



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS**

LUIZ GUILHERME MAZZOLI BONI CALDERON

**MODELO DE TUBO ENDOTRAQUEAL DE TAMANHO
ÚNICO PARA ADULTOS**

**MODEL OF SINGLE-SIZED ENDOTRACHEAL TUBE
FOR ADULTS**

**CAMPINAS
2018**

LUIZ GUILHERME MAZZOLI BONI CALDERON

**MODELO DE TUBO ENDOTRAQUEAL DE TAMANHO
ÚNICO PARA ADULTOS**

**MODEL OF SINGLE-SIZED ENDOTRACHEAL TUBE
FOR ADULTS**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Ciências, área de Fisiopatologia Cirúrgica.

Dissertation presented to Medical Sciences Faculty of Campinas State University as part of the required topics for the obtention of the Master of Science (MSc), Surgical Physiopathology area.

ORIENTADOR: PROF. DR. ALFIO JOSÉ TINCANI

COORIENTADOR: DR. MARCOS MELLO MOREIRA

EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DE DEFESA DO ALUNO LUIZ GUILHERME MAZZOLI BONI CALDERON, E ORIENTADO PELO PROF. DR. ALFIO JOSÉ TINCANI.

**CAMPINAS
2018**

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): Não se aplica.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8294-8097>

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Ciências Médicas
Maristella Soares dos Santos - CRB 8/8402

C127m Calderon, Luiz Guilherme Mazzoli Boni, 1983-
Modelo de tubo endotraqueal de tamanho único para adultos / Luiz
Guilherme Mazzoli Boni Calderon. – Campinas, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: Alfio José Tincani.

Coorientador: Marcos Mello Moreira.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade
de Ciências Médicas.

1. Intubação intratraqueal. 2. Traqueia. 3. Simulação por computador. I.
Tincani, Alfio José, 1954-. II. Moreira, Marcos Mello. III. Universidade Estadual
de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Model of single-sized endotracheal tube for adults

Palavras-chave em inglês:

Intubation, Intratracheal

Trachea

Computer simulation

Área de concentração: Fisiopatologia Cirúrgica

Titulação: Mestre em Ciências

Banca examinadora:

Alfio José Tincani [Orientador]

André Del Negro

Silvia Maria de Toledo Piza Soares

Data de defesa: 17-12-2018

Programa de Pós-Graduação: Ciências da Cirurgia

BANCA EXAMINADORA DA DEFESA DE MESTRADO
LUIZ GUILHERME MAZZOLI BONI CALDERON

ORIENTADOR: PROF. DR. ALFIO JOSÉ TINCANI

COORIENTADOR: DR. MARCOS MELLO MOREIRA

MEMBROS:

1. PROF. DR. ALFIO JOSÉ TINCANI

2. DR. ANDRÉ DEL NEGRO

3. PROFA. DRA. SILVIA MARIA DE TOLEDO PIZA SOARES

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da
Universidade Estadual de Campinas.

A ata de defesa com as respectivas assinaturas dos membros da banca examinadora
encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Data: 17/12/2018

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Alfio José Tincani, meu orientador, por toda a ajuda, otimismo, tranquilidade, compreensão e paciência.

Ao Prof. Dr. Marcos Mello, meu coorientador, por toda a prontidão, pelo apoio incondicional e auxílio, o meu muito obrigado.

Ao Dr. Gilson Barreto idealizador e preconizador das ideias para este trabalho.

Ao Regis Terenzi Neuenschwander e ao Lucas Monteiro Volpe da Divisão de Engenharia do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron que não mediram esforços para auxiliar no desenvolvimento deste estudo.

A Gabriela Lívio Emídio, minha companheira, que me apoiou em todos os momentos.

À Pós Graduação e ao Departamento de Cirurgia pela oportunidade de realizar mais esse passo na minha carreira acadêmica.

RESUMO

Introdução: Selecionar o tamanho ideal de um tubo endotraqueal (TET) para o paciente pode ser difícil em cenários de urgência e emergência, já que há variabilidade de tamanhos de tubos endotraqueais (TETs) para adultos. Um tubo universal poderia ser opção segura e econômica, pois minimizaria a probabilidade de complicações associadas à dificuldade na seleção de seu tamanho. Este estudo teve como objetivo simular TETs para adultos e estudar aspectos fluidinâmico relacionados ao fluxo e resistência. **Método:** Foi utilizado um *software* de fluidinâmica para calcular o fluxo médio nos tubos endotraqueais com diâmetro de 6,0, 7,0, 7,5, 8,0, 9,0 e 10,0mm em temperatura normal e pressão constante. Foram realizadas as mesmas simulações sugerindo a fusão de 22cm proximais de tubos com diâmetros 9,0 e 10,0mm com 12cm distais de tubos 6,0 e 7,0mm. **Resultados:** Em um TET fundido de 10,0/6,0mm o fluxo médio obtido foi de 99,7lpm e a resistência média de 15,0cmH₂O//s. **Discussão/Conclusão:** A fusão dos primeiros 22cm de um TET de diâmetro 10,0mm com a parte terminal em 12cm de um TET de diâmetro 6,0mm, preservando o comprimento total de 34cm, gerou fluxo médio e resistência semelhantes ao de um TET convencional de 7,5mm.

Palavras-chave: intubação intratraqueal, traqueia, simulação por computador.

ABSTRACT

Introduction: Selecting an ideal size of a endotracheal tube (ETT) for a patient can be difficult in urgency and emergency settings as there is variability of ETT sizes for adults. A universal tube could be a safe and economical option because it would minimize the probability of complications associated with difficulty in selecting the size. The objective of this study was to simulate a endotracheal tubes for adults and study fluid flow related aspects and resistance. **Method:** Fluidynamics software was used to calculate mean flow and resistance in ETT with a diameter of 6.0, 7.0, 7.5, 8.0, 9.0 and 10.0mm at normal temperature and constant pressure. The same simulations were carried out suggesting the fusion of 22cm proximal tubes with 9.0 and 10.0mm diameter with 12cm distal tubes 6.0 and 7.0mm. **Results:** In a cast ETT the mean flow was 99.7lpm and the mean resistance was 15.0cmH₂O/l/s. **Discussion/Conclusion** The fusion of the first 22cm of a ETT 10.0mm diameter with the terminal part in 12cm of a ETT of diameter 6.0mm, preserving the total length of 34cm, generated average flow and resistance similar to that of a conventional ETT of 7.5mm.

