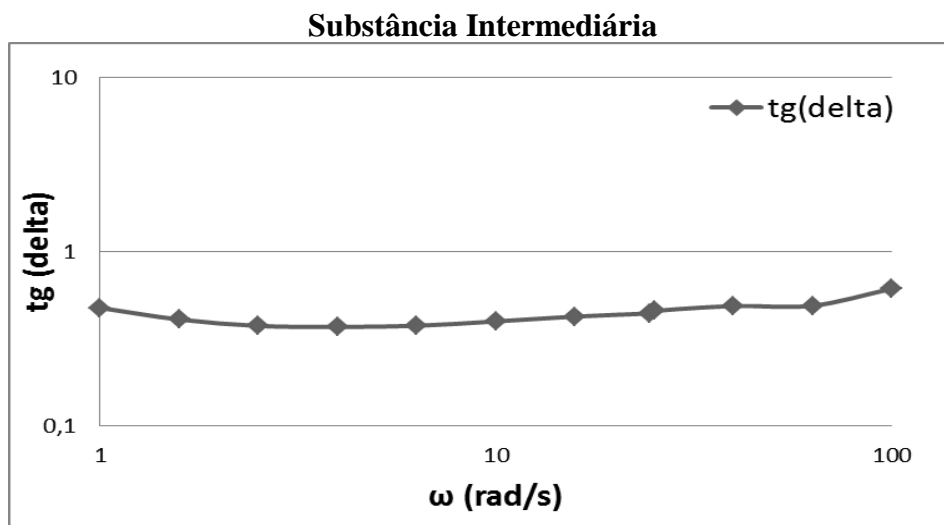


Figura 16 Comportamento da $\text{tg } \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s: muco respiratório intermediário. $\text{tg}(\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.

Substância Semissólida

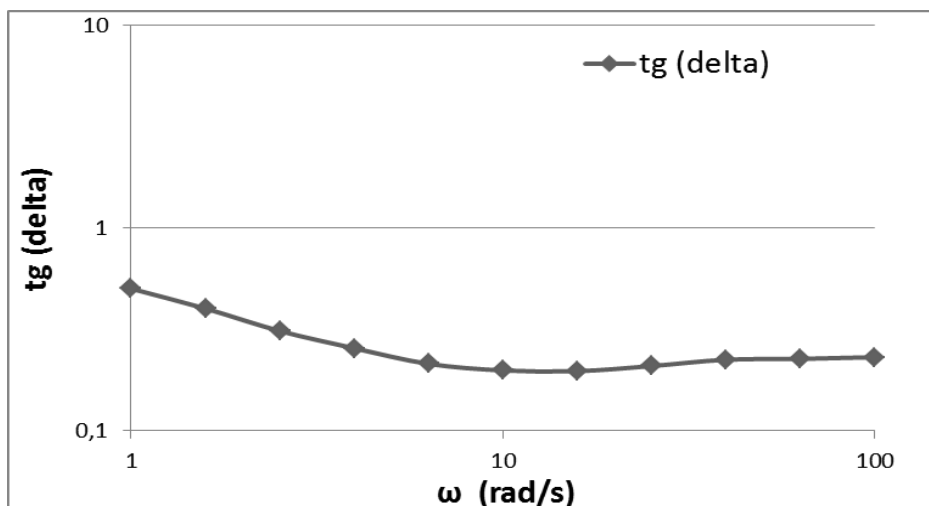


Figura 17 Comportamento da $tg \delta$ para a variação de frequência angular de 1 a 100 rad/s : muco respiratório semissólido. $tg (\delta)$ = Tangente de delta ou ângulo de perda; ω = frequência angular.

A curva obtida para a $tg \delta$ chegou a valores mais próximos de 0 para a viscosidade mais espessa, próximos de 1 para o fluido mais líquido e valores próximos de 0,5 para a substância intermediária, caracterizando comportamentos próximos de um sólido, próximos de um líquido e substância intermediária, respectivamente.

5.2 Etapa 2: Obtenção das pressões negativas geradas no sistema de teste

Para os testes realizados, a pressão vacuométrica alcançada no sistema foi maior quando, para um mesmo diâmetro de cateter, valores de pressão de sucção maiores (pressão de sucção de 150 ou 200 mmHg em relação a pressão de 100 ou 200 mmHg em relação à pressão de 150mmHg) foram utilizados. Valores mais elevados de pressão vacuométrica também foram obtidos quando, para uma mesma pressão, cateteres de maiores diâmetros eram utilizados. Os maiores acréscimos na pressão vacuométrica gerados são observados comparando o uso dos cateteres 14 e 16 Fr para todas as pressões de sucção aplicadas. Para a pressão de sucção de 100 mmHg, o acréscimo é de -0,927mmHg (70,06%), e para as pressões de 150 e 200 mmHg o acréscimo é de -1,772 (93,26%) e -2,02 (84,87%) mmHg, respectivamente. O aumento na razão entre diâmetro externo do cateter de aspiração e diâmetro interno do tubo endotraqueal gerou pressões vacuométricas mais elevadas do que a manutenção do mesmo diâmetro externo do cateter de aspiração endotraqueal e aumento na

pressão de sucção aplicada. Essa relação só não foi observada para o cateter de diâmetro 8 Fr quando submetido a pressão de 100 mmHg.

Para facilitar a compreensão dos resultados, um gráfico foi gerado com a finalidade de comparar as pressões vacuométricas alcançadas no sistema.

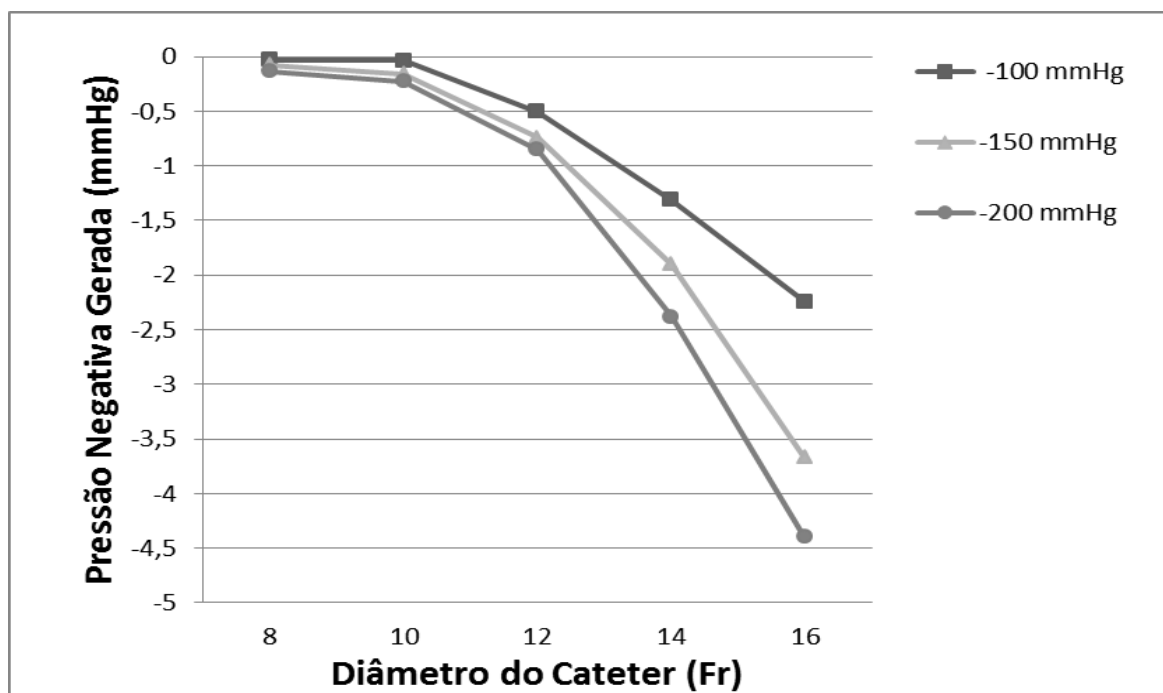


Figura 18 Pressões negativas obtidas para cada pressão aplicada no sistema em cada diâmetro de cateter endotraqueal utilizado

O gráfico exibido na Figura 17 permite visualizar o aumento na pressão vacuométrica gerada no sistema quando ocorre o aumento na pressão de sucção aplicada e o aumento do diâmetro do cateter. Elevações menos significativas ocorrem na pressão vacuométrica até o diâmetro de 12 Fr, a partir do qual ocorre um ponto de inflexão importante para as pressões de sucção de 150 mmHg e 200 mmHg.

5.3 Etapa 3: Simulação da aspiração endotraqueal

5.3.1 Análise Estatística

A análise de variância univariada foi utilizada para verificar as diferenças significativas observadas na quantidade de massa aspirada em função de três fatores: diâmetro pressão e viscoelasticidades. Esta análise identificou diferenças significativas na quantidade de massa aspirada em relação ao diâmetro do cateter, a pressão de sucção aplicada e as propriedades viscoelásticas testadas, com valor de $P < 0,05$. Quando analisadas as associações entre diâmetro do cateter e pressão de sucção, entre diâmetro e propriedades viscoelásticas e entre pressão de sucção aplicada e propriedades viscoelásticas foram observadas diferenças significativas para as associações entre diâmetro e propriedades viscoelásticas e entre a pressão aplicada e as diferentes propriedades viscoelásticas. Esses resultados podem ser observados na Tabela 2.

Análise comparativa entre as medias de massa aspirada para diferentes diâmetro de cateter, pressões e propriedades viscoelásticas

<i>Variáveis</i>	<i>Soma</i>		<i>Valor</i>		
	<i>quadrática</i>	<i>df</i>	<i>quadrático</i>	<i>F</i>	<i>Sig.</i>
<i>Diâmetro do Cateter</i>	12,519	4	3,130	7,028	,002
<i>Pressão de Sucção</i>	10,466	2	5,233	11,751	,001
<i>Viscoelásticidade</i>	85,453	2	42,727	95,940	,000
<i>Diâmetro x Pressão</i>	1,690	8	,211	,474	,857
<i>DiâmetroX Viscoelásticidade</i>	15,631	8	1,954	4,387	,006
<i>Pressão X Viscoelásticidade</i>	16,740	4	4,185	9,397	,000
<i>Erro</i>	7,126	16	,445		
<i>Total</i>	436,180	45			
<i>Total correlacionado:</i>	149,625	44			

Tabela 2 Análise comparativa entre a quantidade de massa aspirada para diferentes pressões de sucção diâmetro do cateter e propriedades viscoelásticas. a. $R^2 = ,952$ (R^2 Ajustado= ,869)

Para as comparações entre médias para os diferentes diâmetros de cateter, pressão de sucção e diferentes viscoelasticidades foram realizadas análises de post-hoc utilizando-se testes t não pareados. Em relação ao diâmetro do cateter, considerando as diferentes pressões aplicadas e substâncias testadas, diferenças significativas nas quantidades de massa aspirada foram observadas apenas quando comparados os cateteres de diâmetro externo 8 e 12, 8 e 14, 8 e 16. Nestas situações a diferença média observada foi superior a 1 g. Observou-se também

tendência de diferenciação entre os diâmetros 10 e 14 Fr, com $p=0,056$ e diferença média de 1,003g na quantidade de massa aspirada. Os resultados desta análise podem ser observados na Tabela 3.

