

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA QUÍMICA**

Trabalho de Graduação

**AVALIAÇÃO DA GEOMETRIA E CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO DE UMA
CABINE *AEROSOL BOX* PARA INTUBAÇÃO OROTRAQUEAL UTILIZANDO
FLUIDODINÂMICA COMPUTACIONAL**

Bruno De Boni

Trabalho de Graduação apresentado ao
Departamento de Engenharia Química da
Universidade Federal de São Carlos como parte
dos requisitos necessários para conclusão do
curso de graduação em Engenharia Química.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Béttega
Coorientadora: MSc. Amarílis Severino e Souza

São Carlos – SP
2020

BANCA EXAMINADORA

Trabalho de Graduação apresentado no dia 14 de dezembro de 2020 perante a seguinte banca examinadora:

Coorientadora: MSc Amarílis Severino e Souza - PPGEQ / UFSCar

Convidado: Prof. Dr. Daniel Braatz Antunes de Almeida Moura - DEP / UFSCar

Professor da disciplina / Orientador - Prof. Dr. Rodrigo Béttega - DEQ/ UFSCar

AGRADECIMENTOS

Primeiro, agradeço aos meus pais por todo suporte durante minha trajetória de vida, por me darem a chance de cursar e me graduar em uma grande faculdade e por me incentivarem e acreditarem em mim sempre. Sem vocês nada disso seria possível.

À Luiza, por estar sempre ao meu lado e por deixar a vida mais alegre. Um obrigado especial pelo apoio e incentivo nesta reta final.

À banca, em especial ao professor Rodrigo e à Amarílis, pela oportunidade de desenvolver este trabalho tão atual e importante e por me orientarem durante todo o processo de desenvolvimento.

À toda minha família, por me acolherem e estarem presentes sempre, principalmete meus avós, que foram pais para mim.

Por último, mas não menos importante, a todos amigos que fiz durante esses anos. Obrigado pela amizade sincera e por todos os momentos inesquecíveis. Levarei vocês para vida!

“Há três caminhos para o fracasso: não ensinar o que se sabe, não praticar o que se ensina, e não perguntar o que se ignora.”

Beda, O Venerável

RESUMO

No dia 11 de março de 2020 a Organização Mundial da Saúde declarou estado de pandemia global de Coronavírus. Hoje, o *Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2* (SARS-CoV-2) e o *Coronavirus Disease 2019* (Covid-19) são considerados as maiores ameaças mundiais à saúde pública. Com a necessidade de fornecer maior proteção aos profissionais da saúde, que são diariamente expostos a altas cargas virais, avalia-se a geometria e condições de operação de uma cabine aerosol box para intubação orotraqueal, cujo procedimento apresenta elevado risco de contaminação para a equipe médica, utilizando fluidodinâmica. A cabine, a qual é posicionada sobre a cabeça do paciente, consiste em uma “caixa” de material transparente com sucção acoplada, que serve como uma barreira contra o vírus, que pode ser transmitido por gotículas de saliva e aerossóis provenientes da respiração. O objetivo deste trabalho foi simular computacionalmente, pelo *software* ANSYS Student R2 2020, a fluidodinâmica de uma cabine de intubação em desenvolvimento na Universidade Federal de São Carlos, comparando oito casos com diferentes configurações, tais como: vazão de ar na boca do paciente, vazão de sucção de ar, entrada de ar nas passagens laterais e número de aspiradores. Foram avaliados mapas de contorno de velocidade e pressão, mapas de vetores de velocidade e mapas de linha de corrente obtidos da simulação. Os resultados indicaram que a presença de aspiradores para sucção de ar interno impediu o vazamento de ar contaminado pelas aberturas dos braços e inferior, independente da presença de um ou três aspiradores e de vedação nos braços. A pressão negativa causada pela sucção na cabine foi baixa, indicando que não haveria risco ao paciente. Na ausência de sucção na cabine, é necessária a vedação da abertura dos braços para maior proteção da equipe médica. Em relação ao escoamento do ar, a presença de três aspiradores foi a condição que apresentou mais eficácia tanto pela dinâmica de escoamento, quanto pela capacidade de arrastar partículas; seguida pela presença de um aspirador e, por último, a condição de ausência de aspirador foi a mais ineficaz. Os resultados indicaram que as cabines com sucção apresentam grande potencial de aplicação hospitalar. O estudo da fluidodinâmica de cabines de intubação faz-se atual e necessário, trazendo contribuições para o entendimento teórico destes equipamentos e destacando as principais características necessárias para aumentar a sua segurança.

ABSTRACT

On March 11, 2020, the World Health Organization declared a state of global Coronavirus pandemic. Today, Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2 (SARS-CoV-2) and Coronavirus Disease 2019 (Covid-19) are considered the greatest worldwide threats to public health. With the need to provide greater protection to health professionals, who are daily exposed to high viral loads, the geometry and operating conditions of an aerosol box for orotracheal intubation, a procedure that presents a high risk of contamination for the medical team, are evaluated using fluid dynamics. The aerosol box, which is positioned over the patient's head, consists of a box of transparent material with attached suction, which serves as a barrier against the virus that can be transmitted by droplets of saliva and aerosols from the breath. The objective of this work was to computationally simulate, by the software ANSYS Student R2 2020, the fluid dynamics of an aerosol box under development at the Federal University of São Carlos, comparing eight cases with different configurations, such as: air flow rate in the patient's mouth, suction system flow rate, air flow rate on the arm orifices and number of suction pumps. Speed and pressure contour maps, velocity vector maps and pathlines maps obtained from the simulation were evaluated. The results indicated that the presence of suction pumps for suction of internal air prevented the leakage of contaminated air through the openings of the arm orifices and the lower opening, regardless of the presence of one or three suction pumps and sealing in the arms. The negative pressure caused by suction in the cabin was low, indicating that there would be no risk to the patient. In the absence of suction in the cabin, it is necessary to seal the arm orifices for greater protection of the medical team. Regarding the flow of air, the presence of three suction pumps was the most effective condition both for the flow dynamics and for the ability to drag particles; followed by the presence of one suction pump and, lastly, the condition of no suction pump was the most ineffective. The results indicated that the aerosol boxes have great potential for hospital application. The study of the fluid dynamics of aerosol boxes is current and necessary, bringing contributions to the theoretical understanding of this equipment and highlighting the main characteristics necessary to increase its safety.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	(a) Protótipo do <i>aerosol box</i> ; (b) Vista frontal do protótipo na maca; (c) Vista lateral do protótipo na maca; (d), (e) e (f) Profissionais demonstrando sua utilização.	14
Figura 2.2	Diagrama do protótipo (Todas as medidas estão em centímetros)	15
Figura 2.3	(a) Modelo de computador SLACC desmontado; (b) Modelo de computador SLACC montado com cortina para o tronco (marrom) e mangas de braço (azul); (c) Intubação simulada usando o SLACC; (d) Boneco de simulação na SLACC.	16
Figura 2.4	(a) Uma fotografia de um voluntário saudável (não sedado) demonstrando a cânula nasal de alto fluxo dentro da capa de aerossol. (b) Uma visão angular do <i>Aerosol Hood</i> . (c) Uma representação tridimensional do <i>Aerosol Hood</i> , incluindo dimensões em centímetros.	18
Figura 3.1	Dimensões da Cabine.	20
Figura 3.2	Dimensões do domínio fluido. (a) Vista superior. (b) Vista frontal	22
Figura 3.3	Dimensões do domínio fluido. (a) Vista lateral. (b) Vista traseira	22
Figura 3.4	Visão interna da cabine: representação dos braços da equipe médica (em azul) e pescoço e cabeça do paciente.	23
Figura 1.5	Detalhes da Malha Tridimensional	24
Figura 3.6	Regiões de contorno (destacados em laranja). (a) Visão traseira, “abertura inferior” em destaque. (b) Visão superior, “bocal_sucção” 1 a 3 em destaque. (c) Visão frontal/lateral, “gap_lateral” 1 e 2 e “gap_frontal” 1 e 2 em destaque. (d) Visão interna, “entrada_boca” em destaque.	25
Figura 3.7	Cabine visualizada externamente no Fluent	27
Figura 3.8	Apresentação das condições de contorno pelas regiões de contorno isoladas. (a) Caso 1. (b) Caso 2. (c) Caso 3. (d) Caso 4. (e) Caso 5. (f) Caso 6. (g) Caso 7. (h) Caso 8.	28
Figura 4.1	Velocidade Terminal em função do diâmetro da partícula.	33