Key words: intratracheal intubation, trachea, computer simulation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A posição para a realização da Intubação era do médico sentado em frente ao paciente para que fosse possível o uso do instrumental e técnica criados por o'Dwyer.	14
Figura 2: Aparato de O'Dwyer com cinco tamanhos de cânulas metálicas e ferramentas para a introdução e retirada.	15
Figura 3: Técnica de introdução das cânulas de O'Dwyer: Com o indicador da mão esquerda a epiglote era pinçada às cegas. Feito isso era introduzida a pinça com o tubo metálico acoplado que era introduzido utilizando-se o indicador esquerdo como guia.	15
Figura 4: Aparelho de Fell-O'Dwyer. Cânulas de formato cônico perfuravam a membrana da difteria na laringe. Acoplado ao Fole comandado pelos pés desenvolvido por Fell era possível a ventilação e oxigenação dos pulmões.	16
Figura 5: Em 1931, o tubo endotraqueal de borracha preta macia com balonete feito a partir de um dreno de penrose, desenvolvido por Guedel. Em ordem (superior-inferior) Local para insuflação do balonete; Tubo com balonete desinsuflado; Tubo com balonete insuflado.	17
Figura 6: Tubo neonatal de Cole Portex® evidenciando transição brusca de diâmetro.	19
Figura 7: Tubo endotraqueal pediátrico Portex® cilíndrico convencional.	19
Figura 8: Tubo cônico.	20
Figura 9: Estudo de turbulência gerada por um jato de água caindo num poço.	22
Figura 10: Imagem aérea do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.	27
Figura 11: Imagem interna do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.	28
Figura 12: Divisão de Engenharia do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.	28
Figura 13: Esquema representando os seis modelos de TETc utilizados, demonstrando o seu diâmetro e comprimento.	29
Figura 14: Esquema representando os quatro modelos de TETf utilizados, demonstrando o comprimento em cada diâmetro e comprimento total.	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores de fluxo de entrada, saída e médio em diferentes diâmetros de TETc.....	31
Tabela 2. Valores de fluxo de entrada, saída e médio em diferentes diâmetros de TETf.....	31
Tabela 3. Valores de R de entrada, saída e média em em diferentes diâmetros de TETc.....	32
Tabela 4. Valores de R de entrada, saída e média em em diferentes diâmetros de TETf.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm	- centímetros
cmH₂O	- centímetros de água
cmH₂O/l/s	- centímetros de água por litros por segundo
F	- fluxo
IOT	- intubação orotraqueal
l	- comprimento
lpm	- litros por minuto
mm	- milímetros
mmHg	- milímetros de mercúrio
P	- pressão
r⁴	- quarta potência do raio
R	- resistência
TET	- tubo endotraqueal
TETc	- tubo endotraqueal convencional
TETf	- tubo endotraqueal fundido
TETs	- tubos endotraqueais

LISTA DE SÍMBOLOS

μ - viscosidade

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO HISTÓRICA	13
1.1 INTUBAÇÃO OROTRAQUEAL.....	13
1.2 INTRODUÇÃO GERAL	17
1.2.1 Dinâmica dos fluidos.....	20
1.2.2 Turbulência na água e no ar	22
1.2.3 Princípio de Bernoulli.....	22
1.2.4 Problemas em dinâmica dos fluidos	23
1.2.5 Fluidodinâmica computacional	23
1.3 TUBO ENDOTRAQUEAL IDEAL	24
2. JUSTIFICATIVA	25
3. OBJETIVO	26
4. MÉTODO	27
4.1 SIMULAÇÃO	27
5. RESULTADOS	31
6. DISCUSSÃO	33
7. CONCLUSÃO	36
8. REFERÊNCIAS	37
ANEXO	40

1. INTRODUÇÃO HISTÓRICA

A difteria assolava a Europa e dizimava especialmente a população pediátrica na idade média. O acometimento laríngeo da doença por uma membrana diftérica era comum e a traqueostomia era a única alternativa disponível para reverter o quadro de hipóxia por insuficiência respiratória. Por esse motivo, a experiência com a técnica cirúrgica da traqueostomia cresceu e sofreu algumas melhorias, porém a mortalidade relacionada ao procedimento permanecia elevada no intra e pós-operatório, e era superior a 70% em pacientes com difteria. O predomínio da mortalidade se concentrava na população pediátrica devido às dificuldades técnicas para a realização da mesma (dimensão reduzida e mobilidade características da traqueia infantil).^{1,2} Esse fato impulsionou a busca de outras alternativas menos invasivas para a ventilação pulmonar.

1.1 INTUBAÇÃO OROTRAQUEAL

A intubação orotraqueal (IOT), procedimento utilizado em casos em que há necessidade de ventilação mecânica invasiva, foi descrita pela primeira vez em 1543 por Andreas Vesalius e demonstrada novamente por diversos pesquisadores ao longo dos anos, como Robert Hook em 1667 e James Curry em 1815.³⁻⁶ Foi em 1858 que Bouchut,^{4,7} durante uma epidemia de difteria na França, sugeriu a inserção às cegas de um tubo endotraqueal (TET) a fim de aliviar a obstrução laríngea nos indivíduos que frequentemente eram submetidos à traqueostomia. A técnica não foi bem aceita na ocasião. Em 1885 O'Dwyer^{4,8} obteve mais sucesso, utilizando intubação à traqueostomia em crianças diftéricas em Nova York (Figura 1). O'Dwyer^{4,8} apresentou na época um *kit* contendo cinco tubos traqueais com diâmetros diferentes e obturadores que reduziriam as chances de injúria da membrana diftérica (Figura 2). Desenvolveu tanto o método como os instrumentos para realizar tal técnica. A posição para sua realização era do médico sentado de frente para o paciente conforme demonstrado na Figura 1. Com o indicador da mão esquerda, a epiglote era pinçada às cegas e introduzida a pinça com o tubo metálico acoplado. O indicador esquerdo nesse momento servia como guia para direcionar o tubo à

laringe (Figura 3). Mais tarde, associou-se a este método um sistema de ventilação artificial à fole comandado por um pedal, já utilizado em pacientes traqueostomizados, que fora desenvolvido por George Fell, cirurgião conterrâneo de O'Dwyer. Este conjunto recebeu o nome de “aparelho de Fell O' Dwyer”^{1,9} (Figura 4).