Análises comparativas entre massa aspirada para diferentes diâmetros de cateter

(I) diâmetro	(J) diâmetro	Diferença média			95% Intervalo de confiança	
		(I-J)	Erro padrão	Sig. ^a	Limite inferior	Limite superior
8,00	10,00	-,422	,315	,891	-1,441	,598
	12,00	-1,113*	,315	,027	-2,132	-,093
	14,00	-1,425*	,315	,003	-2,445	-,405
	16,00	-1,149*	,315	,021	-2,169	-,130
10,00	12,00	-,691	,315	,357	-1,710	,329
	14,00	-1,003	,315	,056	-2,023	,016
	16,00	-,727	,315	,296	-1,747	,292
12,00	14,00	-,312	,315	,983	-1,332	,707
	16,00	-,036	,315	1,000	-1,056	,983
14,00	16,00	,276	,315	,993	-,744	1,296

Tabela 3 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes diâmetros de cateter. Baseada nas médias marginais estimadas. Médias de diferenças significativas a 0,5%. Ajustes para múltiplas comparações: Sidak.

A comparação entre as diferentes pressões utilizadas demonstrou diferenças significativas quando comparada a massa aspirada para as pressões de 100 e 200 e 150 e 200 mmHg. A diferença média observada foi de 1,176 g para as pressões de 100 e 200 mmHg e 0,688g para as médias de substância aspiradas nas pressões de sucção de 150 e 20 mmHg. Tabela 4.

Análises comparativas entre massa aspirada para diferentes pressões de sucção

(I) diâmetro	(J) diâmetro	Diferença média			95% Intervalo de confiança	
		(I-J)	Erro padrão	Sig. ^a	Limite inferior	Limite superior
100,00	150,00	-,487	,244	,177	-1,137	,162
	200,00	-1,176*	,244	,001	-1,825	-,526
150,00	100,00	,487	,244	,177	-,162	1,137
	200,00	-,688*	,244	,036	-1,338	-,039
200,00	100,00	1,176*	,244	,001	,526	1,825
	150,00	,688*	,244	,036	,039	1,338

Tabela 4 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes pressões de sucção aplicadas. Baseada nas médias marginais estimadas. Médias de diferenças significativas a 0,5%. Ajustes para múltiplas comparações: Sidak.

Em relação as diferentes propriedades viscoelásticas , os resultados obtidos demonstraram semelhança entre as substâncias semissólida e intermediária e semissólida e diferenças significativas entre as substância semilíquida e intermediária e semilíquida e semissólida, com diferenças na média de substância aspiradas próximas de 3g, respectivamente 2,860g e 2,983g. Tabela 5.

Análises comparativas entre massa aspirada para diferentes propriedades viscoelásticas

(I) diâmetro	(J) diâmetro	Diferença			95% Intervalo de confiança	
		média (I-J)	Erro padrão	Sig. ^a	Limite inferior	Limite superior
1,00	2,00	2,860*	,244	,000	2,211	3,509
	3,00	2,983*	,244	,000	2,333	3,632
2,00	1,00	-2,860*	,244	,000	-3,509	-2,211
	3,00	,123	,244	,946	-,527	,772
3,00	1,00	-2,983*	,244	,000	-3,632	-2,333
	2,00	-,123	,244	,946	-,772	,527

Tabela 5 Comparações entre a média de massa aspirada para diferentes propriedades viscoelásticas. Semilíquida = 1,00, intermediária = 2,00 e semissólida 3,00. Baseada nas medias marginais estimadas. Médias de diferenças significativas a 0,5%. Ajustes para múltiplas comparações: Sidak.

As médias obtidas para as diferentes combinações entre diâmetro de cateter, pressão de sucção e propriedades viscoelásticas podem ser visualizadas na figura x. É possível observar a proximidade entre os valores de massa aspirados para as substâncias intermediária e semissólida, que não apresentam diferenças significativas na análise estatística. Observa-se também proximidade ente os valores de massa aspirada para os cateteres de diâmetro 8 e 10Fr.

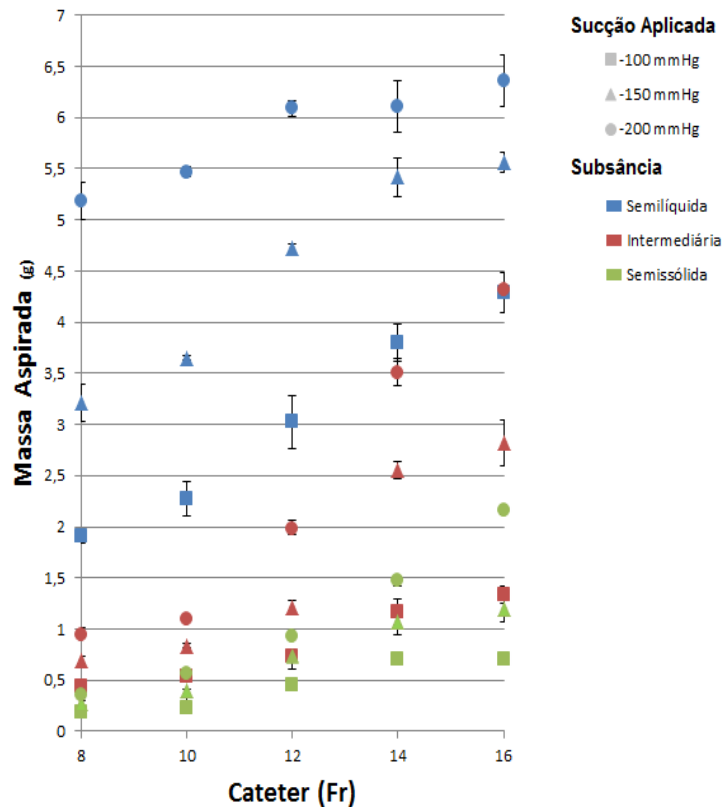


Figura 19 Médias de massa aspiradas para as diferentes situações de teste

5.3.2 Comportamento das diferentes características viscoelásticas em gráficos

Os valores médios de massa aspirada, obtidos para cada situação de teste, foram organizados em gráficos para permitir que fosse observada a eficácia do procedimento de aspiração para as diferentes pressões de sucção aplicadas e diâmetros de cateter de sucção para diferentes viscosidades de substâncias.

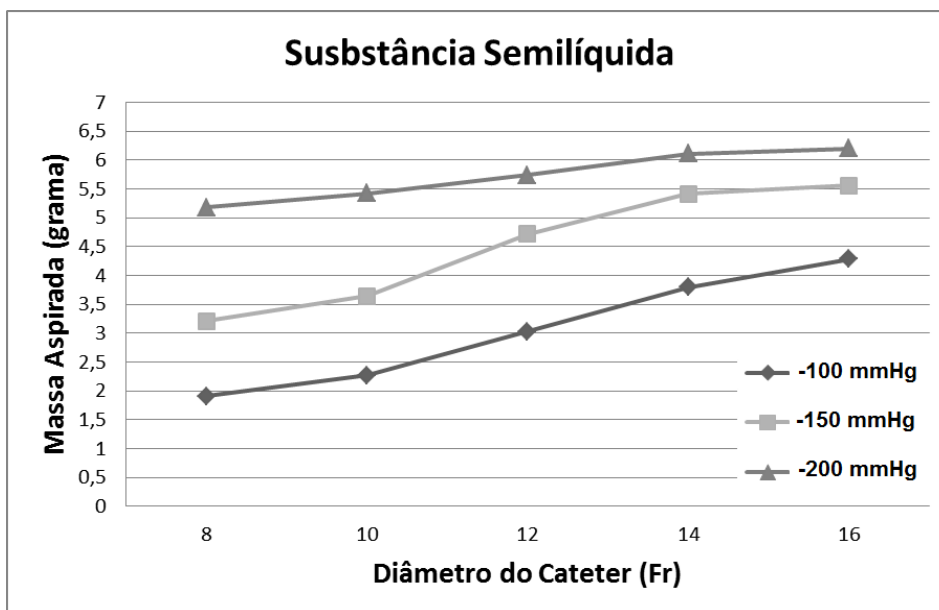


Figura 20 Quantidade de substância semilíquida aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado

Observa-se de forma geral, um comportamento linear para as três pressões aplicadas. Para a pressão de sucção de 100 mmHg, menores aumentos na quantidade de massa ocorrem quando comparados os diâmetros 10 em relação ao 8 e 16 em relação ao 14 Fr aos demais aumentos na quantidade de massa resultantes no aumento do diâmetro do cateter de sucção. Considerando o aumento médio de massa aspirada para as três pressões aplicadas, o aumento do diâmetro 8 para o 10 Fr produziu um aumento de 0,387g e o aumento do diâmetro 14 para o 16 Fr produziu um aumento de 0,302g, enquanto os aumentos dos diâmetros de 10 para 12 e 12 para 14 Fr produziram respectivamente aumento na média aspirada de 0,585 e 0,604g. Para as pressões de sucção de 150 e 200 mmHg, a quantidade de substância aspiradas para os diâmetros 14 e 16 Fr foi semelhante.

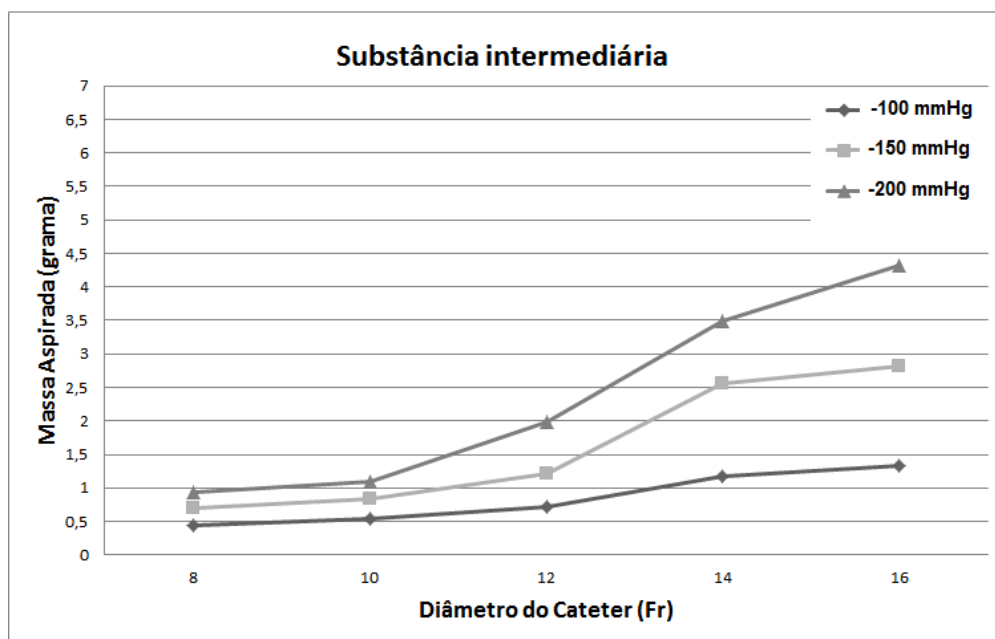


Figura 21 Quantidade de substância intermediária aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado

Quando comparado o comportamento desta substância para as diferentes pressões de sucção aplicadas, na medida em que maiores pressões foram aplicadas, maiores aumentos ocorreram na quantidade de massa aspirada quando realizado o aumento do diâmetro do cateter. Esse comportamento, no entanto não foi observado para o cateter 10 em relação ao 8 Fr. Um menor aumento médio na quantidade de substância aspirada foi observado para o aumento do diâmetro 10 em relação ao 8 Fr, 0,130g enquanto o maior aumento da média das pressões foi observado para o diâmetro 14 em relação ao 12 Fr, 1,102g.