Figure 4.2	Mapas de vetores de velocidade, cabine completa. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	36
Figure 4.3	Mapas de vetores de velocidade, regiões de contorno isoladas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	37
Figure 4.4	Mapas de contorno de pressão, superfície xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	39
Figura 4.5	Mapas de linhas de corrente, vista lateral. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	42
Figura 4.6	Mapas de linhas de corrente, vista traseira. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	43
Figura 4.7	Mapas de contorno de velocidade, superfícies internas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	44
Figura 4.8	Mapas de contorno de velocidade, plano xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	45
Figura 4.9	Mapas de vetores de velocidade, plano xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	46
Figura 4.10	Mapas de vetores de velocidade, superfícies internas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Descrição dos casos para simulação. As condições entre parênteses referem-se aos contornos utilizados no software Fluent para cada caso.	26
Tabela 4.1	Detalhes para cálculo de velocidade terminal.	33
Tabela 4.2	Vazões de ar nas regiões de contorno.	34
Tabela 4.3	Tempo de residência para cada caso.	40

SUMÁRIO

BANCA EXAMINADORA.....	i
AGRADECIMENTOS	ii
RESUMO.....	iii
ABSTRACT	iv
LISTA DE FIGURAS.....	v
LISTA DE TABELAS.....	vii
SUMÁRIO	viii
1. INTRODUÇÃO	9
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	11
2.1. Respiração Humana e Transmissão de Doenças.....	11
2.2. AEROSOL BOX.....	13
3. MATERIAIS E MÉTODOS	19
3.1 Descrição Da Cabine	19
3.2 Simulação Computacional	20
3.2.1 Geometria	21
3.2.2 Malha Computacional.....	23
3.2.3 Seleção das propriedades físicas e de fluido.....	24
3.2.4 Especificação das Condições de Contorno	24
3.2.5 Configurações do Solver	29
3.3 Cálculo da Velocidade Terminal de Uma Partícula.....	31
3.4 Tempo de Residência.....	32
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
4.1 Velocidade terminal das partículas.....	32
4.2 Segurança da Cabine Contra Vazamento	34
4.3 Qualidade da Circulação do ar na Cabine	40
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES	49
BIBLIOGRAFIA	51

1. INTRODUÇÃO

No dia 11 de março de 2020 a Organização Mundial da Saúde declarou estado de pandemia global de *Coronavirus Disease 2019* (Covid-19) (WHO, 2020a). A Covid-19 é causada pelo *Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2* (SARS-CoV-2), um vírus da família Coronaviridae, de ácido ribonucleico (RNA) de fita simples, e sua transmissão acontece predominantemente por gotículas, mas também pode ser transmitida por aerossóis e contato com superfícies (VAN DOREMALEN et al., 2020). Febre, tosse seca, letargia, mialgia e falta de ar são os sintomas mais comuns. Casos mais leves podem apresentar sintomas parecidos com o de uma gripe comum enquanto os mais graves podem desenvolver síndrome respiratória aguda grave e pneumonia (BAHL et al., 2020). Hoje, a Covid-19 é considerada a maior ameaça mundial à saúde pública, somando aproximadamente 49.700.000 casos e, desses, 1.250.000 mortes (WORLDOMETERS, 2020). O cenário brasileiro não é diferente, sendo que, segundo o Ministério da Saúde, após 8 meses do primeiro caso registrado, somam-se mais de 5,5 milhões de casos e 161 mil mortes confirmadas devido à Covid-19 em todo o território, sendo o terceiro país do mundo com mais casos, atrás apenas dos Estados Unidos e Índia (BRASIL, 2020).

A dispersão do SARS-CoV-2 pelo planeta foi tão repentina e avassaladora que gerou uma grave crise nos sistemas de saúde ao redor do mundo, caracterizada principalmente pela falta de leitos, respiradores e equipamentos de proteção individual nos hospitais, (HIGGINS-DUNN e NEWBURGER, 2020; ARTENSTEIN, 2020) o que coloca em risco principalmente a vida de profissionais da saúde, expostos diretamente a altas cargas virais (SHANAFELT et al, 2020). Dados referentes a epidemia de SARS em 2002 e 2003 sugerem, ainda, que profissionais de saúde ligados a procedimentos de intubação orotraqueal corriam riscos de contaminação seis vezes maiores que profissionais de outros setores (TRAN et al., 2020).

As altas taxas de exposição, contaminação e mortes de profissionais da saúde por complicações da covid-19, a escassez de EPIs e a superlotação dos serviços de saúde em todo o mundo, e especialmente no Brasil, criaram a necessidade de olhar e desenvolver soluções rápidas e de baixo custo para proteger essa classe de profissionais. Considerando o alto número de pacientes que necessitam de suporte respiratório por meio da intubação orotraqueal, uma dessas tecnologias necessárias é o *aerosol box*. O *aerosol box* consiste em uma “cabine de intubação” de material transparente que serve como uma barreira contra o

vírus, a qual é posicionada sobre a cabeça do paciente no momento do procedimento. Passagens circulares em suas laterais possibilitam a manipulação do paciente pela equipe médica e, em alguns modelos, uma abertura no topo da cabine permite a sucção do ar interno (BEGLEY et al. 2020).

Diversos trabalhos recentes mostraram que a fluidodinâmica computacional (CFD, do inglês *Computational Fluid Dynamics*) tem sido utilizada como uma ferramenta confiável e economicamente viável no estudo e otimização dos mais diversos equipamentos da indústria química, como ciclones, leitos fluidizados, secadores rotativos, entre outros (ARTUR et al, 2020; OLIVEIRA, 2019; OLIVEIRA, 2014). Por meio dessa técnica é possível obter o comportamento local e global das variáveis envolvidas, como vetores de velocidade, contornos de velocidade, pressão e temperatura.