A seguir, a técnica foi estendida e aplicada ao âmbito cirúrgico, como anestésias e ressecções de tumores de cabeça e pescoço, a exemplo das realizadas por Trendelenberg em 1871.¹⁰



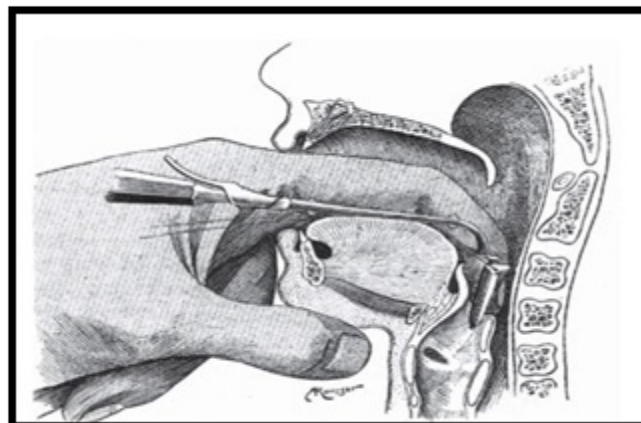
Fonte: Sperati G, Felisati D: Bouchut, O'Dwyer and laryngeal intubation in patients with croup. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2007; 27: 320-3.

Figura 1: A posição para a realização da Intubação era do médico sentado em frente ao paciente para que fosse possível o uso do instrumental e técnica criados por o'Dwyer.



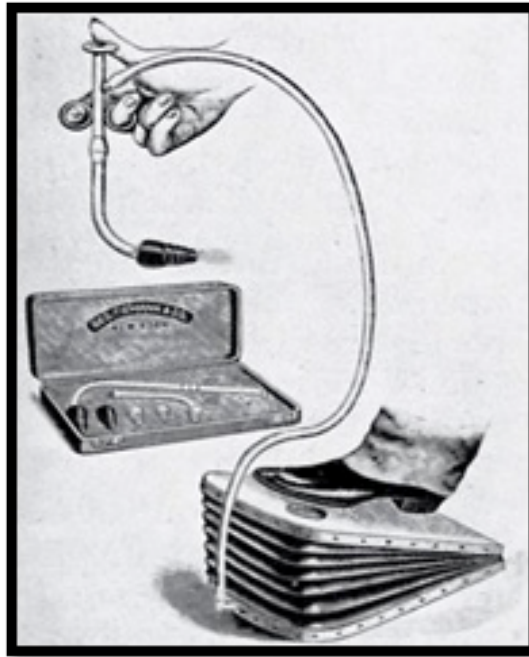
Fonte: The Wood Library Museum. [Homepage na internet] O'Dwyer Disponível em: <http://www.woodlibrarymuseum.org/museum/item/536/o'dwyer-intubation-set> [Acesso em 05/07/2018].

Figura 2: Aparato de O'Dwyer com cinco tamanhos de cânulas metálicas e ferramentas para a introdução e retirada.



Fonte: Sperati G, Felisati D: Bouchut, O'Dwyer and laryngeal intubation in patients with croup. Acta Otorhinolaryngol Ital 2007; 27: 320-3.

Figura 3: Técnica de introdução das cânulas de O'Dwyer: Com o indicador da mão esquerda a epiglote era pinçada às cegas. Feito isso era introduzida a pinça com o tubo metálico acoplado que era introduzido utilizando-se o indicador esquerdo como guia.



Fonte: Blessing M, Cohen E: History and Scope of Anesthesia for Thoracic Surgery, 1 edition. United States of America, McGraw-Hill, 2012.

Figura 4: Aparelho de Fell-O'Dwyer. Cânulas de formato cônico perfuravam a membrana da difteria na laringe. Acoplado ao Fole comandado pelos pés desenvolvido por Fell era possível a ventilação e oxigenação dos pulmões.

Foi em 1895 que o alemão Kirstein, após introduzir inadvertidamente seu esofagoscópio na traqueia, desenvolveu o “autoscópio” e tornou, assim, a visualização direta da laringe possível. Em 1920, Chevalier Jackson aperfeiçoou esse instrumento e, com a introdução de uma lâmpada de tungstênio, facilitou a visualização da laringe com o laringoscópio. Já na década de 40 os laringoscópios, que são utilizados até hoje foram desenvolvidos: em 1941 Robert Miller descreveu sua lâmina de formato reto e em 1943 Sir Robert Macintosh desenvolveu uma lâmina de formato curvo.¹

Com a técnica às cegas caindo em desuso e a popularização da intubação sob visão direta, os tubos traqueais também foram sofrendo modificações. A começar pelos materiais, que de metal, foram substituídos por borracha - material que seria utilizado pelos próximos 40 anos.¹ A próxima inovação viria por meio do norte-americano Arthur Guedel, que em 1926 testou vários materiais para desenvolver seu primeiro TET com balonete. Ele buscava um dispositivo à prova de

vazamento para que conseguisse complementar o invento de seu colega anestesista, Ralph Waters, que havia criado um sistema fechado para ventilação com pressão positiva.¹¹

Porém, Guedel não sabia qual seria a posição para acoplar um balonete ao longo do TET com o selo ideal. Constatou que na região supraglótica havia vazamento excessivo de gases; exatamente na altura das pregas vocais o balonete deslocava facilmente de sua posição original e, se posicionasse o balonete muito distalmente, haveria facilitação para passagem de secreções. Por fim, concluiu que a posição exatamente após as pregas vocais seria a ideal para desenvolver seus tubos.¹¹ (Figura 5).



Fonte: Calmes SH: Dr. Arthur Guedel's Contributions. American Society of Anesthesiologists NEWSLETTER 2008; 72: 14-16.

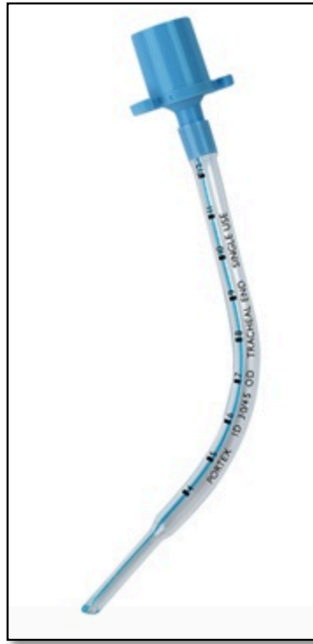
Figura 5: Em 1931, o tubo endotraqueal de borracha preta macia com balonete feito a partir de um dreno de penrose, desenvolvido por Guedel. Em ordem (superior-inferior) Local para insuflação do balonete; Tubo com balonete desinsuflado; Tubo com balonete insuflado.