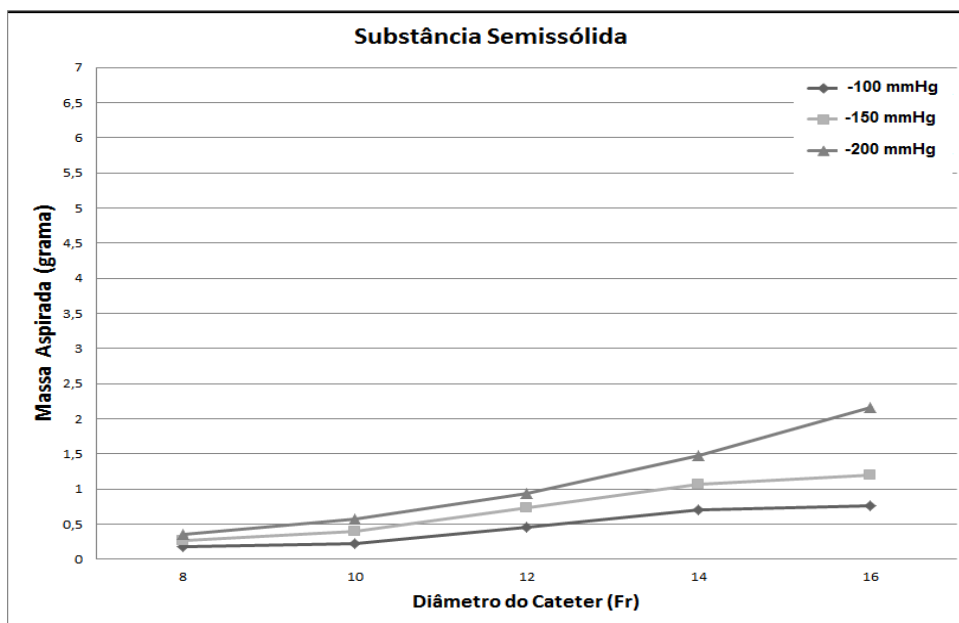


Figura 22 Quantidade de substância semissólida aspirada para cada pressão de vácuo aplicada em relação ao cateter de aspiração utilizado

Para a substância semissólida, pequenas quantidades de massa foram aspiradas para todas as situações de teste. O aumento no diâmetro do cateter e na pressão de sucção resulta em pequeno aumento na quantidade de massa aspirada. Ao serem utilizadas as pressões de sucção de 100 e 150 mmHg, menores aumentos na quantidade de massa aspirada também ocorrem para os cateteres de diâmetro externo 10 em relação ao 8 e 16 em relação ao 14 Fr. Quando analisada a média das pressões, o menor aumento ocorre para o diâmetro 10 em relação ao 8 Fr, 0,121g, comparado com os demais aumentos, 12 em relação ao 10 Fr (0,312g), 14 em relação ao 12 Fr (0,370) e 14 em relação ao 16 Fr (0,294g.). Observa-se que para a pressão de 200 mmHg, maior quantidade de massa é aspirada com o uso do cateter 16 Fr.

5.4 Caracterização dos cateteres utilizados

A Tabela 6 contém as informações obtidas para a caracterização dos cateteres de aspiração utilizados. As áreas a seguir foram calculadas a partir dos raios medidos com o programa Quantikov, contidos no Apêndice C. O gráfico exibido na Figura 21 demonstra o padrão de acréscimo nas áreas interna e no somatório das áreas dos orifícios de entrada. Esta

caracterização também é importante, pois foi observado que existiram diferenças em relação aos orifícios de entrada de diferentes lotes de sonda. Desta forma essa caracterização aplica-se apenas às sondas utilizadas no presente estudo.

<i>Dímetro do cateter</i>	<i>8</i>	<i>10</i>	<i>12</i>	<i>14</i>	<i>16</i>
<i>Área interna (mm²)</i>	3,46	4,15	6,38	8,55	9,9
<i>Área orifício 1 (mm²)</i>	2,86	4,15	5,5	8,78	8,78
<i>Área orifício 2 (mais próximo da ponta do cateter) (mm²)</i>	4,15	4,15	5,5	8,78	8,78
<i>Área orifício distal (mm²)</i>	0,79	0,79	1,77	2,27	3,14
<i>Soma das áreas de entrada (mm²)</i>	7,79	9,08	12,76	19,83	20,70
<i>Comprimento (cm)</i>	40	49	50	49	51

Tabela 6 Somatórios das áreas dos orifícios de entrada e área da secção transversal interna por cateter de sucção

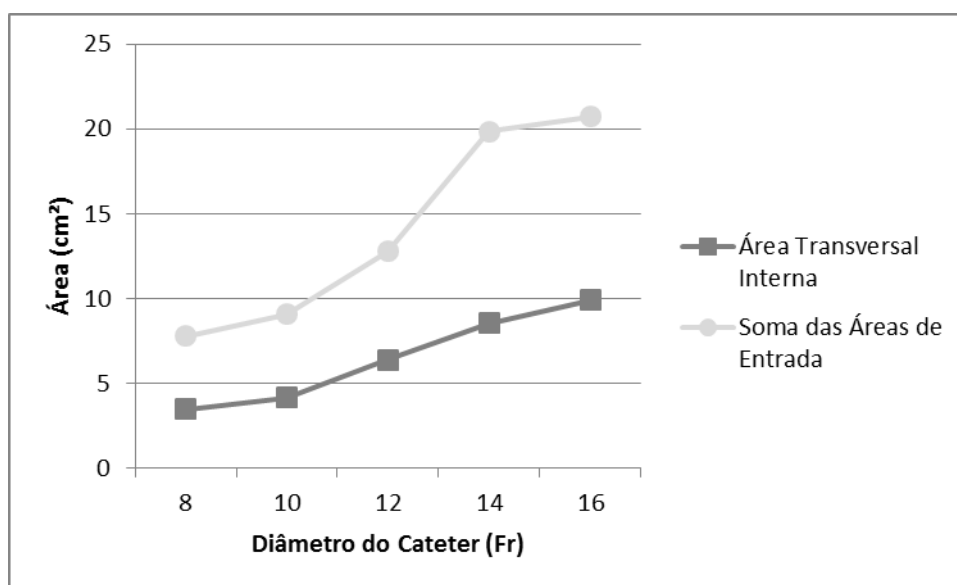


Figura 23 somatório da área dos orifícios de entrada e área da secção transversal interna cateter de sucção

Uma análise comparativa desta figura com as figuras 18, 19 e 20, que ilustram o comportamento apresentado pelas diferentes substâncias utilizadas neste estudo, permite observar uma semelhança entre os padrões de comportamento das substâncias semilíquida e semissólida com o comportamento obtido para o incremento na área transversal interna

quanto maior o diâmetro do cateter. É possível observar também que a incremento na quantidade de massa aspirada para a substância intermediária ocorre de forma semelhante ao aumento na soma da área disponível para a entrada da substância no cateter.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo, foi possível produzir substâncias que apresentam comportamento viscoelástico semelhante ao comportamento geralmente observado para o muco respiratório humano normal, substância semilíquida, e patológico, substância semissólida, utilizando como base o estudo de Hassan e colaboradores (2006). Quando comparados os gráficos obtidos no presente estudo aos gráficos exibidos por estes pesquisadores, são observadas pequenas diferenças para os valores de G' , η' e $\text{tg } \delta$. Essas diferenças não são consideradas fatores limitantes do estudo uma vez que as propriedades reológicas do muco respiratório humano apresentam grandes variações. Em relação ao comportamento da $\text{tg } \delta$, observou-se um comportamento diferente do observado no estudo de Hassan e colaboradores. Enquanto para esses pesquisadores a substância semilíquida apresentou uma redução no valor de $\text{tg } \delta$ ao serem aplicadas frequências angulares nos testes reológicos, os resultados do presente estudo demonstraram maior estabilidade. Entretanto, no estudo de Jeanneret-Grosjean e colaboradores (1988), que analisou o muco respiratório sem alterações inflamatórias, observa-se um ligeiro aumento na média desta variável quando valores mais elevados de frequência angular são aplicados, comportamento mais semelhante ao obtido no presente estudo. A partir destas substâncias foi produzida uma substância intermediária, com a finalidade de representar uma substância com $\text{tg } \delta$ próxima de 0,5, entre a semilíquida e a semissólida. A produção destas substâncias permitiu a realização da simulação do procedimento de aspiração endotraqueal.

Na segunda etapa deste estudo foi realizada a mensuração das pressões vacuométricas que podem ser alcançadas para as diferentes situações simuladas. A pressão vacuométrica intrapulmonar alcançada durante o processo de aspiração pulmonar é um fator limitante na escolha do diâmetro de cateter de aspiração endotraqueal e da pressão de sucção aplicada, visto que pressões vacuométricas muito elevadas podem ser prejudiciais ao paciente causando efeitos colaterais tais como atelectasias, hipoxemia e traumas teciduais. (Russian et al., 20014; Vanner e Bick, 2008; Rosen e Hillard, 1960, AACR, 2010).

Atualmente, baseando-se na fórmula criada por Rosen and Hillard em 1960, sugere-se que a razão entre o diâmetro externo do cateter de aspiração e diâmetro interno do tubo endotraqueal não ultrapasse 0,5. A AACR utiliza como referência, para garantir a segurança dessa relação, o estudo de Vanner e Bick, (2008) em que foram realizadas simulações da

aspiração endotraqueal utilizando uma pressão de sucção 500 mmHg. Esses autores consideraram uma pressão vacuométrica intrapulmonar 2 mmHg como tolerável durante o procedimento, a partir da pressão atmosférica. Entretanto, no presente estudo, apenas o diâmetro de 16 Fr para as pressões de sucção de 150 e 200 mmHg produziram pressões vacuométricas no sistema muito superiores a 2 mmHg. Para essas pressões, o diâmetro de 16 Fr produziu respectivamente pressões vacuométricas de 3,67 e 4,4 mmHg. Desta forma, para um tubo endotraqueal de 8 mm, poderiam ser toleradas as razões entre diâmetros de até 0,58, para as pressões de sucção de 150 e 200 mmHg, sugerindo que o diâmetro de cateter de 14 Fr possa ser utilizado sem gerar altas pressões vacuométricas no sistema. Para a pressão de sucção de 100 mmHg, uma razão de até 0,66 pode ser tolerada, permitindo o uso de um cateter de aspiração endotraqueal com diâmetro de 16 Fr. Entretanto, esta razão pode não ser segura para pacientes que necessitam de manutenção de uma PEEP externa e pacientes graves. Além disso, no presente estudo, bem como no estudo de Vanner e Bick (2008), não foram consideradas a complacência do sistema respiratório, da qual a pressão vacuométrica na região intrapulmonar é dependente.