Apesar da recente produção científica acerca da melhoria da segurança dos trabalhadores de saúde e das cabines de intubação, não foram encontrados na literatura estudos sobre a fluidodinâmica dessas cabines. É possível, portanto, que uma avaliação fluidodinâmica criteriosa contribua com o desenvolvimento desse tipo de equipamento, auxiliando na redução dos custos construtivos, na otimização de geometria e na circulação de ar, bem como na avaliação de condições de operação.

Considerando, (I) a importância de desenvolver tecnologias eficazes de qualidade e baixo custo para segurança dos profissionais de saúde; (II) o alto risco de contaminação nos processos de intubação orotraqueal; (III) lacuna na literatura sobre um estudo fluidodinâmico dessa nova tecnologia, esse trabalho de graduação teve como objetivo simular computacionalmente, pelo *software* ANSYS Student R2 2020, a fluidodinâmica de uma cabine de intubação em desenvolvimento na Universidade Federal de São Carlos, comparando oito casos com diferentes configurações, tais como: vazão de ar na boca do paciente, vazão de sucção de ar, entrada de ar nas passagens laterais e número de aspiradores. E, por meio das ferramentas de análise fornecidas pelo *software*, avaliar questões como a importância da sucção no conjunto, o papel da geometria da cabine para a limpeza e circulação interna do ar, a necessidade de vedação nos braços, o efeito da pressão negativa interna no paciente e, finalmente, se apresenta potencial para aplicação hospitalar, bem como propor possíveis melhorias.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção do trabalho, será realizado um percurso teórico sobre aspectos relevantes para a compreensão da importância e funcionamento de uma cabine de intubação, e da literatura disponível sobre o assunto, passando pelos seguintes tópicos: estudos sobre respiração humana, transmissão de doenças pela respiração, traqueostomia e riscos durante o procedimento de *Aerosol Box*.

2.1. Respiração Humana e Transmissão de Doenças

Nos últimos anos, pesquisas relacionadas com a respiração humana têm ganhado um interesse crescente, por distintas áreas do conhecimento. A respiração é uma função fisiológica das mais básicas para a sobrevivência humana, e é uma combinação de três funções: ventilação, perfusão e circulação. Depois de inspirar o ar pelas cavidades nasais ou bucal, o ar percorre um caminho passando pela garganta, descendo pela traqueia rumo aos pulmões (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

A função de ventilação é a de maior interesse para este trabalho. Trata-se da inspiração e expiração do ar para dentro e para fora dos pulmões, por meio de diferença de pressão atmosférica. No processo de inspiração o aumento do volume dos pulmões diminui a pressão intrapulmonar para nível abaixo da pressão atmosférica, e o ar se move da pressão mais alta para a mais baixa, ou seja, da atmosfera para os pulmões. Na outra fase do processo, a expiração, os pulmões estão preenchidos de ar e a pressão interna é mais alta que a pressão atmosférica, logo o ar se move dos pulmões para a atmosfera (TORTORA e DERRICKSON, 2016). Durante a respiração em repouso (quando o indivíduo não foi exposto a atividades físicas intensas), a expiração é um evento passivo, resultado do relaxamento dos músculos inspiratórios.

Em média, um humano adulto inspira e expira entre 10 e 20 ciclos/min (as frequências respiratórias são de 0,17 a 0,33 Hz) durante a respiração em repouso. Isso pode aumentar para 25 ciclos/min (0,42 Hz) durante exercícios físicos intensos. Cada vez que os humanos completam um ciclo respiratório (inspiração e expiração), cerca de 0,5 L de ar se move para dentro e fora do sistema respiratório. No intervalo de um minuto, em média são movimentados 7,5 L/min. Este volume é conhecido como volume corrente. Isso, entretanto, é quando os humanos estão em repouso. Quando em prática de exercícios físicos, os seres

humanos não apenas respiram mais rápido, mas também respiram mais profundamente (movimentando um volume maior de ar), podendo chegar a 120 L/min (NISHI, 2004).

O ar inspirado é uma mistura de gases como nitrogênio, oxigênio e dióxido de carbono, com impurezas e vapor de água. O ar expirado passou por processos de trocas gasosas e encontra-se saturado de vapor de água (saliva), em partículas de diferentes tamanhos. Estas gotículas de saliva em diferentes tamanhos expelidas na expiração podem conter eventuais agentes infecciosos que estavam no organismo do indivíduo, podendo transmitir diversas infecções para outras pessoas (NISHI, 2004).

A maioria das infecções respiratórias são transmitidas por grandes gotículas destas, ou seja, maiores que 5 μm (FENNELLY, 2020). Entretanto, para enfermidades como tuberculose e algumas infecções por vírus foi encontrada a transmissão também em gotículas infecciosas de tamanho igual ou menor do que 5 μm , chamadas aerossóis. Aerossóis infecciosos são suspensões de patógenos em partículas no ar, sendo que o tamanho da partícula é o determinante mais importante de comportamento do aerossol. Partículas que são de 5 μm ou menores em tamanho podem permanecer no ar indefinidamente na maioria dos ambientes fechados, a menos que haja remoção por correntes de ar ou ventilação de diluição (FENNELLY, 2020).

De acordo com Fennelly (2020), múltiplos estudos que se debruçaram sobre o entendimento da transmissão da Covid-19 encontraram evidências de que o novo coronavírus pode ser transmitido por aerossóis de diversos tamanhos. O vírus foi detectado tanto no ar como em superfícies de hospitais na China e nos Estados Unidos, sendo que a OMS já reconheceu a transmissão pelo ar e por superfícies (WHO, 2020b). Tais achados evidenciam a importância da utilização de equipamentos de proteção individuais para profissionais de saúde que estão em contato diário com pessoas infectadas com este vírus.

Apesar da maioria dos casos de Covid-19 desenvolver a forma leve ou moderada da doença e apresentar uma boa progressão, 15 a 20% desenvolvem formas mais severas da doença, que requerem suporte respiratório. Estudos demonstraram que 5% apresentam complicações como deficiência e parada respiratória, sepse e falência múltipla de órgãos (WHO, 2020b). Segundo as recomendações mais recentes da OMS, é necessária administração imediata de oxigênio para pacientes urgentes ou para qualquer paciente com saturação (SpO_2) abaixo de 90%, sendo frequentemente necessária a intubação orotraqueal (WHO, 2020b).

A intubação orotraqueal é um procedimento no qual é inserido um tubo pela boca do paciente, com o objetivo de garantir via aérea para a ventilação mecânica (necessária em

pacientes com comprometimentos e paradas respiratórias, nos quais a ventilação natural não é possível). Durante o procedimento da intubação, o paciente expelle aerossóis e gotículas que podem conter patógenos respiratórios. Desta forma, a realização deste procedimento em pacientes com Covid-19 aumenta significativamente o risco de contaminação do profissional de saúde, sendo necessários estudos e desenvolvimento de equipamentos de proteção específicos para tornar a intubação mais segura (TRAN et al., 2012).

2.2. AEROSOL BOX

O *aerosol box*, ou cabine de intubação, foi descrito pela primeira vez ainda em março de 2020 por um anesthesiologista taiwanês, Lai Hsien-yung. Frente ao número crescente de pacientes que apresentavam indicação de intubação orotraqueal por severas complicações respiratórias associadas com a Covid-19, Hsien-yung criou o primeiro modelo do equipamento. De acordo com seu criador, o equipamento foi projetado para permitir que os profissionais de saúde realizassem a intubação orotraqueal enquanto se protegiam das partículas que poderiam ser expelidas pelo paciente durante o procedimento. Lai afirma, ainda, que um protótipo de *aerosol box* pode ser produzido por fabricantes de acrílico em apenas meia hora, por um custo de aproximadamente 65 dólares, configurando um produto de construção rápida e de baixo custo (TSENG e LAI, 2020).