1.2 INTRODUÇÃO GERAL

Um TET permite não somente uma ventilação eficiente, mas também evita a possível broncoaspiração, quando dotado de balonete ou *cuff*. Os modelos mais recentes dispõem de *cuffs* de materiais e modelos variados, como é o caso dos com “baixa pressão e alto volume”. Um *cuff* deve ser inflado o suficiente para permitir a ótima pressurização dos pulmões, evitando o escape aéreo e, ao mesmo

tempo evitar a injúria no tecido vascular subjacente, levando ao comprometimento da perfusão local. É sabido que a pressão de perfusão traqueal varia na literatura entre 30 e 50mmHg (40 e 67cmH₂O),¹² fato que justifica a manutenção da pressão do *cuff* corrigida sistematicamente. Esse cuidado evita não só as injúrias vasculares, mas também minimiza as complicações decorrentes da IOT prolongada, como traqueomalácia e estenose traqueal.^{13-15,16,17}

A ideia de um TET modificado já data na literatura desde 1945, quando Cole^{18,19} propôs um modelo para ser utilizado em neonatologia e pediatria (Figura 6). Esse modelo ganhou popularidade devido a proposta de fácil introdução do dispositivo e redução de aproximadamente 50% da resistência ao fluxo em relação ao TET cilíndrico convencional (Figura 7) e isso impacta diretamente sobre a diminuição do trabalho respiratório.²⁰ Essa resistência aumentada é fator associado ao uso de tubos endotraqueais (TETs) em pediatria, já que esses são de menor calibre e há, ainda, a necessidade de ajustes de altas frequências respiratórias e baixos tempos inspiratórios. Apesar do aparente benefício, na década de 90 começaram a surgir estudos associando o uso do tubo de Cole à maior chance de lesão traqueal devido à brusca mudança de calibre (afunilamento) na região periglótica.^{13,21} Recentemente, Stankiewicz,¹⁶ em estudo preliminar, propôs um modelo semelhante ao de Cole,¹⁸ com a ideia de modificar a porção de afunilamento brusco do TET. Foi desenhado um TET em formato cônico (Figura 8), com afunilamento mais suave e, teoricamente, com maior proteção glótica.



Fonte: Smiths Medical. [Homepage na internet]. Disponível em: <https://www.smiths-medical.com/es-es/products/airway-management/endotracheal-tubes/cuffed-endotracheal-tubes/portex-coles-neonatal-tube> [Acesso em 02/02/2018].

Figura 6: Tubo neonatal de Cole Portex® evidenciando transição brusca de diâmetro.



Fonte: Smiths Medical. [Homepage na internet]. Disponível em: <https://www.smiths-medical.com/es-es/products/airway-management/endotracheal-tubes/uncuffed-endotracheal-tubes/uncuffed-neonatal/pediatric-tracheal-tubes> [Acesso em 02/02/2018]

Figura 7: Tubo endotraqueal pediátrico Portex® cilíndrico convencional..



Fonte: Stankiewicz B, Darowski M, Glapinski J, et al. A new endotracheal tube for infants-laboratory and clinical assessment: a preliminary study. *Paediatr Anaesth.* 2013;23(5):440-5.

Figura 8: Tubo cônico. .

1.2.1 Dinâmica dos fluidos

Na ciência contemporânea, o campo da dinâmica dos fluidos, também chamada de “mecânica dos fluidos”²² é sabidamente complexa por causa da aparência difusa dos fluxos turbulentos, que até hoje impediu uma análise matemática abrangente deste fenômeno.²³ Numa frase sempre citada, o físico Richard Feynman, laureado com o Prêmio Nobel, classificou a turbulência de “o último problema insolúvel da física clássica”. Os fluxos turbulentos são compostos por redemoinhos, também conhecidos como vórtices, de diversos tamanhos, que se formam e se desfazem continuamente: são as porções rodopiantes e de movimentos aleatórios dos fluidos.^{22,23} O problema da dinâmica dos fluidos é que a turbulência não constitui a exceção e sim a regra. Em baixas velocidades, o atrito interno do fluido impede que a turbulência ocorra, mas, à medida que a velocidade do fluxo aumenta, a turbulência aparece, primeiro em pequena escala e depois se espalhando pelo fluido todo.²²

No século XIX, o engenheiro mecânico Osborne Reynolds²⁴ descobriu que o início da turbulência pode ser caracterizado sob a óptica de um único parâmetro, hoje conhecido como número de Reynolds, que é proporcional à velocidade do fluxo, à viscosidade do fluido e às dimensões do objeto físico que contém o fluxo. Quando o número de Reynolds é baixo, o fluxo permanece estável, laminar; mas ao atingir um valor crítico, torna-se turbulento. Essa descoberta assinalou um grande avanço na dinâmica dos fluidos. Uma vez que diferentes valores do número de Reynolds correspondem a diferentes tipos de turbulência,

esse parâmetro permite aos cientistas e engenheiros caracterizar perfeitamente os fluxos turbulentos. Apesar desse avanço, os cientistas até agora não conseguiram formular uma teoria abrangente da turbulência. As dificuldades matemáticas surgem do fato de as equações básicas do movimento que governam o fluxo, conhecidas como equações de Navier-Stokes,²⁴ serem não lineares e notoriamente difíceis de resolver. Essa não linearidade é o equivalente matemático da natureza caótica da turbulência.

Recentemente, o uso de computadores para simular e analisar fluxos turbulentos facilitou a descoberta de algumas soluções das equações de Navier-Stokes para casos especiais. No entanto, mesmo com os novos conceitos e técnicas da teoria da complexidade, ou dinâmica não linear, cientistas e matemáticos obtiveram apenas sucesso limitado.²⁴ Eles conseguem simular o início da turbulência e alguns padrões de fluxo simples, por exemplo, fluxos lentos e bidimensionais em volta de um obstáculo, mas os fluxos de grande turbulência continuam frustrando todos os esforços de análise abrangente.²⁴

Examinando os desenhos e descrições que Leonardo da Vinci²⁵ elaborou dos fluxos turbulentos, constatou inúmeros traços sutis e complexos de turbulência, confirmados pela moderna dinâmica dos fluidos. Os fluxos turbulentos exibem muitas vezes um amplo espectro de escalas, com redemoinhos de diferentes tamanhos se formando um após outro.²⁵ Da Vinci estava ciente desse fato: “as grandes revoluções de redemoinhos são raras nas correntes dos rios, mas as pequenas são, por assim dizer, incontáveis; objetos grandes só são girados pelos redemoinhos grandes, nunca pelos pequenos, ao passo que objetos de menor tamanho podem ser girados tanto pelos redemoinhos grandes quanto pelos pequenos”.²⁵ O grande Leonardo reconhece aqui não apenas uma gama completa de redemoinhos de diferentes tamanhos, mas também um alcance correspondente de impulsos angulares, ilustrados por objetos de tamanhos diversos movimentados pelos redemoinhos (Figura 9).²⁵



Fonte: c. 1509-1511, Coleção Windsor, Paisagens, Plantas e Estudos da Água, fólio 44.

Figura 9: Estudo de turbulência gerada por um jato de água caindo num poço.