A possibilidade de utilizar um cateter para o qual a razão entre diâmetro externo do cateter e diâmetro interno do tubo endotraqueal seja superior a 0,5 está de acordo com o estudo desenvolvido por Russian e colaboradores, (2014). Esses pesquisadores sugerem que o diâmetro do cateter de aspiração pode ser calculado considerando que 50% da área ou volume do tubo endotraqueal, no qual o cateter está inserido, esteja disponível para o escoamento de ar da atmosfera para o pulmão, permitindo a reposição do volume de ar intrapulmonar durante a realização do procedimento de aspiração endotraqueal. Dessa forma, o estudo de Russian e colaboradores (2014) sugere que seja tolerada a razão máxima de 0,7 entre diâmetros interno do tubo endotraqueal e externo do cateter. No presente estudo observa-se que a razão de 0,7 irá produzir uma pressão vacuométrica de 2,24 mmHg, próxima de 2 mmHg, quando a pressão de sucção utilizada é de 100 mmHg, entretanto para as pressões de 150 e 200 mmHg, o uso do cateter de 16 Fr demonstrou ter um potencial para alcançar pressões vacuométricas muito superior que o cateter de 14 Fr, e maior potencial lesivo

É importante salientar que o uso de maiores diâmetros de cateter de aspiração endotraqueal apresenta menores pressões vacuométricas quanto maior o diâmetro do tubo endotraqueal e desta forma as razões sugeridas neste estudo são válidas apenas para um tubo endotraqueal de 8 mmHg (Pedersen, 2009; Vanner e Bick, 2008; Morrow et al., 2004).

Em relação às pressões de sucção utilizadas, o presente estudo sugere que pressões de até 200 mmHg podem ser utilizadas em pacientes com tubo endotraqueal de 8 mm, desde que o cateter de sucção utilizado não ultrapasse o diâmetro 14 Fr. Nestas condições, não são geradas pressões excessivamente negativas no sistema, reduzindo o efeito deletério potencial do procedimento. O baixo potencial de riscos observado está de acordo com o estudo de Tenailon e colaboradores (1990), que sugerem que uma pressão de sucção de 200 a 300 mmHg pode ser aplicada durante a aspiração endotraqueal quando utilizado o cateter de aspiração com diâmetro apropriado e com os estudos clínicos realizados por Yazdannik e colaboradores (2013) e Yousefi e colaboradores (2014), nos quais o uso de pressão de sucção de 200 mmHg não produziu maiores prejuízos na frequência cardíaca e na SpO₂ quando comparado com o uso de pressão de sucção de 100 mmHg.

O gráfico da Figura 17, construído para comparar as pressões vacuométricas alcançadas no sistema para as diferentes combinações, demonstrou que, quanto menor o diâmetro do cateter utilizado menor será o aumento na pressão vacuométrica no sistema quando pressões de sucção mais altas são utilizadas. Observou-se que o uso de um cateter com maior diâmetro produziu maiores pressões vacuométricas do que o aumento da pressão de sucção com a manutenção do mesmo diâmetro de cateter. Desta forma, reduzir o espaço disponível para a reposição de ar atmosférico para os pulmões apresenta maior potencial lesivo do que aumentar a pressão de sucção aplicada. Esses resultados são consistentes com o estudo de Copnel e colaboradores (2009) no qual a pressão de sucção aplicada durante o procedimento de aspiração endotraqueal exibiu menor influência no volume de ar pulmonar removido durante o procedimento de aspiração do que o diâmetro do cateter de sucção.

Em relação à eficácia do procedimento de aspiração endotraqueal, maiores quantidades de substância foram aspiradas para fluidos que apresentaram menores G'' e η' e ao serem utilizadas maiores pressões de sucção e cateteres de aspiração com diâmetros maiores. A quantidade de massa aspirada durante o procedimento de aspiração endotraqueal é resultante do comportamento do fluido durante sua entrada e passagem pelo cateter de aspiração endotraqueal e visto que as propriedades das substâncias são diferentes, diferentes comportamentos do escoamento podem ser observados. Quando comparados os comportamentos observados para as diferentes substâncias com as curvas representativas dos acréscimos nas áreas de secção transversal e nas regiões de entrada do cateter, as substâncias semilíquida e semissólida demonstram maior dependência do diâmetro interno do cateter, enquanto a substância intermediária exibiu maior dependência da área de entrada disponível.

Durante o procedimento de aspiração é possível que ocorra a aspiração simultânea de ar e secreções e o escoamento pelo cateter pode apresentar-se como um escoamento bifásico. Complexidade adicional ocorre no escoamento da substância dentro do cateter devido à sua característica não newtoniana (Alvarez, 2013). O escoamento bifásico ocorre quando dois fluidos de propriedades físicas diferentes escoam simultaneamente em uma tubulação. Nesta situação diferentes padrões de escoamento podem ocorrer devido à distribuição espacial da mistura. Os três principais tipos de escoamento bifásicos são o escoamento contínuo, em que ambas as fases são contínuas podendo ou não existir bolhas de uma fase em outra, o escoamento intermitente, no qual pelo menos uma das fases é descontínua e escoamento em dispersão, em que a fase líquida é contínua e a fase gasosa descontínua (Hubdard and Ducker apud Heloui, 2008). O padrão da mistura é resultante da interação entre as condições operacionais, tais como a vazão, a pressão e a temperatura, as propriedades dos fluidos de cada fase, como a densidade, a viscosidade e a tensão superficial e geometrias do sistema, como diâmetro interno, ângulo de inclinação e forma. O escoamento obtido será dependente principalmente das velocidades do gás e do líquido e da relação entre as frações de líquido e gás. Dessa forma, os diferentes diâmetros, propriedades da substância e pressões de sucção aplicadas podem resultar em diferentes padrões de escoamento (Heloui, 2008).

Para um escoamento monofásico, no qual apenas a secreção escoar pelo cateter, a eficácia do procedimento é dependente das perdas de cargas localizadas, que ocorrem nos orifícios de entrada da substância no cateter de aspiração, e da perda de carga distribuída ao longo do cateter. A perda de carga em um tubo ou canal é a perda de energia do fluido devido à fricção das partículas do fluido entre si e contra as paredes da tubulação que os contenha. A condição de não escorregamento causa perda de carga, pois a substância em movimento para totalmente de se mover ao entrar em contato com o sólido, aderindo-se ao tubo devido aos efeitos viscosos. Essa aderência evita o escorregamento da substância de forma que nesta região a velocidade é nula. Esta camada de substância aderida ao tubo desacelera as camadas subjacentes devido às forças viscosas, que seguem desacelerando as próximas camadas (Çengel, 2008). Em um escoamento bifásico o padrão de escoamento e a relação entre a vazão e a queda de pressão são complexos. De forma geral, para fluidos newtonianos, a presença de uma segunda fase aumenta a perda de carga, uma vez que a presença desta segunda fase resulta em uma menor área transversal disponível para o escoamento do primeiro fluido e a resistência deste ao fluxo aumenta como se estivesse passando por um tubo de diâmetro inferior. Considera-se também que uma perda de carga adicional pode ocorrer pela energia

gasta na sobreposição entre as duas fases e pela turbulência causada pelo contato de duas fases que se movem em taxas desiguais (Heloui, 2008). Entretanto, devido às características não newtonianas do fluido, a perda de carga durante o escoamento pode ser ainda mais imprevisível, visto que o contato com o ar em altas taxas de cisalhamento pode reduzir a viscosidade da substância facilitando seu escoamento. O uso de fluxo oscilatório de ar facilita a remoção das secreções pulmonares, e desta forma, a turbulência causada pelo escoamento de ar pode melhorar a eficácia do procedimento (Ragavan et al., 2010).

Uma vez que o escoamento da substância dentro do cateter é dependente da perda de carga, a maior efetividade de pressões de sucção mais altas ocorre não apenas devido a um aumento na vazão, mas também devido ao seu maior potencial para superar a perda de carga e permitir o escoamento da substância. A perda de carga também pode ser influenciada pela presença de um fluxo turbulento, caracterizado pelo movimento desordenado das partículas do fluido, sendo superior em escoamentos turbulentos devido às flutuações aleatórias das velocidades (Çangel, 2007; Machado, 2002). Aumentar o diâmetro do cateter reduz a perda de carga, e o uso de cateter de diâmetro maior ou o uso de pressão de sucção mais alta são medidas importantes principalmente para permitir a efetividade do procedimento em substâncias mais viscosas, uma vez que o aumento da viscosidade resulta no aumento na perda de carga.

Nos testes em que foi utilizada a substância semilíquida, maiores quantidades de massa foram aspiradas devido à menor viscosidade da substância e menor perda de carga durante o escoamento, permitindo uma maior velocidade quando comparada com as demais substâncias. Para essa substância observou-se que toda a perda de carga, localizada e distribuída, foi superada e o escoamento se desenvolveu por todo o comprimento do cateter. Nestas condições a quantidade de massa aspirada pelo cateter de diâmetro 8 Fr é favorecida por seu menor comprimento em relação aos demais cateteres, que resulta em menor perda de carga. Comportamentos diferentes foram observados para as três pressões de sucção aplicadas, uma vez que, devido à alta efetividade do procedimento, os resultados tenham sido limitados pela quantidade de substância disponível para a aspiração. Nas pressões de 150 e 200 mmHg a quantidade de massa aspirada foi semelhante para os diâmetros de 14 e 16 Fr. Esse resultado demonstra que o cateter de diâmetro 14 apresentou grande efetividade, não diferindo da quantidade de secreção aspirada pelo diâmetro 16 Fr na situação de teste. No entanto houve diferença na quantidade de substância aspirada para esses cateteres quando comparadas as pressões de 150 e 200 mmHg. Sugere-se que essa diferença tenha ocorrido

devido à substância residual que permanece aderida no tubo. Uma maior velocidade no escoamento e uma possível redução das propriedades viscosas em uma alta taxa de cisalhamento para a pressão de sucção de 200 mmHg permitiu que mais tempo estivesse disponível para a aspiração da substância residual.

A substância intermediária demonstrou uma grande dependência da perda de carga localizada, principalmente para a pressão de sucção de 100 mmHg. O aumento da pressão de sucção é capaz de aumentar as diferenças entre as massas aspiradas para os diferentes cateteres e reduzir a dependência da perda de carga localizada. Considerando as características não newtonianas, o aumento da pressão de sucção pode ter reduzido a viscosidade e uma vez que pode ocorrer a aspiração de ar, podem ter ocorrido mudanças no escoamento melhorando seu desempenho. Esse comportamento pode ser observado principalmente para o cateter 16 em relação ao cateter 14 Fr. Para esses cateteres, essa maior diferença de massa aspirada quanto maior a pressão de sucção aplicada também pode estar relacionada ao fato de que áreas semelhantes estão disponíveis para a entrada de substância no cateter. O escoamento é influenciado pela perda de carga nos orifícios de entrada e é menor quanto menor a pressão aplicada. Na medida em que as pressões aplicadas são maiores, a pressão resultante após a perda de carga localizada é maior, permitindo um escoamento maior de substância dentro do tubo, de forma que a perda de carga distribuída passa a ser determinante para as quantidades de secreções aspiradas.