Após sua criação, Lai compartilhou seu *design* e enfatizou que não está solicitando patente do produto, nem buscando lucro com sua venda. A divulgação foi feita com intenção de difundir livremente a informação e permitir a criação de modelos similares em todo o mundo. O anesthesiologista criou um site para realizar esta divulgação, com imagens do *aerosol box*, da sua utilização, das medidas e instruções de fabricação e higienização do equipamento (CHANG, 2020). O equipamento foi registrado com uma licença do tipo *Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License*, ou seja, sua utilização e fabricação é livre e gratuita para o público, desde que seja propriamente atribuída ao criador e não utilizada para propósitos comerciais (TSENG e LAI, 2020).

Este equipamento consiste tipicamente em uma cabine de plástico duro transparente que cobre a cabeça, pescoço e ombros do paciente, com abertura em um dos lados para acomodar o peito do paciente, enquanto a face oposta tem orifícios de acesso para os braços

do profissional que realiza o procedimento, podendo conter também orifícios adicionais para o acesso de assistentes.

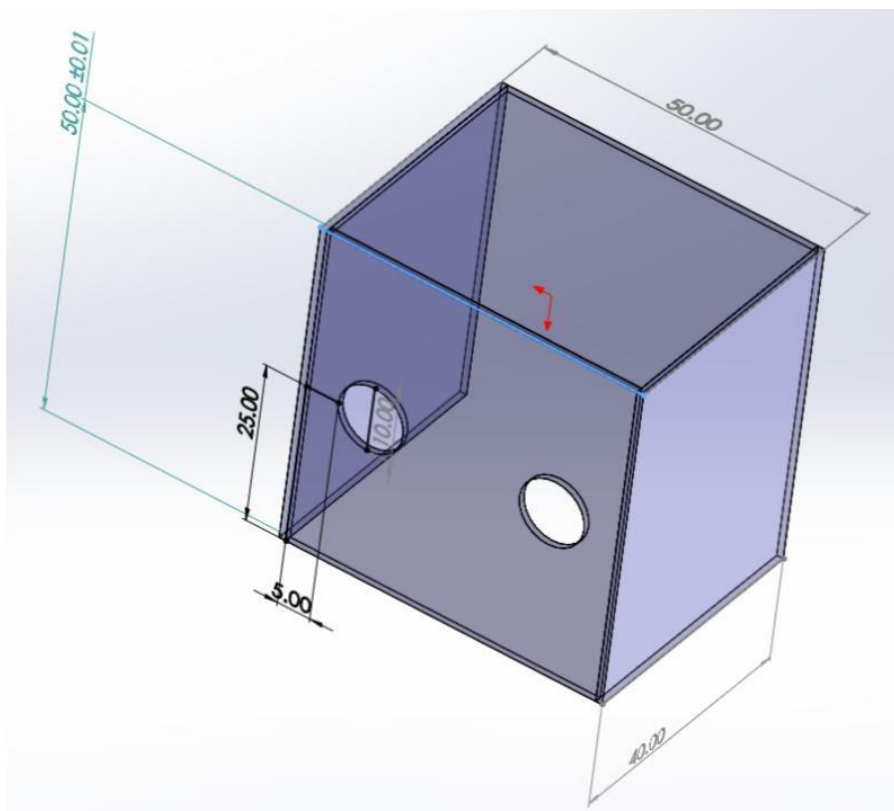
O protótipo da cabine pode ser visto na Figura 2.1 e suas dimensões no diagrama da Figura 2.2.

Figura 2.1 – (a) Protótipo do *aerosol box*; (b) Vista frontal do protótipo na maca; (c) Vista lateral do protótipo na maca; (d), (e) e (f) Profissionais demonstrando sua utilização.



Fonte: <https://sites.google.com/view/aerosolbox/design> (modificado)

Figura 2.2 - Diagrama do protótipo (Todas as medidas estão em centímetros)



Fonte: <https://sites.google.com/view/aerosolbox/design>

Apesar de ainda estarem sendo publicadas pesquisas sobre a segurança e eficácia da cabine de intubação, estes equipamentos já estão sendo utilizados na prática clínica. A cabine de intubação já foi adotada em alguns hospitais no Taiwan, Hong Kong, Filipinas, Canadá, Reino Unido, Estados Unidos e Austrália (TSENG e LAI, 2020).

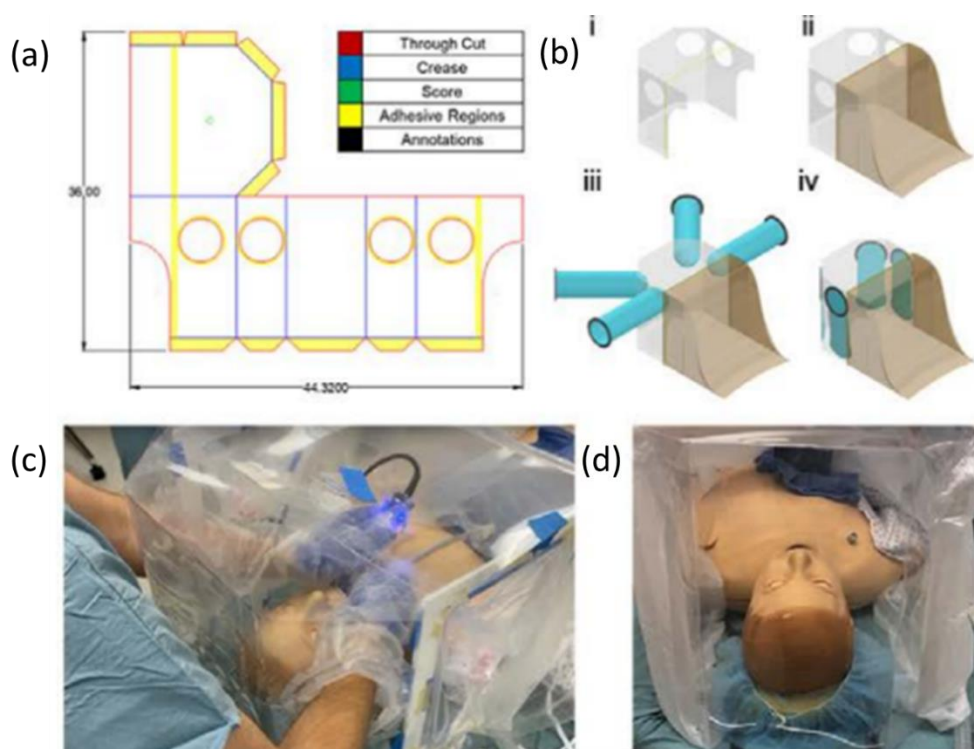
Um grupo do Departamento de Anestesiologia da Universidade da Califórnia em Los Angeles, Estados Unidos, desenvolveu um protótipo do *aerosol box*, a partir da observação de lacunas no modelo original, com 3 principais alterações: (1) barreira de contato completa entre profissional da saúde e paciente, (2) flexibilidade e liberdade de movimento para os braços do profissional e (3) contenção e eliminação segura de gotículas e aerossóis gerados. O protótipo foi chamado de (tradução livre do autor) Cabine de Contenção de Aerossol Local Assistida por Sucção (SLACC). No desenvolvimento deste protótipo, foram realizadas etapas de projeção, simulação e culminou com o desenvolvimento e testagem de um dispositivo (SEGER et al., 2020).