1.2.2 Turbulência na água e no ar

Da Vinci, conforme descrito anteriormente, estudou não apenas o fluxo de água, mas também os fluxos de sangue, vinho, azeite e mesmo grãos de vários tipos. Reconheceu que as propriedades básicas do fluxo são as mesmas para todos os fluidos e enfatizou, em especial, as similaridades entre os fluxos de água e ar.²⁵

As correntes e turbulências do ar interessavam-no muito, pois entendê-las era crucial para o cultivo de uma de suas maiores paixões: a ciência do voo e o desenho de máquinas voadoras.²⁵ “Para chegar a uma verdadeira ciência do movimento dos pássaros no ar”, declarou ele, “é necessário chegar antes à ciência dos ventos”. A fim de desenvolver uma ciência dos ventos, Leonardo observou e analisou os movimentos giratórios do ar tão meticulosa e persistentemente quanto estudou as turbulências dos fluxos de água.²⁵

1.2.3 Princípio de Bernoulli

Geralmente, o fluido em movimento a uma velocidade superior tem menor pressão do que o fluido que se move a uma velocidade mais baixa. Este fenômeno foi descrito pela primeira vez por Daniel Bernoulli, em 1738, no seu livro "*Hydrodynamica*", sendo conhecido como o princípio de Bernoulli. Ele pode ser aplicado para medir a velocidade de um movimento de líquido ou gás num tubo ou canal, ou sobre uma superfície. Este princípio também é responsável pela elevação

das asas de avião, razão pela qual os aviões podem voar. Uma vez que a asa é plana na parte inferior e curva na parte superior, o ar tem de se deslocar ao longo de uma distância maior na superfície de topo do que ao longo da superfície de fundo. Para fazer isso, ele deve ir mais rápido por cima, fazendo com que a pressão diminua. Isso faz com que o ar de alta pressão sobre a parte inferior levante a asa.^{26,27}

1.2.4 Problemas em dinâmica dos fluidos

Os cientistas costumam tentar visualizar o fluxo usando figuras chamadas linhas de corrente. Uma linha de corrente é uma linha contínua dentro de um fluido tal que a tangente em cada ponto representa a direção do vetor de velocidade neste ponto. A maioria dos problemas em dinâmica dos fluidos são demasiado complexos para serem resolvidos pelo cálculo direto. Nestes casos, os problemas devem ser resolvidos por métodos numéricos usando simulações por computador. Esta área de estudo é chamada de dinâmica de fluidos numéricas ou computacionais, constituindo um ramo da ciência baseado em computador que fornece previsões numéricas de escoamentos de fluidos. No entanto, como o fluxo turbulento tende a ser não-linear e caótico, um cuidado especial deve ser tomado na criação das regras e condições iniciais para estas simulações. Pequenas mudanças no início podem resultar em grandes diferenças nos resultados.²⁸

1.2.5 Fluidodinâmica computacional

A fluidodinâmica computacional é a simulação numérica computacional do comportamento de fluxos (gases e/ou líquidos) por meio de suas características físico-químicas e vem sendo amplamente utilizada em segmentos como indústria, agroindústria, meio ambiente, transporte, entre outras áreas. Associando o conhecimento científico em processos e em ambientes termicamente controlados é capaz de desenvolver soluções que tragam resultados de alto valor agregado.^{26,28}

Em todo processo em que há presença de escoamento de fluidos, sejam eles líquidos ou gasosos, podemos aplicar a fluidodinâmica computacional 3D.^{26,28}

1.3 TUBO ENDOTRAQUEAL IDEAL

A escolha do tamanho ideal do TET para cada paciente pode gerar dúvida em cenário de urgência e emergência, já que existem opções de tamanhos de tubo para adulto que variam de 6 a 11mm. Usualmente, em pacientes adultos, são utilizados tubos com diâmetros que variam entre 7,0 a 9,0mm. Um TET universal poderia ser a opção segura uma vez que facilitaria a tomada de decisão na escolha do diâmetro do dispositivo.

2. JUSTIFICATIVA

Desenvolver um modelo computacional de TET com diâmetro variável para adultos que facilite a IOT e seja capaz de manter condições fisiológicas de taxas de fluxo e resistência dos tubos endotraqueais fundidos desenvolvidos pelo *software* ANSYS.

3. OBJETIVO

Simular, utilizando um *software* computacional, tubos endotraqueais com diferentes diâmetros e estudar os aspectos fluidinâmicos por meio de medições de taxa de fluxo e resistência em diferentes diâmetros de TETs convencionais e fundidos.

4. MÉTODO

O *software Computational Fluid Dynamics* da ANSYS é uma ferramenta usada para a realização de simulações multifísicas por meio do Método dos Elementos Finitos e Método do Volumes Finitos. Atualmente é amplamente usado por diversas indústrias para realizar análises estruturais, térmicas, fluido dinâmicas, eletromagnéticas, de fadiga, de fratura e de transformação de fase.

4.1 SIMULAÇÃO

Foi utilizado o *software Computational Fluid Dynamics* no Laboratório Nacional de Luz Síncrotron (Figura 10 e 11) em Campinas, São Paulo, Brasil, na Divisão de Engenharia (Figura 12), para calcular o fluxo médio e resistência em diferentes diâmetros de TETs no período de maio a novembro de 2018.



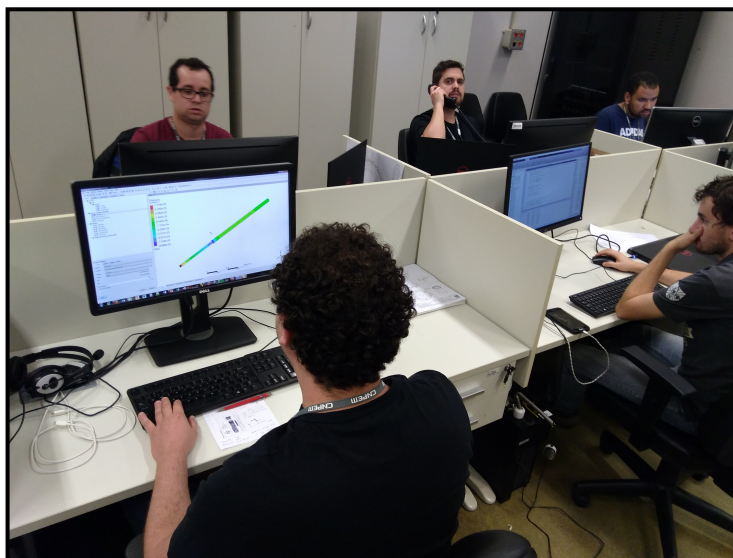
Fonte: LNLS. [Homepage na internet]. Disponível em: <https://www.lnls.cnpem.br/sala-de-imprensa/> [Acesso em 13/09/2018].