Nos testes realizados com a substância semissólida, que apresenta a maior perda de carga devido a maior viscosidade, as pequenas quantidades de substância aspiradas, principalmente a massa aspirada para os menores diâmetros, demonstram a ineficiência dos cateteres para aspirar substâncias muito espessas. Mesmo o aumento da pressão de sucção não foi capaz de produzir grandes aumentos na eficácia do procedimento para os cateteres de 8 e 10 Fr e durante o experimento observou-se a ocorrência de obstrução completa destes cateteres. As obstruções podem ocorrer quando a pressão aplicada não é suficiente para vencer a perda de carga. Durante o escoamento da substância o comprimento do tubo repleto de substância aumenta, quanto maior este comprimento maior a carga perdida, e em determinado momento novas cargas não podem ser vencidas com consequente interrupção do escoamento. Novamente observou-se que o aumento na pressão de sucção foi capaz de produzir maiores aumentos na quantidade de substância aspirada para o cateter 16 Fr em relação ao cateter 14 Fr.

Em relação à análise estatística, diferenças significativas são observadas quando ocorre o aumento da pressão de sucção de 100 para 150 ou 200 mmHg e quando aumentado o diâmetro do cateter de 8 para 12, 14 ou 16.

Essa análise indica que, a partir do diâmetro 10 Fr, aumentar a pressão de sucção aplicada de 100 para 200 e 150 para 200 mmHg fornece maior eficácia ao procedimento do que aumentar o diâmetro do cateter. O aumento da pressão de sucção em comparação ao aumento do diâmetro do cateter também oferece vantagem em relação à segurança do procedimento, pois pressões vacuométricas inferiores são obtidas quando maiores pressões são utilizadas para determinado diâmetro do que quando pressões inferiores são utilizadas em cateteres de diâmetros superiores. Nessas condições, pressões de sucção ainda mais elevadas do que as pressões utilizadas no presente estudo poderiam ser aplicadas para diâmetros de até 12 Fr, sem que pressões vacuométricas lesivas fossem alcançadas nas regiões intrapulmonares e apresentando eficácia para a aspiração. Esse resultado está de acordo com o estudo de Morrow et al (2004), que afirmam que pressões de sucção maiores podem ser utilizadas quando existe área disponível para a reposição de ar nos pulmões.

Em relação às diferenças observadas para os diferentes diâmetros de cateter, apesar de diferenças estatísticas não terem sido observadas quando comparados o diâmetro do cateter com o diâmetro seguinte, diferenças na quantidade de massa aspirada são observadas e podem ter relevância clínica. Além disso, uma vez que durante o procedimento a passagem do cateter ocorre mais de uma vez, a diferença total na média de massa aspirada pode ser ainda mais significativa do que a diferença observada apenas em uma passagem. Desta forma, embora o aumento na pressão de sucção tenha demonstrado maior eficácia que o aumento do diâmetro do cateter, o aumento do diâmetro do cateter também pode produzir resultados positivos na melhora da eficácia do procedimento. Para pacientes com secreções de alta viscosidade e quantidades reduzidas de muco, essas diferenças podem ser ainda mais relevantes.

Cabe frisar também que o comportamento de escoamento do fluido pode ser diferente para pacientes hipersecretivos e com pouca secreção, pois a quantidade de massa que escoar e a aspiração conjunta de ar podem facilitar ou dificultar o escoamento.

A partir da quantidade de massa aspirada para a situação de teste proposta, sugerem-se combinações que podem ser efetivas para a aspiração de secreções com diferentes características viscoelásticas.

A escolha do cateter de aspiração e da pressão de sucção deve levar em conta o potencial lesivo, e conforme visto anteriormente, nessas condições o cateter 16 Fr deve ser

evitado nas pressões vacuométricas de 150 e 200 mmHg. Este cateter também deve ser evitado para a pressão de 100 mmHg, uma vez que não ocorre diferença significativa entre as quantidades de massa aspirada para os cateteres 14 em relação ao cateter 16 nesta pressão.

Com relação à quantidade de substância aspirada para cada combinação, sugere-se que para secreções semilíquidas, como a saliva, muco pulmonar na ausência de doenças, ou patologias em que o muco seja bastante fluído, os cateteres de 8 e 10 Fr, em pressão de sucção de 100 a 200 mmHg, podem ser utilizados de forma eficiente, entretanto o uso de pressões mais negativas irá reduzir o número de passagens necessárias por ser mais eficaz.

Em relação ao muco respiratório humano em situações patológicas, o estudo de Sole e colaboradores obteve o volume médio de secreções aspiradas de 3,2 g de secreção, com variações entre 1 a 15 ml em procedimentos de aspiração endotraqueal de 42 pacientes. O valor próximo de 3,2 g, após no máximo três passagens, foi considerado uma quantidade moderada de secreção aspirada.

A partir desta consideração, para a substância intermediária, o uso do cateter 10 Fr na pressão de 200 mmHg e 12 Fr nas pressões de sucção de 150 e 200 mmHg pode ser eficaz para pacientes com quantidades moderadas de secreções, pois após 3 passagens, essas combinações possuem potencial para aspirar, respectivamente, 3,291, 3,624 e 5,94 g. O cateter 14 Fr pode ser indicado para pacientes hipersecretivos ou a fim de reduzir o número de passagens.

Para substâncias muito viscosas, o cateter de diâmetro de 14 Fr, combinado com a pressão de sucção de 150 ou 200 mmHg seria benéfico apresentando um potencial para a aspiração de 3,204 e 4,413 g. Entretanto, pacientes com secreções mais viscosas podem apresentar menor quantidade de secreções e o uso do cateter de 12 FR, em uma pressão de sucção de 200 mmHg (2,805g) pode ser eficaz. No Apêndice D encontra-se uma tabela com as sugestões de combinações entre pressão de sucção e diâmetro do cateter para as situações de teste, entretanto tais indicações precisam ser confirmadas em estudos clínicos, visto que em situações reais diversas condições podem interferir na eficácia do procedimento.

Segundo a AACR, o cateter de próximo diâmetro pode ser utilizado para melhorar a efetividade do processo de aspiração, no entanto, no presente experimento, mesmo para os cateteres de maior diâmetro, baixas quantidades de secreção foram aspiradas para a substância semissólida, o que sugere que outras medidas sejam necessárias (AACR, 2010). Por outro lado, resultados satisfatórios, observados na clínica, para a aspiração de secreções com alta viscosidade podem estar relacionado ao fato de que menores quantidades de secreções estão

relacionados com valores de viscoelasticidade superiores, e desta forma menor quantidade de massa precisaria ser aspirada (Jeanneret-Grosjean et al., 1988). Além disso, valores de pressão de sucção acima de 200 mmHg são utilizados na prática clínica e apresentam maior potencial para vencer a perda de carga do que as pressões aplicadas neste estudo (Morrow et al., 2003)

Durante a execução dos testes, observou-se que, devido à grande perda de carga, dependente da viscosidade da substância, pode ocorrer obstrução dos cateteres. Nesta perspectiva, o aumento na duração no procedimento de aspiração, de 10 segundos, como o utilizado neste experimento, para o tempo máximo recomendado, 15 segundos, pode não melhorar a efetividade do procedimento. Devido à grande dependência da eficácia da aspiração da perda de carga imposta, as pausas entre as passagens, que são necessárias para permitir o retorno da pressão intrapulmonar do paciente para a pressão atmosférica, além de evitar a hipoxemia, devem ser utilizadas para a limpeza do cateter. Essa conduta evita um acúmulo de secreção que causaria maior perda de carga e reduziria a eficácia do procedimento.

Dentre as medidas existentes que almejam a melhora da eficácia do procedimento de aspiração endotraqueal está a instilação de solução salina nas vias aéreas durante o procedimento. Acredita-se que a instilação de soro fisiológico seria capaz de desprender as secreções e fluidificá-las, aumentando assim a quantidade de secreção aspirada. Entretanto, as informações disponíveis na literatura a respeito do uso da solução salina permanecem controversas, não havendo evidências claras dos benefícios desta prática. O aumento da quantidade de secreção aspirada pode estar relacionado com a aspiração do soro fisiológico e o conteúdo de soro fisiológico instilado não é totalmente removido das vias aéreas durante o procedimento de aspiração endotraqueal. Atualmente, a instilação de solução salina é desencorajada, uma vez que, além de desconfortável, causar dor, angústia, broncoespasmos e crises de tosse, estudos indicam que essa prática causa efeitos adversos na oxigenação do paciente, hipotensão, e aumentaria os riscos de proliferação de bactérias (Giakoumidacs 2010; Pedersen et al., 2009; Halm et al., 2008; Celik et al., 2006.; Ridling et al., 2003; Moore et al. 2002; Akgul et al., 2002; O' Neal et al., 2001; Blackwood. 1999; Jablosk et al., 1994). O uso da solução salina nebulizada parece ser menos prejudicial do que sua instilação direta e apesar dos prejuízos associados à instilação direta de solução salina, esta pratica permanece muito difundida na prática clinica (Ayhan et al., 2015; Leddy et al., 2015). A melhora do procedimento observada pelos profissionais, pode não estar relacionada a uma maior quantidade de secreção aspirada, mas à facilitação do escoamento dentro do cateter, pois o

soro pode agir como um lubrificante para as secreções pulmonares, permitindo a impressão de que o procedimento seja mais eficaz quando utilizado o soro. Atualmente, a estratégia de manter constante a umidificação das vias aéreas possui maior indicação do que o uso do soro fisiológico. Essa conduta visa evitar o ressecamento das secreções e inibir que se tornem ainda mais espessas (Branson et al., 2014; Salomita et al., 2009; Halm et al., 2008; Jeanneret-Grosjean et al, 1988).

Em relação aos prejuízos gerados pelo procedimento de aspiração endotraqueal, atualmente é indicada a sucção em um sistema fechado de aspiração como forma de reduzir os efeitos colaterais do procedimento (Sakuramoto et al., 2013; Lindgren et al., 2004; Moore, 2002). Nesta técnica a aspiração pulmonar é realizada sem a necessidade de desconectar o paciente do ventilador, sendo possível manter o paciente sob pressão positiva, com suporte de oxigênio e manutenção de uma pressão positiva expiratória final. Apesar dos benefícios da aspiração endotraqueal em sistema fechado, o sistema de aspiração aberta mostrou-se mais eficaz, enquanto pressões de sucção mais elevadas são necessárias para melhorar a eficácia do procedimento no sistema de aspiração fechado. O procedimento de aspiração em sistema aberto permanece indicado em situações nas quais é necessária uma maior efetividade do procedimento, como nos casos de pacientes com grandes quantidades de secreções e maior viscosidade, enquanto o sistema em aspiração fechado é indicado para pacientes mais graves e que necessitam da manutenção de PEEP alta. (Branson et al., 2014; Sakuramoto et al., 2013; Pedersen., 2009; Lasocki et al., 2006; Lindgren et al., 2004; Moore, 2002).