Sua construção consiste em uma folha de plástico transparente e flexível cortada em uma forma pré-determinada, que é posteriormente dobrada em uma estrutura tridimensional.

Abas com costuras sobrepostas facilitam a montagem e garantem a integridade estrutural ao mesmo tempo em que protegem o dispositivo. Foram acrescentadas mangas de plástico flexível e uma cortina para o torso, resultando em uma maior separação entre o profissional de saúde e o paciente, e vedação efetiva ao longo da parte superior do tronco do paciente. Os braços do operador são introduzidos por meio de mangas que foram incorporadas no equipamento. Por último, conectou-se sucção a uma porta integrada no dispositivo para criar um microambiente de pressão negativa envolvendo a cabeça e a parte superior do tronco do paciente (SEGER et al., 2020).

A Figura 2.3 apresenta imagens do modelo computacional da SLACC e do dispositivo sendo utilizado em simulação.

Figura 2.3 – (a) Modelo de computador SLACC desmontado; (b) Modelo de computador SLACC montado com cortina para o tronco (marrom) e mangas de braço (azul); (c) Intubação simulada usando o SLACC; (d) Boneco de simulação na SLACC.



Fonte: SEGER et.al, 2020. (modificado)

Foram utilizados dois tipos de sucção, tanto um aspirador de alta vazão de sala cirúrgica (1.000 L/min, <1psi; 120v), quanto sucção de parede, ou vácuo hospitalar (-300mmHG, vazão variável). Ambos foram testados pela sua capacidade de eliminar uma

certa quantidade de fumaça emitida por 6 segundos no interior da cabine impedir o seu refluxo para o ambiente externo (SEGER et al., 2020).

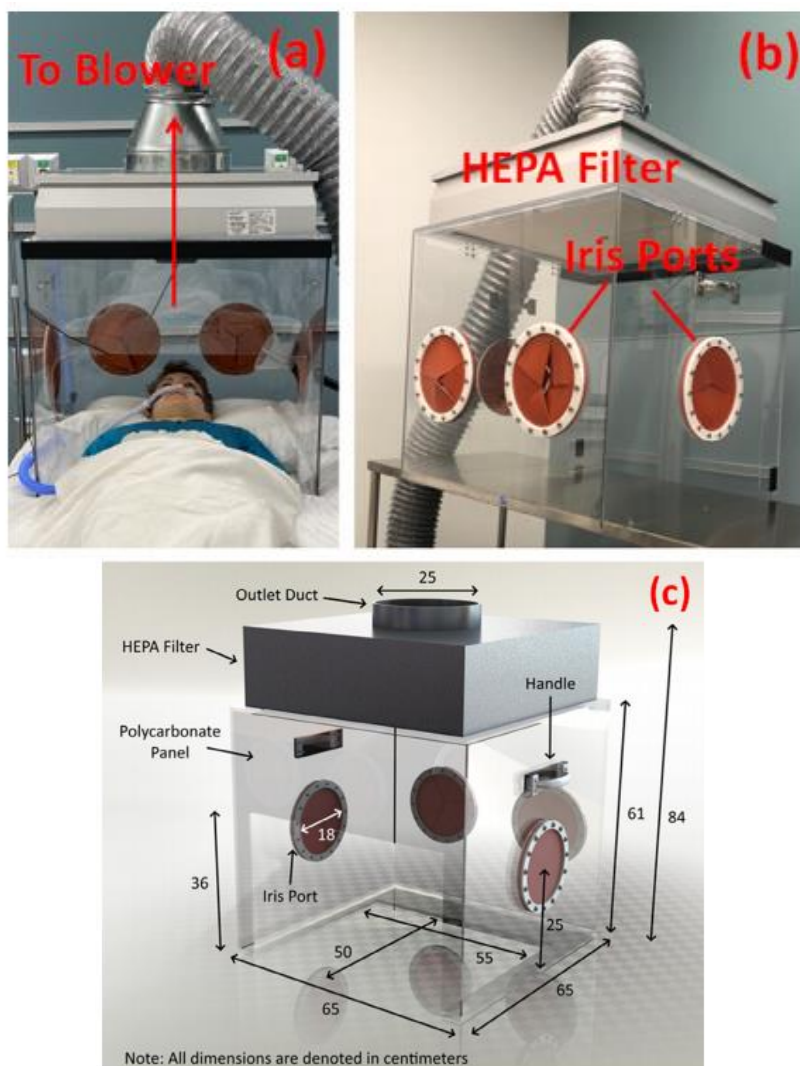
Os pesquisadores ressaltaram que os procedimentos de montagem desta cabine foram realizados em menos de dois minutos por operadores experientes que seguiram uma página de instruções de uso a incluída com o equipamento. Os resultados demonstraram que durante os testes de simulação, o equipamento preveniu contaminação tanto de gotículas quanto de aerossóis, permitiu o posicionamento lateral do paciente e foi facilmente removido, permitindo o acesso irrestrito às vias aéreas do paciente (SEGER et al., 2020). Algumas das limitações apresentadas no estudo são que esta cabine não foi testada em situações da prática clínica, e que, apesar de terem demonstrado efetividade de proteção contra gotículas e aerossóis, não foi testada a efetividade nas taxas de infecção de profissionais da saúde. Por último, a cabine desenvolvida não está adaptada para pacientes com obesidade mórbida (SEGER et al., 2020).

Outro grupo, composto por profissionais das áreas de medicina e engenharia mecânica da Universidade de Minnessota nos Estados Unidos, desenvolveu um equipamento chamado *Aerosol Hood*, também baseado no *Aerosol Box* de Lai Hsien-Yung. A necessidade do desenvolvimento deste equipamento veio da observação de que o *Aerosol Box* provê baixa ou nenhuma proteção contra partículas de aerossol menores (micrômetro a submicrométrico), que poderiam ser dispersas por toda a sala após a remoção da cabine. O *Aerosol Hood* se propõe a ser uma barreira entre o profissional de saúde e o paciente, que utiliza, além da barreira física, pressão negativa com filtração de aerossóis por um filtro de partículas de alta eficiência (HEPA) (PHU et al., 2020).

O *Aerosol Hood* contém aberturas para acesso do profissional ao paciente, e uma grande abertura para a cabeça e parte superior do tronco do paciente. A superfície superior da cabine tem acoplado um filtro de alta eficiência conectado a um soprador que aplica pressão negativa, com um perfil de fluxo semelhante a um exaustor. A vazão do soprador é de 22.840 L/min sem o filtro HEPA, com a presença do filtro ela é estimada em 10.380 L/min. Esta vazão resulta numa velocidade média do ar, dentro da câmara com paciente, de 100 cm/s. Este protótipo é capaz, portanto, de coletar gotículas grandes pela barreira física e partículas menores de aerossol via filtração. A eficácia do *Aerosol Hood* na redução do vazamento de aerossol para o meio ambiente foi testada com testes de fumaça, teste de nebulizador submicrométrico, testes com voluntários, e simulações de manequim de alta fidelidade (PHU et al., 2020).