Figura 10: Imagem aérea do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.



Fonte: LNLS. [Homepage na internet]. Disponível em: <https://www.lnls.cnpe.br/sala-de-imprensa/> [Acesso em 13/09/2018].

Figura 11: Imagem interna do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 12: Divisão de Engenharia do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron.

As simulações foram realizadas utilizando pressão constante de $25\text{cmH}_2\text{O}$, temperatura de 36 graus Celsius em TETs com comprimento total de 34cm. Os valores de fluxo médio e resistência (R) do tubos foram registrados em dois momentos:

- **Momento 1: Tubo endotraqueal convencional (TETc)**

Foram medidos os valores da velocidade de entrada e saída de fluxo e R em TETc com diâmetros de 6,0, 7,0, 7,5, 8,0, 9,0 e 10,0mm (Figura 13).

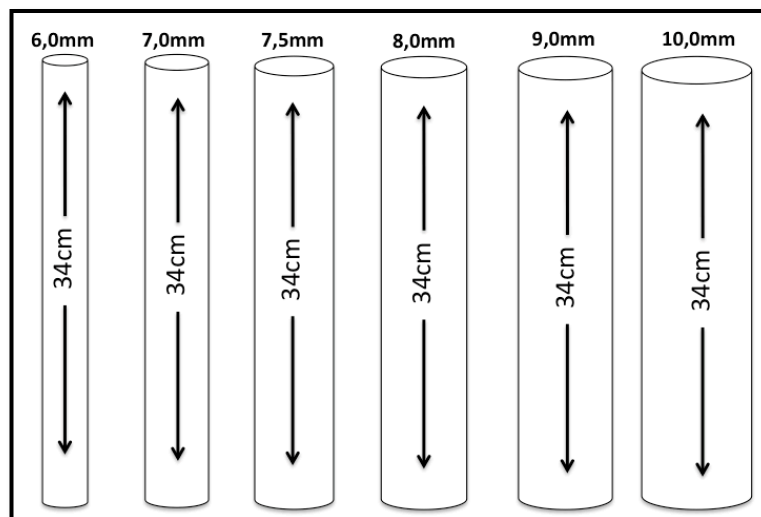


Figura 13: Esquema representando os seis modelos de TETc utilizados, demonstrando o seu diâmetro e comprimento.

- **Momento 2: Tubo endotraqueal fundido (TETf)**

Foram desenvolvidos por meio do *software Computational Fluid Dynamics* quatro tipos de TETs que denominamos de TETf. Os tubos foram fundidos com 22cm proximais mais 12cm distais, totalizando o tamanho de 34cm do TETc.

Os diâmetros de 9,0 e 10,0mm tinham 22cm e os diâmetros de 6,0 e 7,0mm tinham 12cm de comprimento, criando os TETf (Figura 14):

- 9,0/6,0mm
- 10,0/6,0mm
- 9,0/7,0mm
- 10,0/7,0mm

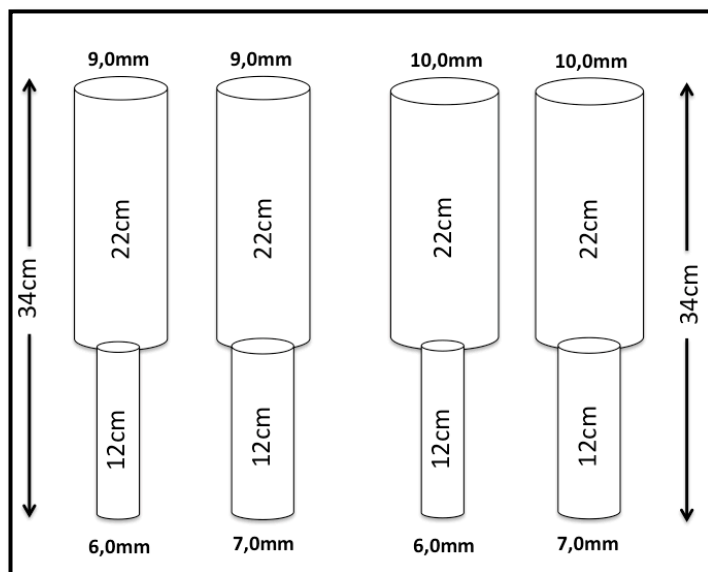


Figura 14: Esquema representando os quatro modelos de TETf utilizados, demonstrando o comprimento em cada diâmetro e comprimento total.

Foram medidos os valores da velocidade de entrada e saída de fluxo e R em TETf.

Em ambos os momentos, o valor do fluxo de entrada e saída de cada TET foi somado e dividido por dois para obter o fluxo médio. Todas as medidas foram realizadas três vezes para verificar os valores obtidos. Em nenhuma das três aferições houve diferença de valores de fluxo e R.

5. RESULTADOS

Os resultados de fluxo de entrada, saída e médio e R de entrada, saída e média foram obtidos utilizando o *software* da ANSYS e estão descritos na Tabela 1, 2, 3 e 4.

Tabela 1. Valores de fluxo de entrada, saída e médio em diferentes diâmetros de TETc.

Diâmetro (mm)	Fluxo entrada (lpm)	Fluxo saída (lpm)	Fluxo médio (lpm)
6,0	61,9	62,8	62,3
7,0	88,7	90,0	89,3
7,5	104,9	106,5	105,7
8,0	122,6	124,5	123,5
9,0	162,3	164,6	163,4
10,0	208,0	210,7	209,3

Tabela 2. Valores de fluxo de entrada, saída e médio em diferentes diâmetros de TETf.

Diâmetro (mm)	Fluxo entrada (lpm)	Fluxo saída (lpm)	Fluxo médio (lpm)
9,0/6,0	94,1	95,1	94,6
10,0/6,0	99,2	100,2	99,7
9,0/7,0	124,7	126,1	125,4
10,0/7,0	132,1	133,5	132,8

Tabela 3. Valores de R de entrada, saída e média em em diferentes diâmetros de TETc.

Diâmetro (mm)	R entrada (cmH₂O/l/s)	R saída (cmH₂O/l/s)	R média (cmH₂O/l/s)
6,0	24,2	24,0	24,1
7,0	17,0	16,6	16,8
7,5	14,3	14,1	14,2
8,0	12,2	12,0	12,1
9,0	9,2	9,1	9,1
10,0	7,2	7,1	7,1

Tabela 4. Valores de R de entrada, saída e média em em diferentes diâmetros de TETf.