Neste cenário, o desenvolvimento de um aspirador que seja capaz de aspirar às secreções pulmonares de forma eficaz, e facilite a reposição do fluxo de ar e oxigênio durante a sucção através do cateter de aspiração pode ser benéfico. Esse sistema deve ser comparado ao procedimento de aspiração em sistema fechado para verificar se ofereceria vantagens . Sugere-se que para tal, seja considerado o diâmetro de cateter capaz de aspirar de forma eficaz às secreções pulmonares e que o fluxo de ar de reposição seja alto suficiente para amenizar as pressões negativas geradas no sistema. Neste novo sistema, ao serem aplicadas pressões de sucção de 200 mmHg, seria necessário que a área do cateter a ser desenvolvido correspondesse a área obtida para um cateter de aspiração de 14 Fr de diâmetro, para obter resultados significativos na aspiração de secreções muito espessas. Desta forma, uma área reduzida estará disponível para o suporte de um fluxo compensatório. Alternativamente, pode ser avaliado o comportamento do aspirador em pressões mais altas, uma vez que para a pressão de sucção de 500 mmHg, cateteres de 12 Fr podem ser utilizados sem gerar pressões

vacuométricas excessivas na região intrapulmonar (Vanner e Bick, 2008), essa medida poderia aumentar a área disponível para a reposição de fluxo. Em contrapartida, o menor diâmetro disponível para a aspiração de secreções estará mais susceptível à obstrução por partículas de secreção.

7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Por meio de análises reológicas foi possível produzir uma substância com características viscoelásticas semelhantes às características apresentadas pelo muco respiratório humano. Tal substância foi utilizada para simular o muco respiratório em diferentes propriedades viscoelásticas em simulação *in vitro* da aspiração endotraqueal. Para esta simulação diferentes pressões de sucção e diâmetros de cateter foram combinados e diferenças foram observadas nas quantidades médias de substância aspiradas em relação ao diâmetro do cateter, pressão de sucção e propriedades viscoelásticas.

Dentre as limitações deste estudo podemos citar a utilização de um modelo rígido de traqueia, que desconsidera a complacência pulmonar, de forma que este estudo representa pacientes em apneia. Em relação à pressão vacuométrica gerada no sistema, o presente estudo não considerou a presença de secreções no tubo endotraqueal e dentro do cateter de aspiração. Palazzo e colaboradores (2013) demonstraram que a presença de secreção no tubo endotraqueal aumenta a pressão vacuométrica alcançada no sistema, porém este estudo não considerou que o escoamento gerado durante o procedimento pode ser reduzido pela ocupação do cateter por secreções, reduzindo dessa forma a pressão vacuométrica gerada *in vivo*. Considera-se também como fator limitante o fato de que em situações *in vivo*, a secreção pulmonar encontra-se em diferentes quantidades e dispersa de diferentes formas no tubo endotraqueal. Como citado anteriormente, o escoamento da secreção pode ocorrer de forma diferente para essas variações.

Outra limitação deste estudo é a difícil reprodutibilidade da substância produzida para simular o muco respiratório, uma vez que se faz necessária a reformulação com o uso de reômetro para cada reprodução da mesma. Para permitir uma comparação justa, a secreção produzida precisa ser homogênea, o que difere das características normais da secreção pulmonar humana.

Os resultados do presente estudo sugerem que utilizar pressões de sucção mais elevadas, para razões entre diâmetro externo do cateter de aspiração endotraqueal e diâmetro interno do tubo endotraqueal mais baixas parece ser mais eficaz e seguro que aumentar a razão em pressões mais baixas.

Sugestões de combinações foram realizadas para as diferentes viscosidades. Para a substância semilíquida, menores diâmetros de cateteres podem ser utilizados quando aplicadas pressões de sucção de 150 e 200 mmHg. Para a substância que simula a secreção humana com

propriedades intermediárias, maiores quantidades foram aspiradas quando pressões de sucção 200 mmHg combinada ao cateter 10 Fr e pressões de 150 e 200 mmHg combinado ao cateter 14 Fr foram aplicadas . A pressão de sucção de 100 mmHg apresentou baixa eficácia para as substâncias semissólida e intermediária. A substância semissólida apresentou quantidades muito reduzidas de massa aspirada devido à grande perda de carga decorrente da alta viscosidade desta substância. As combinações de cateteres de 14 e 16 Fr de diâmetro e pressão de 200 mmHg apresentaram os melhores resultados, porém o cateter de 16 Fr deve ser evitado nesta pressão por apresentar potencial para alcançar elevada pressão vacuométrica intrapulmonar prejudicial ao paciente

Os dados obtidos podem ser úteis na construção de um novo aspirador pulmonar que seja capaz de fornecer um fluxo compensatório de ar e oxigênio, reduzindo os riscos de hipoxemia e atelectasia. As combinações entre pressões e diâmetros podem ser utilizadas como parâmetro para permitir que um novo aspirador seja o mais eficaz e seguro possível durante o procedimento.

Sugere-se que novos estudos sejam realizados para comparar a efetividade do procedimento de aspiração endotraqueal para pressões de sucção superiores a 200 mmHg e cateteres de diâmetro de 10 e 12 Fr, uma vez que aumentar a pressão de sucção utilizada mostrou-se mais efetivo aumentar no processo de aspiração do que o aumento no diâmetro do cateter. Ao mesmo tempo, o uso de valores mais baixos para razões entre o diâmetro interno do tubo endotraqueal e o diâmetro externo do cateter, demonstrou ser uma melhor forma de evitar pressões vacuométricas elevadas no sistema do que o uso de pressões de sucção baixas. O uso de um sistema de sucção que funcionasse com pulsos de pressão também poderia ser uma alternativa, visto que permitiria que a pressão intrapulmonar retornasse em direção à pressão atmosférica.

Além disso, sugere-se que um estudo clínico em que o escoamento da secreção no cateter fosse filmado e correlacionado com a massa aspirada e as propriedades reológicas da secreção poderia fornecer maiores esclarecimentos sobre o procedimento de aspiração endotraqueal e confirmar nossos resultados. Futuros estudos que incluam no procedimento a simulação da tosse e a entrada e saída de ar que ocorre para pacientes respirando espontaneamente vão permitir que uma simulação mais próxima da realidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AARC. Clinical practice guideline. Endotracheal suctioning of mechanically ventilated adults and children with artificial airways. American Association for Respiratory Care, v.38, n.5, p. 500-4, 1993.

AARC. Clinical practice guideline: nasotracheal suctioning - 2004 revision & update. Respiratory Care, v. 49, n. 9, p. 1080-84, 2004.

AARC. Clinical practice guidelines: endotracheal suctioning of mechanically ventilated patients with artificial airways. Respiratory Care, v. 55, n. 6, p.758-64, 2010.

AFSHARI, A.; SAFARI, M.; OSHVANDI, K.; SOLTANIAN, A.R. The effect of the open and closed system suction on cardiopulmonary parameters: time and costs in patients under mechanical ventilation. Nursing and Midwifery Studies, v.3, n.2, e14097, 2014.

AGARWAL, M.; KING, M.; RUBIN, B.K.; SHUKLA, j.B. Mucus transport in a miniaturized simulated cough machine: effect of constriction and serous layer simulant, Biorheology, v.26, p. 977-988, 1989.

AKGUL, S.; AKYOLCU, N. Effects of normal saline on endotracheal suctioning. Journal of Clinical Nursing, v.11, n.6, p.826-30, 2002.

ALMGREN, B.; WICKERTS, C.; HEINONEN, E. Side Effects of Endotracheal Suction in Ventilation *. p. 1077–1080, 2004.

ALVAREZ, C.M.R. Simulação computacional adaptativa de escoamentos bifásicos viscoelásticos. 2013. 150 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Matemática e Estatística, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2013.

ASHURST, S. Suction therapy in the critically ill patient. British Journal of Nursing, v.1, n.10, p. 485-9, 1992.

AYHAN, H.; TASTAN, S.; IYIGUN, E.; AKAMCA, Y.; ARIKAN, E.; SEVIM, Z. Normal saline instillation before endotracheal suctioning: What does the evidence say? What do the nurses think? *Journal of Critical Care*, v.30, p. 762-67, 2015.

BLACKWOOD, B. Normal saline instillation with endotracheal suctioning: primum non-nocere (first do no harm). *Journal of Advanced Nursing*, v. 29, n. 4, p. 928-34, 1999.

BRAND-SABERI, B. E. M.; SCHÄFER, T. Trachea: anatomy and physiology. *Thoracic surgery clinics*, v. 24, n. 1, p. 1–5, 2014.

BRANSON, R.; GOMAA, D.; RODRIQUEZ, D. Management of the artificial airway. *Respiratory care*, v. 59, p. 974-89, 2014.

CELIK, S. A.; KANAN, N. A current conflict use of isotonic sodium chloride solution on endotracheal suctioning in critically ill patients. *dimensions of critical care nursing*, v. 25, n. 1, p. 11-14, 2006.

ÇENGEL, Y. CIMBALA, J.M. Mecânica dos Fluidos – Fundamentos e Aplicações, Yunus A. Çengel e John M.; tradução Katia Aparecida Roque e Mario Moro Fecchio; revisão técnica Fabio Saltara, Jorge Balino e Karl Peter Burr; consultoria técnica Helena Maria Ávila de Castro; 1ª edição – São Paulo: McGraw – Hill, 2007.

CEREDA, M.; VILLA, F.; COLOMBO, E.; GRECO, G.; NACOTI, M.; PESENTI, A. Closed system endotracheal suctioning maintains lung volume during volume-controlled mechanical ventilation. *Intensive Care Medicine*, v. 27, n. 4, p. 648–654, 2001.

COPNELL, B. et al. The effect of suction method, catheter size, and suction pressure on lung volume changes during endotracheal suction in piglets. *Pediatric Research*, v. 66, n. 4, p.405-10, 2009.

COSTELLO, B.; TA INSTRUMENTS LTD, FLEMING WAY, CRAWLEY, WEST SUSSEX. The AR-G2 magnetic bearing rheometer. TA Instruments, disponível em: http://www.tainstruments.com/pdf/literature/RH085_AR_G2_performance.pdf. Acesso em: 29/10/2014

DAWSON, M.; WIRTZ, D.; HANES, J. Enhanced viscoelasticity of human cystic fibrotic sputum correlates with increasing microheterogeneity in particle transport. *The Journal of biological chemistry*, v. 278, n. 50, p.50393-401, 2003.

DAY, T; FARNELL, S.; BARNETT, J. W. Suctioning: a review of current research recommendations. *Intensive and Critical Care Nursing*, v.18, p.79-89, 2002.

FRANCK, A.; ELMOUMNIA, A.; TA INSTRUMENTS. electrically heated plates ehp and active temperature control ATC. TA Instruments, disponível em: http://www.tainstruments.com/pdf/literature/APN018_V1%20EHP%20AR2000EX%20and%20AR-G2%20.pdf. Acesso em 29/10/2014.

GIAKOUMIDAKIS, K.; KOSTAKI, Z.; PATELAROU, E.; BALTOPOULOS, G.; BROKALAKI, H. Oxygen Saturation and secretion weight after endotracheal suctioning. *British Journal of Nursing*, v. 20, n. 21, p. 1344-51, 2010.

GIROD, S.; ZAHM, J.M.; PLOTKOWSKI, C.; BECK, G.; PUCHELLE, E. Role of the physicochemical properties of mucus in the protection of the respiratory epithelium. *The European Respiratory Journal*, v.5, n.4, p.477-87, 1992.

GROSSI, S. A. A.; SANTOS, B. M. O. Hipoxemia durante a aspiração endotraqueal. *Revista Latino Americana de Enfermagem*, v. 2, n.2, p. 87-102,1994.