O *Aerosol Hood* pode ser visto na Figura 2.4.

Figura 2.4 (a) Uma fotografia de um voluntário saudável (não sedado) demonstrando a cânula nasal de alto fluxo dentro da capa de aerossol. (b) Uma visão angular do *Aerosol Hood*. (c) Uma representação tridimensional do *Aerosol Hood*, incluindo dimensões em centímetros.



Fonte: PHU et al., 2020

Como resultados, encontraram que a proteção para os profissionais durante procedimentos potencialmente geradores de aerossol, como a intubação endotraqueal, é maior com a utilização de dispositivos com filtragem e pressão negativa. É importante observar que a filtração HEPA é muito mais eficiente na coleta de partículas do que os

respiradores N95 (utilizados em pacientes com necessidade de ventilação mecânica pela Covid-19). Filtros HEPA, como os utilizados neste estudo, permitem a transmissão de 3 em 10.000 partículas, enquanto os respiradores N95 atendem ao critério de 1 em 20 partículas transmitidas em seu tamanho mais penetrante (PHU et al., 2020).

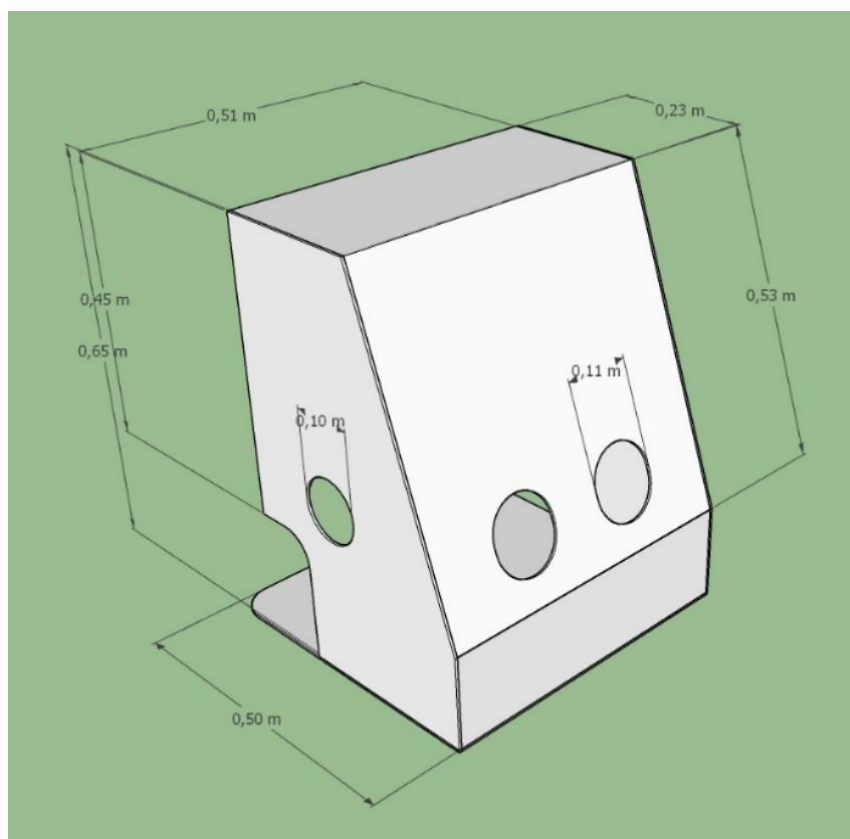
Apesar do grande interesse de pesquisadores, profissionais e empresas de equipamentos de saúde em produzir e aperfeiçoar as cabines de intubação, até a data que este trabalho de graduação foi realizado, não encontrou-se na literatura nenhuma análise fluidodinâmica detalhada de uma cabine de intubação, que pode ser de grande utilidade na otimização da geometria e definição de condições de operação do equipamento.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Descrição Da Cabine

A cabine avaliada no presente trabalho é objeto de estudo no Centro de Desenvolvimento e Prototipagem de Equipamentos Complementares de Proteção Individual e Coletiva (CDPRO), localizado na Universidade Federal de São Carlos. Sua geometria foi definida a partir de protótipos desenvolvidos no laboratório, contando com a contribuição de profissionais de diferentes áreas do conhecimento e pode ser observada na Figura 3.1 abaixo.

Figura 3.1 – Geometria da Cabine.



Fonte: Acervo pessoal

A base retangular apresenta 500 mm de comprimento por 510 de largura, enquanto a altura da cabine é de 650 mm. Nas suas paredes laterais e frontal são encontrados orifícios de 100 e 110 mm, respectivamente, para passagem dos braços da equipe médica durante o procedimento de intubação. Ao longo de toda parte inferior traseira da cabine observa-se uma abertura para passagem da cabeça e ombro dos pacientes.

3.2 Simulação Computacional

Es

Nessa seção serão descritos os métodos pelos quais a análise deste projeto foi abordada e o *setup* do problema, passando pelos seguintes passos:

- Apresentação da geometria: o domínio computacional;
- A geração da malha: a divisão do domínio em subdomínios;
- Seleção das propriedades físicas e de fluido;
- Especificação das condições de contorno, e

- Configurações do Solver.

Também é apresentado nesse tópico o procedimento de cálculo para a velocidade terminal de partículas inertes no ar, as quais serão posteriormente comparadas com a velocidades máximas e mínimas do ar na cabine.

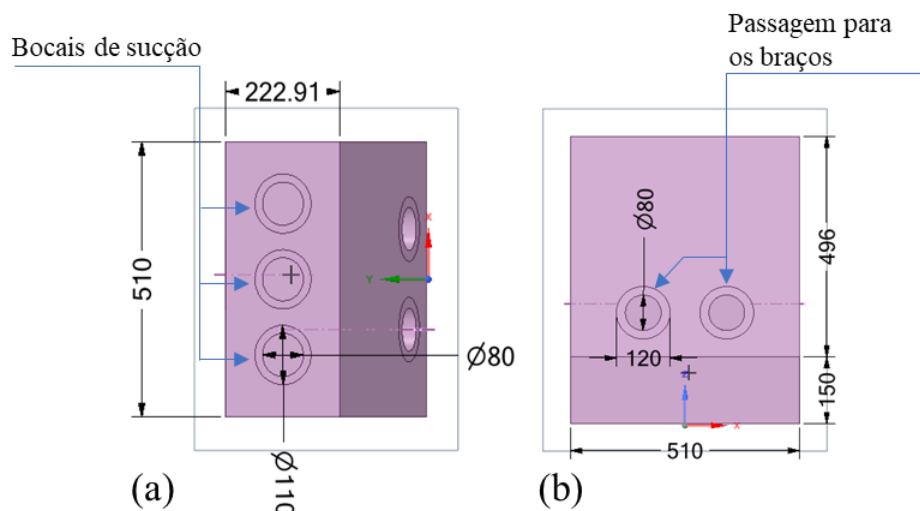
3.2.1 Geometria

A geometria foi construída no *software SpaceClaim*, referente ao pacote ANSYS Student 2020 R2, e já estava estabelecida no início do trabalho, sendo que este tópico será dedicado a sua apresentação.