Diâmetro (mm)	R entrada (cmH₂O/l/s)	R saída (cmH₂O/l/s)	R média (cmH₂O/l/s)
9,0/6,0	16,0	15,8	15,9
10,0/6,0	15,1	14,9	15,0
9,0/7,0	12,0	11,9	11,9
10,0/7,0	11,3	11,2	11,2

Em um TETf de 10,0/6,0mm o fluxo médio obtido foi de 99,7lpm e a R média de 15,0cmH₂O/l/s, valores semelhantes ao de um TETc de 7,5mm que apresentou um fluxo médio de 105,7lpm e R média de 14,2cmH₂O/l/s.

6. DISCUSSÃO

A ventilação mecânica invasiva é frequentemente necessária para o sucesso do tratamento da insuficiência respiratória aguda. Assim, considera-se como uma medida importante capaz de salvar a vida dos pacientes em estado crítico.^{29,30}

A IOT garante a patência da via aérea e é tida como um procedimento de rotina médica, porém, pode cursar com diversas complicações como lesão de pregas vocais, intubação esofágica inadvertida, intubação seletiva, laceração traqueal, broncoaspiração, fratura dentária.^{6,17} Tais complicações estão relacionadas a fatores como escolha do tamanho correto do TET, pressão do *cuff*, movimentação do tubo durante seu uso e extubação acidental.^{2,31,32}

Esse cuidado evita não só as injúrias vasculares, mas também minimiza as complicações decorrentes da intubação traqueal prolongada, como traqueomalácea e estenose traqueal.^{13,14,17,21,31}

A ideia de um protótipo de TET único deve, sobretudo, preservar a condição mecânica ideal para a ventilação mecânica ótima, evitando aumento da resistência. Essa característica pode ser baseada na Lei de Poiseuille, que estabelece que o fluxo (F) através de um determinado tubo é resultado da diferença de pressão (P) de uma extremidade a outra, do comprimento (l) e raio (r) desse tubo, além da viscosidade (μ) do fluido.³³ É aplicada a tubos rígidos, raios constantes e expressa na seguinte fórmula:

$$F = \frac{\mu \cdot r^4 \cdot P}{8 \cdot \mu \cdot l}$$

O fluxo é diretamente proporcional à quarta potência do raio, o que demonstra que o diâmetro do tubo representa o papel principal dentre todos os fatores determinativos da velocidade do fluxo de determinado fluido por meio desse.³⁴

O desenvolvimento de um TET de tamanho único para a população adulta, com diâmetro variável ao longo do comprimento parece ser uma alternativa que não aumenta a resistência ao fluxo de ar, facilita a IOT especialmente em cenários de urgência e emergência, e que reduz a necessidade de amplo repertório de tamanhos de dispositivos à disposição do médico.

O tubo traqueal de Cole foi desenvolvido pelo anestesiológico Frank Cole em 1945,¹⁸ quando a anestesia endotraqueal em lactentes e crianças pequenas ainda era incomum. Anestesia endotraqueal refere-se à administração de gases anestésicos através de um TET inserido através da orofaringe ou nasofaringe até alcançar a laringe e traqueia. Os TETs infantis precisam ter diâmetro estreito para acessar a laringe. Os diâmetros dos tubos mais estreitos causam mais resistência ao fluxo de ar através do tubo e podem aumentar o trabalho respiratório.¹⁶ Cole criou seu TET para ser mais estreito apenas onde deveria estar posicionado: abaixo da laringe. Em 1957, Cole⁸ propôs uma fórmula para estimar o tamanho ideal de tubo para pacientes pediátricos. Uma versão modificada dessa fórmula ainda está em uso nos dias de hoje.⁸

Todos os protótipos dos TETs não cilíndricos projetados até o momento se concentram na população pediátrica, e ainda são raramente utilizados. Se desenvolvidos para os pacientes adultos, tais modelos poderiam gerar benefícios como maior chance de sucesso ao inserir o TET.

Considerando a mesma hipótese de Cole, para pacientes adultos, TETs com menor diâmetro também causam maior resistência durante a ventilação. A eliminação dos tamanhos de TETc de tamanhos 6,0mm, 6,5mm, 7,0mm e 7,5mm pode gerar uma redução nos custos de serviços médicos. Como essa análise não foi parte integrante dos objetivos deste trabalho, sugerem-se futuros estudos que possam determinar essa estimativa.

Os resultados encontrados neste estudo demonstraram que o TETc de 8,0mm apresentou um fluxo médio (123,5lpm) e uma R (12,1cmH₂O/l/s) semelhantes a um TETf 9,0/7,0 em relação a fluxo médio (125,4lpm) e R (11,9cmH₂O/l/s). Contudo, apesar dos valores serem próximos, a utilização do TETf 9,0/7,0mm poderia não ser tão benéfica em comparação ao TETf 10,0/6,0mm em relação a facilidade de intubar o paciente com um tubo que possui diâmetro distal menor.

A ideia de utilizar um TETf com diâmetro distal de 6,0mm é facilitar a intubação em cenários de urgência e emergência e que também possa ser utilizado nas intubações eletivas para procedimentos cirúrgicos. Além disso, ainda são necessários mais estudos para determinar a necessidade de balonete ou se, esse protótipo, poderia ser desenvolvido em formato cônico, podendo eliminar o *cuff*. Porém, neste estudo de simulação não foram desenvolvidos TETs com *cuff* e outros estudos são necessários para avaliar a necessidade ou não do balonete.

Limitações do estudo

Por se tratar de um estudo utilizando um *software* computacional, algumas variáveis como temperatura corporal e pressão ajustada podem gerar variações nos valores medidos de fluxo de entrada e saída quando comparados a um estudo de bancada.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Aspectos Éticos

Trata-se de um estudo de simulação, envolvendo medidas de fluidodinâmica de um modelo de TET calculadas por um *software*. Por não se tratar de pesquisa envolvendo seres humanos e/ou animais, o presente estudo dispensa submissão à apreciação da Comissão de Ética em Pesquisa (Resolução CNS nº 466/12).

7. CONCLUSÃO

Ter um TET de tamanho único pode ser benéfico, já que poderia facilitar a IOT com a utilização de um TETf 10,0/6,0mm, sem causar aumento da R. No entanto, este é apenas um estudo de simulação computacional.

Neste estudo de simulação, concluiu-se que a fluidodinâmica utilizando um *software* computacional sugere que a fusão de 22cm iniciais de um TET com 10,0mm de diâmetro e os 12cm terminais de um TET com 6,0mm de diâmetro pode correlacionar-se com um TET convencional de 7,5mm em relação a fluxo de entrada, saída e médio e resistência de entrada, saída e média.