GUGLIELMINOTTI, J.; DESMONTS, J. M.; DUREUIL, B. Effects of tracheal suctioning on respiratory resistances in mechanically ventilated patients. *Chest*, v. 113, p. 1335-38, 1998.

HALM, B. M. A.; KRISKO-HAGEL, K. Instilling normal saline with suctioning: beneficial technique or potentially harmful sacred cow? *American Journal of Critical Care*, v.17, n.5, p.469-73, 2008.

HASSAN, A. A.; EVRENSEL, C.A.; KRUMPE, P.E. Clearance of viscoelastic mucus simulat with airflow in a rectangular channel, an experimental study. *Technology and Health Care*, v.14, p.1-11, 2006.

HELOUI, I.X.A. Vibrações e esforços dinâmicos em tubulações induzidos pelo escoamento bifásico. 2008. 70 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal Fluminense, Niterói. 2008.

HERINGLAKE, M.; GOSCH, U. W. Functional residual capacity changes after different endotracheal suctioning methods. *Anesthesia & Analgesia*, v.107, n.3, p. 941-4, 2008.

JALONSKI, R. The experience of being mechanically ventilated. *Qualitative Health Research*, v. 4, n. 2, p. 186-207, 1994.

JEANNERET- GROSJEAN, A.; KING, M.; MICHOU, M. C.; LIOTE, H.; AMYOT, R. Sampling technique and rheology of human tracheal mucus. *American Review of Respiratory Disease*, v. 137, p. 107-10, 1988.

JEANNERET-GROSJEAN, A.; KING, M.; MICHOU, M.C.; LIOTE, H.; AMYOT, R. Sampling technique and rheology of human. *American Review of Respiratory Disease*, n. 137, p. 707-10, 1988.

JLV, J.; WU, J.; GUO, R.; LIU, X.; YAN, B.; Deng, H. Laboratory test of a visual sputum suctioning system, *respiratory care*, v.58 ,n.10, p.1637-42, 2013.

JONGERDEN, I.P.; ROVERS, M.M.; GRYPDONCK, M.H.; BONTEN, M.J. Open and closed endotracheal suction systems in mechanically ventilated patients: a meta-analysis. *Critical Care Medicine*, v.5, n.1, p. 260-70, 2007.

KAMINSKY, D. Coleção Netter de Ilustrações médicas. Volume 3 Sistema Respiratório – Tradução: Audacilene Souz da Silva. Segunda edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2014.

KING, M.; CHANG, H.K.; WEBER, M.E. Resistance of mucus-lined tubes to steady and oscillatory airflow, *Journal of Applied Physiology*, v.52, p. 1172-1176, 1982.

LAI, S.K.; WANG, Y.Y.; WIRTZ, D.; HANES, J. Micro - and macrorheology of mucus. *Advanced Drug Delivery*, v. 61, n. 2, p. 86-100, 2008.

LASOCKI, S.; LU, Q.; SARTORIUS, A.; FOUILLAT, D.; REMERAND, F.; ROUBY, J.J. Open and closed-circuit endotracheal suctioning in acute lung injury efficiency and effects on gas exchange. *Anesthesiology*, v. 104, p.39-47, 2006.

LEDDY,R.; WILKINSON, J.M. Endotracheal suctioning practices of nurses and respiratory therapists: How well do they align with clinical practice guidelines? *Canadian Journal of Respiratory Therapy*, v.51, n.3, p.60-6, 2015.

LINDGREN, S.; ODENSTEDT, H.; OLEGÅRD, C.; LUNDIN, S. Regional lung derecruitment after endotracheal suction during volume- or pressure- controlled ventilation: a study using electric impedance tomography. *Intensive Care Medicine*, v.33, n.1, p.172-180, 2007.

LV, J.; WU, J.; GUO, R.; LIU, X.; YAN, B.; DENG, H. Laboratory test of a visual sputum suctioning system. *Respiratory care*, v. 58, n. 10, p. 1637–1642, 2013.

MACHADO, J. C. V.P. Reologia e escoamento de fluidos - ênfase na indústria do petróleo. Editora Interciência. Rio de Janeiro, RJ, 2002, 257 p.

MAGGIORE, S.M.; LELLOUCHE, F.; PIGEOT, J.; TAILLE, S.; DEYE, N.; DURRMEYER, X.; RICHARD, J.C.; MANCEBO, J.; LEMAIRE, F.; BROCHARD, L. Prevention of endotracheal suctioning-induced alveolar derecruitment in acute lung injury. *American journal of respiratory and critical care medicine*, v. 167, n. 9, p. 1215–24, 1 maio 2003.

MAJIMA,Y.; HARADA, T.; SHIMIZU, T.; TAKEUCHI, K.; SAKAKURA, Y.; YASUOKA, S.; YOSHINAGA, S. Effect of biochemical components on rheologic properties of nasal mucus in chronic sinusitis. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v.160, n.2, p.421-6, 1999.

MOORE, T. Suctioning techniques for the removal of respiratory secretions. *Nursing Standard*, v. 18, n. 9, p. 47-53, 2003.

MORROW, B. M.; FUTTER, M. J.; ARGENT, A. C. Endotracheal suctioning: from principles to practice. *Intensive Care Medicine*, v.30, n.6, p. 1167-74, 2004.

MUJICA-LOPEZ, K. I.; PEARCE, M.; NARRON, K.; PEREZ, J.; RUBIN, B. K. In vitro evaluation of endotracheal tubes with intrinsic suction. *Chest*, v.138, n.4, p863-9, 2010.

OVEREND, T. J.; ANDERSON, C. M.; BROOKS, D.; CICUTTO, L.; KEIM, M.; MCAUSLAN, D.; NONOYAMA, M. Updating the evidence base for suctioning adult patients: A systematic review. *Canadian Respiratory Journal*, v.16, n. 3, p. 6-17, 2009.

PAGOTTO, I.M.; OLIVEIRA, L.R.C.; ARAÚJO, F.C.L.C; CARVALHO, N.A.A.; CHIAVONE, P. Comparação entre os sistemas aberto e fechado de aspiração: Revisão sistemática. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, v. 20, n.8 , p. 331-338, 2008.

PALAZZO, S. G. C.; SONI, B. Pressure changes during tracheal suctioning a laboratory study. *Anaesthesia*, v. 68, n. 6, p. 576-84, 2013.

PEDERSEN, C.M.; ROSENDAHL-NIELSEN, M.; HJERMIND, J.; EGEROD, I. Endotracheal suctioning of the adult intubated patient-What is the evidence ? *Intensive and Critical Care Nursing*, v.25, p. 21-30, 2009.

PINTO, L.C.M. Quantikov: Um analisador microestrutural parao ambiente Windows. 1996. 160 f . Tese (Doutor em Ciências na área de tecnologia nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1996

PROGRESS, M.; FAHY, J. V; DICKEY, B. F. Airway Mucus Function and Dysfunction. p. 2233–2247, 2010.

PROGRESS, M.; FAHY, J. V; DICKEY, B. F. Airway mucus function and dysfunction. *The New England Journal of Medicine* v. 363; p. 2233-47, 2010.

PUHELLE, E.; ZAHM, J.M; BENTZMANN, S.; GROSSKOPF, C.; SHAK, S.; MOUGEL, D.; POLU, J.M. Effects of rhDNase on purulent airway secretions in chronic bronchitis. *European Respiratory Journal*, v. 9, n. 4, p. 765-769, 1996.

RAGAVAN, A. J.; EVRENSEL, C. A.; KUMPRE, P. Interactions of airflow oscillation, Tracheal inclination, and mucus elasticity significantly improve simulated cough clearance. *Chest*, v.137, n.2, p.355-61,2010.

RIDLING, D. A.; MARTIN, L.D.; BRATTON, S.L. Endotracheal suctioning with or without instillation of isotonic sodium chloride solution in critically ill children. *American Journal of Critical Care*, v. 12, p. 12-219, 2003.

ROSEN, M., E HILLARD, E. The effects of negative pressure during tracheal suction. *Anesthesia and Analgesia*, v.41, n.1, p. 50-7, 1962.

RUBIN, B. K., FINEGAN. B., RAMIREZ, O.; KING, M. General anesthesia does not alter the viscoelastic or transport properties of human respiratory mucus. *Chest*, v. 98, n.1 , p. 101-4, 1990.

RUSSIAN, C.; GONZALES, J.; HENRY, N. suction catheter size: an assessment and comparison of three different calculation methods. *Respiratory Care*, v.59, n.1, p.32-8, 2014

SAITO, D. M.; INNES, A. L.; PLETCHER, S. D. Rheologic properties of sinonasal mucus in patients with chronic sinusitis. *American journal of rhinology & allergy*, v. 24, n. 1, p. 1-5, 2010.

SAKURAMOTO, H.; SHIMOJO, N.; JESMIN, S.; UNOKI, T. KAMIYAMA, J.; OKI, M.; MIYA, K.; KAWANO, S.; SAKURAMOTO, T.M. Repeated open endotracheal suctioning causes gradual desaturation but does not exacerbate lung injury compared to closed endotracheal suctioning in a rabbit model of ARDS. *BMC Anesthesiology*, 13:47, 2013.

SCALANLAN, C. L.; WILKINS, R. L.; STOLLER, J. K. Fundamentos da terapia respiratório de EGAN. 7ºed. Ed. Manole, 2000

SCALANLAN, C. L.; WILKINS, R. L.; STOLLER, J. K. Fundamentos da terapia respiratório de EGAN. 7ºed. Ed. Manole, 2000

SCHRAMM, G. Reologia e reometria: fundamentos teóricos e práticos. 2. ed. Editora Artliber, São Paulo, 2006, 232 p.

SHAH, S.; FUNG, K.; BRIM, S.; RUBIN, B.K. An In Vitro Evaluation of the Effectiveness of Endotracheal Suction Catheters. *Chest*, v. 128, p. 3699-704, 2005.

SOLE, M.L; BENNETT, M; ASHWORTH, S. Clinical indicators for endotracheal suctioning in adult patients receiving mechanical ventilation. *American Journal of Critical Care*, v.24,n.4, p.318 – 25, 2015.

SOLOMITA, M.; PALMER, L.; DAROOWALLA, F. Humidification and secretion volume in mechanically ventilated patients. *Respiratory care*, v. 54, n. 10, p. 1329-35, 2009.

STURGESS, J.; PALREY, A.J.; REID, L. Rheological properties of sputum. *Rheologica Acta*, v.10, p 6-43, 1971.

TENAILLON, A. Tracheobronchial suction during mechanical ventilation. *Intensive Care and Emergency Medicine*, vol. 10, 196-200, 1990.

VANNER, R.; BICK, E. Tracheal pressures during open suctioning. *Anaesthesia*, v. 63, n.3, p. 313–15, 2008.

VOLSKO, T. A. Airway clearance therapy: finding the evidence. *Respiratory care*, v. 58, n. 10, p. 1669-78, out. 2013.

WALSH, J.M.; VANDERWARF, C.; HOSCHEIT, D.; FAHEY, P.J. Unsuspected hemodynamic alterations during endotracheal suctioning. *Chest*, n. 95, p. 162-5, 1989.

WOOD, C. J. Endotracheal suctioning: a literature review. *Intensive Critical Care Nurse*, v.14, n.3, p.124-36, 1998.