A análise CFD se inicia com a criação de um espaço geométrico que será o domínio computacional para os cálculos da simulação. O domínio geométrico é apresentado nas Figuras 3.2 e 3.3. Vale ressaltar que essas são dimensões do interior da cabine e representam o domínio fluido do nosso problema. Pode-se observar nelas algumas diferenças para as dimensões apresentadas na Figura 3.1.

A base retangular do domínio fluido apresenta 392 mm de comprimento e 510 mm de largura, enquanto sua altura é de 646 mm. Aqui são alocados, na superfície superior da cabine, três bocais para encaixe de aspiradores de sucção do ar interno da cabine, onde o diâmetro do bocal é de 80 mm, como observado na Figura 3.2 (a). Nas paredes frontal e laterais são observados os orifícios para os braços com diâmetro de 120 mm, apresentados nas Figuras 3.2 (b) e 3.3 (a), respectivamente. As circunferências internas de diâmetro de 80 mm reproduzem os “braços” da equipe médica.

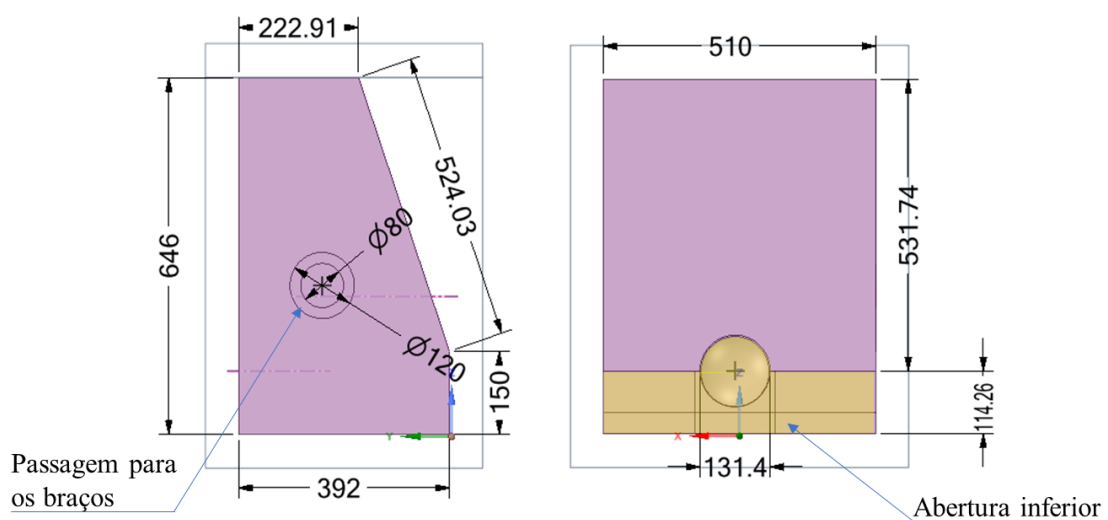
Figura 3.2 - Dimensões do domínio fluido. (a) Vista superior. (b) Vista frontal



Fonte: Elaborado pelo autor

Na face voltada para o corpo do paciente observa-se a abertura inferior, ressaltado em amarelo na Figura 3.3 (b), de 114,26 mm de altura, e uma meia circunferência de raio 65,7 mm, esta zona da cabine é aberta e dá passagem para cabeça do paciente entrar na cabine, assim como permite alocação para os ombros e tórax do paciente.

Figura 3.3- Dimensões do domínio fluido. (a) Vista lateral. (b) Vista traseira

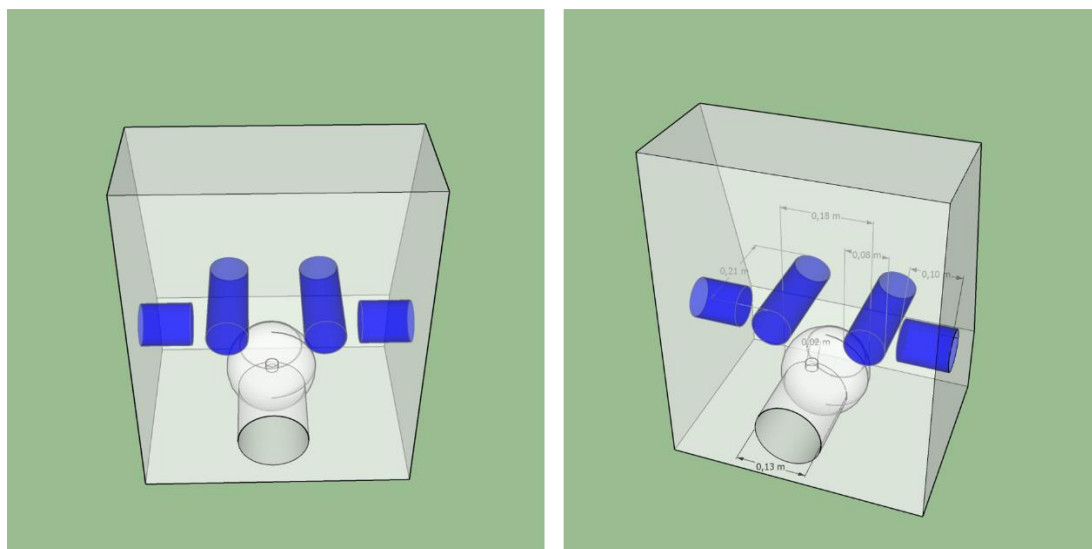


Fonte: Elaborado pelo autor

Ressalta-se aqui que a geometria dos braços da equipe médica e cabeça e pescoço do paciente, todos na parte interior da cabine, são levados em consideração e estão inclusos no

domínio computacional, na parte interna da cabine, para que a simulação seja condizente ao problema físico apresentado, como observado na Figura 3.4.

Figura 3.4 – Visão interna da cabine: representação dos braços da equipe médica (em azul) e pescoço e cabeça do paciente.