8. REFERÊNCIAS

1. Sperati G, Felisati D, Bouchut, O'Dwyer and laryngeal intubation in patients with croup. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2007;27(6):320-3.
2. Del Negro MS, Barreto G, Antonelli RQ, et al. Effectiveness of the endotracheal tube cuff on the trachea: physical and mechanical aspects. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2014;29(4):552-8.
3. Mitchell MD, Bailey CM. Dangers of neonatal intubation with the Cole tube. *BMJ.* 1990;301(6752):602-3.
4. Brewis C, Pracy JP, Albert DM. Localized tracheomalacia as a complication of the Cole tracheal tube. *Paediatr Anaesth.* 1999;9(6):531-3.
5. Antonelli RQ, Moreira MM, Martins LC, et al. Evaluation of the Efficiency of the Atraumatic Endotracheal Tube in the Pulmonary-Gas Exchange: an Experimental Study. *Braz J Cardiovasc Surg.* 2015;30(6):668-72.
6. Luna CM, Legarreta G, Esteva H, Laffaire E, Jolly EC. Effect of tracheal dilatation and rupture on mechanical ventilation using a low-pressure cuff tube. *Chest.* 1993;104(2):639-40.
7. Macewen W. Clinical Observations on the Introduction of Tracheal Tubes by the Mouth, Instead of Performing Tracheotomy or Laryngotomy. *Br Med J.* 1880;2(1022):163-5.
8. Cole F. Two new modifications of the endotracheal tube. *J Am Med Assoc.* 1957;165(2):149-50.
9. Blessing M, Cohen E: History and Scope of Anesthesia for Thoracic Surgery, 1 edition. United States of America, McGraw-Hill, 2012.
10. Trendelenberg F. Beitrage zur den Operationem an der Luft- wagen. Tamponnade der Trachea. *Arch Klin Chir* 1871;12: 121-33.

11. Calmes SH. Dr. Arthur Guedel's Contributions. American Society of Anesthesiologists NEWSLETTER. 2008;72(9):14-6.
12. Keys TE. History of surgical anesthesia. Lancet. 1945;2(6379):636.
13. Seegobin RD, van Hasselt GL. Endotracheal cuff pressure and tracheal mucosal blood flow: endoscopic study of effects of four large volume cuffs. Br Med J (Clin Res Ed). 1984;288(6422):965-8.
14. Keller C, Brimacombe J, Boehler M, Loekinger A, Puehringer F. The influence of cuff volume and anatomic location on pharyngeal, esophageal, and tracheal mucosal pressures with the esophageal tracheal combitube. Anesthesiology. 2002;96(5):1074-7.
15. Dobell AR. The origins of endotracheal ventilation. Ann Thorac Surg. 1994;58(2):578-84.
16. Stankiewicz B, Darowski M, Glapinski J, et al. A new endotracheal tube for infants--laboratory and clinical assessment: a preliminary study. Paediatr Anaesth. 2013;23(5):440-5.
17. Mehta S. Tracheal tube cuff pressure. Anaesthesia. 1989;44(12):1001-2.
18. Cole F. An endotracheal tube for babies. Anesthesiology. 1945;6:627.
19. Manczur T, Greenough A, Nicholson GP, Rafferty GF. Resistance of pediatric and neonatal endotracheal tubes: influence of flow rate, size, and shape. Crit Care Med. 2000;28(5):1595-8.
20. Benumof JL, Cooper SD. Quantitative improvement in laryngoscopic view by optimal external laryngeal manipulation. J Clin Anesth. 1996;8(2):136-40.
21. Cooper JD, Grillo HC. The evolution of tracheal injury due to ventilatory assistance through cuffed tubes: a pathologic study. Ann Surg. 1969;169(3):334-48.
22. Giles, Ronald V. Mecânica dos fluidos e hidráulica. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1976.

23. Hughes, William F; Brighton, John A. Dinâmica dos fluidos. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1979.
24. Potter, Merle C. [et al]. Mecânica dos fluidos. 3 ed. São Paulo: Pioneiro Thomson Learning, 2004.
25. Academia.edu [Internet]. Lutte Pestanna: Os movimentos da água. Acesso em 10 de julho 2018. Disponível em: <https://andrelemos.academia.edu/LuttePestanna>
26. Birkhoff, G. Hydrodynamics: A Study in Logic, Fact, and Similitude, rev. ed. Princeton, NJ: Princeton University Press, 1960.
27. Garcia, Valdemar. Mecânica dos Fluidos/Hidráulica Geral I, Instituto Politécnico de Bragança, 2006.
28. Jim L. What Is Fluid Dynamics? [Internet]. Liviscience [19 de agosto 2014]. Acesso em 2 de abril 2018. Disponível em: <https://www.livescience.com/47446-fluid-dynamics.html>
29. Ramirez P, Bassi GL, Torres A. Measures to prevent nosocomial infections during mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care*. 2012;18(1):86-92.
30. Dunn CR, Dunn DL, Moser KM. Determinants of tracheal injury by cuffed tracheostomy tubes. *Chest*. 1974;65(2):128-35.
31. Bernhard WN, Yost L, Turndorf H, Danziger F. Cuffed tracheal tubes--physical and behavioral characteristics. *Anesth Analg*. 1982;61(1):36-41.
32. Servin SO, Barreto G, Martins LC, et al. Atraumatic endotracheal tube for mechanical ventilation. *Rev Bras Anesthesiol*. 2011;61(3):311-9.
33. Mehta S, Mickiewicz M. Pressure in large volume, low pressure cuffs: its significance, measurement and regulation. *Intensive Care Med*. 1985;11(5):267-72.
34. Yamashita AM, Takaoka F, Junior JOCA, Iwata NM: Anesthesiology - SAESP, 5rd edition. São Paulo, Atheneu, 2001, pp 63-4.

ANEXO

Anexo 1: Comprovante de submissão do artigo a Revista Einstein.

De: revista@einstein.br
Assunto: Recebimento de artigo - revista einstein
Data: 19 de outubro de 2018 15:56
Para: lg.calderon@gmail.com



São Paulo, 19 de outubro de 2018.

Ilmo(a). Sr(a). Luiz Guilherme Calderon,

Confirmamos e agradecemos o recebimento de seu artigo Modelo de tubo endotraqueal de tamanho único para adultos que foi protocolado sob o número AO-4805, para a seção Artigo Original. Esse número deverá ser utilizado para obter qualquer informação sobre a sua submissão.

Informamos ainda que será feita completa revisão por pares de seu manuscrito e que V.S^a. será notificado de nossas decisões.

Para acompanhamento de seu artigo acesse o sistema através do endereço eletrônico: <http://apps.einstein.br/revista/index2.asp>
Para se autenticar deverá digitar seu e-mail e senha.

Gratos pela sua colaboração, dispomo-nos.

Atenciosamente.

Prof. Dr. Sidney Glina
Editor Responsável