YAZDANNIK, A.R.; HAGHIGHAT, S.;SAGHAEI, M.; EGHBALI, M. Comparing two levels of closed system suction pressure in ICU patients: Evaluating the relative safety of higher values of suction pressure *Iranian Journal Of Nursing And Midwifery Research*, v.18, n.2, p.117-22, 2013.

YOUSEFI, H.; VAHDATNEJAD, J.; YAZDANNIK, A.R. Comparison of the effects of two levels of negative pressure in open endotracheal tube suction on the physiological indices

among patients in intensive care units. *Iranian Journal Of Nursing And Midwifery Research*, v.19, n.5, p.473-7, 2014.

ANEXO 1: Especificações dos equipamentos de medida utilizados

Balança de precisão SF 400c

Carga máxima:	500 g
Carga mínima:	0,05 g
Erro:	0,01 a 0,05
Campo de tara:	500 g
Temperatura ambiente:	10 a 40 °C
Dimensões do prato:	120x120 mm
Dimensões CxLxA:	225x160x42 mm
Alimentação:	bateria e fonte de alimentação externa AC 220 V--DC 9-12 V

Sensor Eletrônico de Vácuo e Pressão tipo Membrana CMR-5-10 Consensun

Sensor:	Membrana tipo diferencial (referenciado à atmosfera)
Faixa de trabalho:	0 a -5 PSI
Alimentação por uma fonte externa:	15 e 24 Volts CC (Corrente Contínua)
Saída:	0 a 10 V
Fonte de alimentação:	Entrada: 90 a 240 Volts de corrente alternada Saída: 15 Volts de corrente contínua, 1 Ampère

Reômetro AR G2

Torque mínimo estacionário:	CR 0,01 μ N.m
Alcance do torque de cisalhamento constante:	CS 0,01 μ N.m
Torque máximo 200 mN.m:	200 mN.m
Inércia do motor 18 μ N.m.s:	18 μ N.m.s
Faixa de velocidade angular CS:	0 a 300 rad/s
Faixa de velocidade angular CR:	1,4x10 ⁻⁹ a 300 rad/s
Faixa de frequência:	7,5x10 ⁻⁷ a 628 rad/s
Resolução de deslocamento:	25 nrad
Mudança de etapa de velocidade:	7 ms
Mudança de etapa de tensão:	30 ms
Placa Peltier:	-40 a 200° C
Cilindros concêntricos:	-20 a 150° C
Torque mínimo estacionário:	CR 0,01 μ N.m

Aspirador cirúrgico Small ACME

Dimensões:	(L) 375 x (A) 175 x (C) 250 mm
Peso:	5.1kg
Vácuo Máximo:	500 \pm 3% mmHg
Faixa de Fluxo:	> 40 LPM Nível de Som < 58 dBA
Requisitos Elétricos:	SUA01: Bivolt 60Hz SUB01: AC 230V 50Hz
Consumo de Energia:	70 watts
Tamanho do poro do Filtro de Bateria:	0.45 microns
Capacidade do Recipiente de Coleta:	800 ml
Temperatura Operacional:	0° ~ 40°C
Umidade Operacional:	95% RH
Pressão Atmosférica Operacional:	10.2 ~ 15.4 psi (70 ~106 kpa)

Temperatura de Armazenamento:	-10° ~ 70°C
Umidade de Armazenamento:	0 ~ 95%
Pressão Atmosférica de Armazenamento:	7.3 ~ 15.4 psi (50 ~ 106 kpa)
Especificação de Fusível:	Fusível de Vidro Miniatura 5 x 20mm, Fusível rápido (Ação Rápida), F2A/250 V

ANEXO 2: Incerteza do Vacuômetro

Relatório de Verificação

Objeto: TRANSMISSOR DE PRESSÃO, marca: SENSUM, faixa nominal: -34 kPa, resolução: 0,01 kPa, instrumentação eletrônica associada: computador pessoal, faixa nominal: 4 dígitos, resolução: 1 dígito (0,01 div)

Natureza do trabalho: verificação sob pressões negativas.

Procedimento utilizado: aplicação de 3 séries de pressão.

1.1 Medições

Valor de referência / kPa	Leituras no instrumento calibrado / div					
	I1	I1	I2	I2	I3	I3
0	8,55	8,55	8,42	8,41	8,55	8,55
-5,00	8,06	7,88	8,01	7,43	8,02	7,78
-9,99	7,28	7,05	6,97	7,10	7,33	7,24
-19,99	6,31	5,86	6,42	5,75	5,97	4,85
-29,99	5,02	4,47	4,61	4,45	4,82	4,46
-33,98	4,39	4,39	3,99	3,99	4,08	4,08

1.2 Médias e erros

Valor de referência / kPa	Média / div	Erro relativo / %			
		repetitivid.	interpol. grau3	reversibilid.	erro de zero
0	8,51	-	-	-	-0,0392
-5,00	8,03	0,623	-19,5	-4,15	-
-9,99	7,19	5,00	10,4	-0,880	-
-19,99	6,23	7,22	-3,10	-12,0	-
-29,99	4,82	8,51	0,747	-7,40	-
-33,98	4,15	9,63	-0,224	0,00	-

1.3 Expressões das curvas características

Coeficiente	$P = a.X^3 + b.X^2 + c.X^1 + d.X^0$	
	Polinômio de grau 3	
a	-1,3883E+01	
b	-1,7507E+01	
c	3,8269E+00	
d	-1,8604E-01	

P: pressão calculada / kPa

X: indicação no instrumento / div

1.4 Incertezas de medição (GUM)

Valor de referência / kPa	U95%	
	k	/ %
-5,00	2	17
-9,99	2	10
-19,99	2	16
-29,99	2	13
-33,98	2	11

2 Padrão utilizado na calibração: balança de pressão de pesos-mortos, faixa nominal: ±100 kPa, U95%: 0,01%, próx. calibração: 11/2019

3 Condições operacionais:

3.1 Temperatura do laboratório durante a calibração /°C: 20,5 ± 1

3.2 Umidade relativa do ar /%: 59

3.2 Pressão barométrica /Pa: 91931

3.4 Operação: Jonathan Lopes de Souza

4 Observações

A incerteza expandida de medição relatada (U95%) é a incerteza padrão combinada, multiplicada por um fator de abrangência k, o qual, para uma distribuição t com Neff graus de liberdade efetivos, corresponde a uma probabilidade de abrangência de, aproximadamente, 95%.

A incerteza padrão combinada de medição foi determinada segundo as prescrições do GUM (1a. Ed. Bras. 2008), considerando-se os componentes: padrão, resolução, repetibilidade, reversibilidade e desvio de interpolação.

Data da verificação: 30/03/2015

Emissão: 07/04/2015

Responsável: Cláudio Gomes da Costa

APÊNDICE A: Listagem dos equipamentos

Listagem dos itens da primeira etapa:

- Goma de Alfarroba
- Bórax
- Balança de precisão Al5000
- Reômetro
- Água deionizada

Listagem dos itens da segunda etapa

- Modelo de traqueia
- Cateteres de aspiração endotraqueal da marca embramed, nos diâmetros de 8,10,12,14 e 16 Fr
- Tubo endotraqueal da marca solidor com diâmetro interno de 8mm
- Cronômetro digital
- Balança de precisão Marte Al 500
- Sensor de vácuo Consensus
- Aspirador cirúrgico portátil Small ACME

Listagem dos itens da terceira etapa

- Modelo de traqueia
- Cateteres de aspiração endotraqueal da marca embramed, nos diâmetros de 8,10,12,14 e 16 Fr
- Tubo endotraqueal da marca solidor com diâmetro interno de 8mm
- Cronômetro digital
- Balança de precisão Marte Al 500
- Aspirador cirúrgico portátil Small ACME

APÊNCICE B: Resultados da simulação in vitro de aspiração endotraqueal

Diâmetro (Fr)	Pressão Vacuométrica					
	100mmHg		150mmHg		200mmHg	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
	Substância Semilíquida					
8	1,911	0,071	3,21	0,177	5,183	0,177
10	2,273	0,171	3,648	0,023	5,426	0,052
12	3,027	0,258	4,722	0,039	5,744	0,077
14	3,797	0,187	5,416	0,194	6,108	0,257
16	4,289	0,195	5,56	0,1	6,201	0,255
	Substância Intermediária					
8	0,44	0,024	0,696	0,037	0,941	0,066
10	0,537	0,017	0,834	0,020	1,097	0,009
12	0,728	0,057	1,208	0,068	1,98	0,087
14	1,17	0,123	2,554	0,087	3,499	0,149
16	1,338	0,084	2,819	0,218	4,321	0,033
	Substância Semissólida					
8	0,184	0,005	0,27	0,025	0,35	0,024
10	0,228	0,023	0,392	0,025	0,572	0,033
12	0,458	0,054	0,736	0,031	0,935	0,020
14	0,706	0,060	1,068	0,050	1,471	0,053
16	0,761	0,032	1,199	0,127	2,167	0,043

Médias e desvios padrões da quantidade de massa aspirada nas diferentes situações de teste

APÊNDICE C: Medidas de raios para os diferentes cateteres

<i>Cateter (Fr)</i>	<i>Diâmetros (mm)</i>			
	<i>Orifício superior</i>	<i>Orifício inferior</i>	<i>Orifício da extremidade</i>	<i>Interno</i>
8	2,8 x 1,3	3,3 x 1,6	1,01	2,2
10	3,3 x 1,6	3,3x 1,6	1,03	2,4
12	3,5 x 2,0	3,5 x 2,0	1,52	2,86
14	4,3 x 2,6	4,3 2,6	1,72	3,3
16	2,6 x 4,3	4,3 x 2,6	2,02	3,59

Tabela de indicações de combinações para diâmetro de cateter e pressão de sucção baseado na quantidade média de secreções observadas no estudo de Sole e col. (2015).

**APÊNDICE D: Pressões Vacuométricas Geradas pelas Diferentes Combinações entre
Diâmetros de Cateter e Pressão de Sucção**

Pressão de Vácuo Aplicada	Diâmetro do Cateter	Pressão Vacuométrica
100 mmHg	08	0,029
	10	0,038
	12	0,503
	14	1,313
	16	2,24
150 mmHg	08	0,077
	10	0,158
	12	0,739
	14	1,9
	16	3,672
200 mmHg	08	0,136
	10	0,229
	12	0,848
	14	2,38
	16	4,4

APÊNDICE E: Tabela Com Sugestões de Diâmetros de Cateter e Pressão de Sucção

Propriedades Viscoelásticas	Diâmetro do Cateter x Pressão de Sucção
Semilíquida	Todas as combinações são efetivas, entretanto o uso de diâmetros inferiores torna o procedimento mais seguro]
Intermediária	Uso do cateter 10 Fr na pressão de 200 mmHg e 12 Fr nas pressões de sucção de 150 e 200 mmHg (potencial de massa aspirada, respectivamente, 3,291, 3,624 e 5,94 g). O cateter 14 Fr pode ser indicado para pacientes hipersecretivos ou a fim de reduzir o número de passagens
Semissólida	O cateter de diâmetro de 14 Fr, combinado com a pressão de sucção de 150 ou 200 mmHg seria benéfico apresentando um potencial para a aspiração de 3,204 e 4,413 g. Pacientes hiposecretivos podem se beneficiar com o uso do cateter de 12 FR, em uma pressão de sucção de 200 mmHg (2,805g)