Fonte: Acervo pessoal

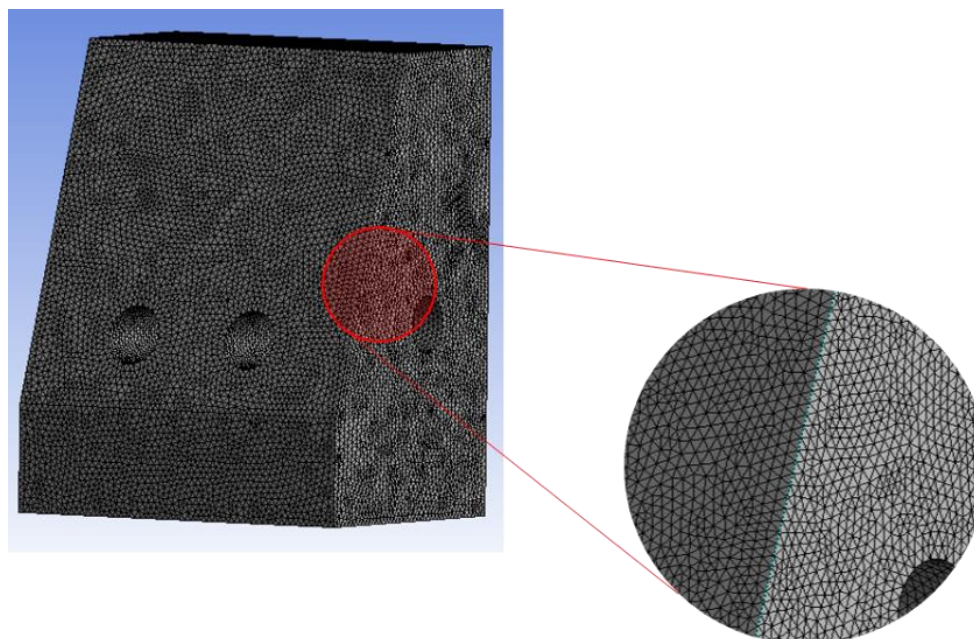
3.2.2 Malha Computacional

Esta etapa constitui uma das mais importantes da análise. O *software* requer que o domínio geométrico seja discretizado, ou seja, dividido em células ou elementos menores, para que possa solucionar o problema. Essa subdivisão resulta justamente na malha computacional composta por várias células. A precisão da solução está diretamente ligada a qualidade da malha e a quantidade de suas células, entre outros fatores.

Para construção da malha foi utilizado o *software Meshing*, referente ao pacote ANSYS Student 2020 R2, e, assim como a geometria, a malha já havia sido definida no início desse trabalho.

Devido a complexa geometria do conjunto (cabine, braços da equipe médica e cabeça e pescoço do paciente) utilizou-se uma malha tridimensional com elementos tetraédricos, como pode-se observar na Figura 3.5. A malha é composta por 483.067 células, com espaçamento entre nós de 9 mm.

Figura 2.5 - Detalhes da Malha Tridimensional



Fonte: Elaborado pelo autor

3.2.3 Seleção das propriedades físicas e de fluido

Construído o domínio geométrico e a malha, o problema é levado ao *software* Fluent 2020 R2, referente ao ANSYS Student 2020 R2. A partir disso são definidas propriedades físicas e o fluido a ser representado na simulação. Neste caso, a análise CFD é estabelecida em estado estacionário, com um fluido viscoso, considerando regime laminar de escoamento.

O fluido escolhido foi o ar em condições de temperatura e pressão ambiente. Foi estabelecida uma densidade de $1,225 \text{ kg/m}^3$ e uma viscosidade de $1,7894 \times 10^{-5} \text{ kg/m.s}$.

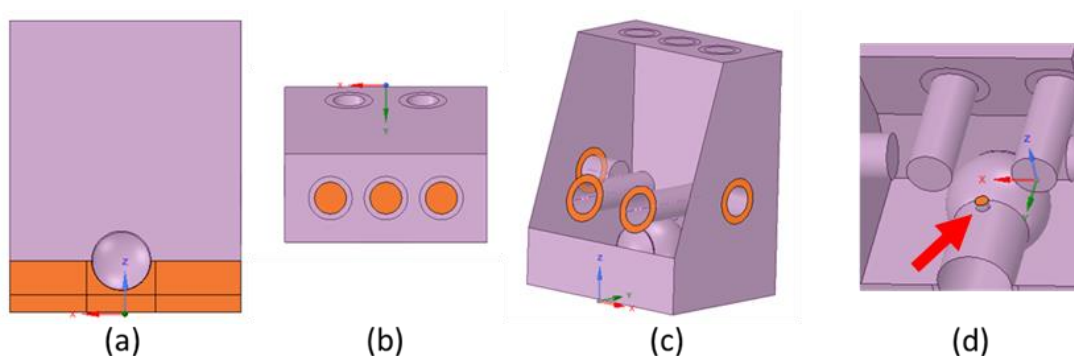
As paredes foram definidas como estacionárias, com condição de contorno de não-deslizamento para a fase fluida (*no-slip*).

3.2.4 Especificação das Condições de Contorno

O problema a ser solucionado foi dividido em 8 diferentes casos, com condições de contorno distintas. Em todos os casos, a abertura na parte inferior da cabine voltada para o paciente, composta pelo elemento “abertura_inferior”, destacado na Figura 3.6 (a), é definido como do tipo “pressão atmosférica”. Os bocais para os aspiradores na superfície superior na cabine, compostos pelos elementos “bocal_sucção” 1 a 3, destacados

na Figura 3.6(b), variam entre condição do tipo “parede” e “entrada de vazão mássica”. Os espaços entre braço e cabine, nas faces laterais e frontal, são definidos pelos elementos “*gap_lateral*” 1 e 2 e “*gap_frontal*” 1 e 2, destacados na Figura 3.6 (c), variam entre condição do tipo “parede” e “pressão atmosférica”. Por último, a região da boca do paciente, composta pelo elemento “*entrada_boca*”, destacado na figura 3.6 (d), pode variar entre tipos “parede” e “entrada de vazão mássica”.

Figura 3.6 – Regiões de contorno (destacados em laranja). (a) Visão traseira, “abertura inferior” em destaque. (b) Visão superior, “bocal_sucção” 1 a 3 em destaque. (c) Visão frontal/lateral, “*gap_lateral*” 1 e 2 e “*gap_frontal*” 1 e 2 em destaque. (d) Visão interna, “*entrada_boca*” em destaque.



Fonte: Elaborado pelo autor

A Tabela 3.1 apresenta a descrição detalhada de cada caso abordado nas simulações deste trabalho.

Tabela 3.1 - Descrição dos casos para simulação. As condições entre parênteses referem-se aos contornos utilizados no *software* Fluent para cada caso.

Caso	Vazão de ar na boca (kg/s)	Vazão total de sucção de ar (kg/s)	Entrada de ar pelo espaço nos braços	Número de aspiradores
1	0,0 (Parede)	0,0008 (Fluxo mássico prescrito)	Não (Parede)	1
2	0,0 (Parede)	0,0008 (Fluxo mássico prescrito)	Sim (Pressão atmosférica)	1
3	0,00015 (Fluxo mássico prescrito)	0,0 (Parede)	Não (Parede)	0
4	0,00015 (Fluxo mássico prescrito)	0,0 (Parede)	Sim (Pressão atmosférica)	0
5	0,00015 (Fluxo mássico prescrito)	0,0008 (Fluxo mássico prescrito)	Não (Parede)	1
6	0,00015 (Fluxo mássico prescrito)	0,0008 (Fluxo mássico prescrito)	Sim (Pressão atmosférica)	1
7	0,0 (Parede)	0,0024 (Fluxo mássico prescrito)	Sim (Pressão atmosférica)	3
8	0,00015 (Fluxo mássico prescrito)	0,0024 (Fluxo mássico prescrito)	Sim (Pressão atmosférica)	3

Para os casos nos quais a região de “entrada_boca” é definida como parede (Casos 1, 2 e 7), desconsidera-se a respiração do paciente. Já no restante dos casos, definidos como “entrada de vazão mássica”, considera-se a respiração do paciente na forma de uma vazão contínua de $1,50 \times 10^{-4}$ kg/s, ou 0,15 g/s de ar. Este valor foi estimado considerando que um ser humano adulto inspira e expira aproximadamente 5 a 7 L/min de ar a cada ciclo respiratório (NISHI, 2004).

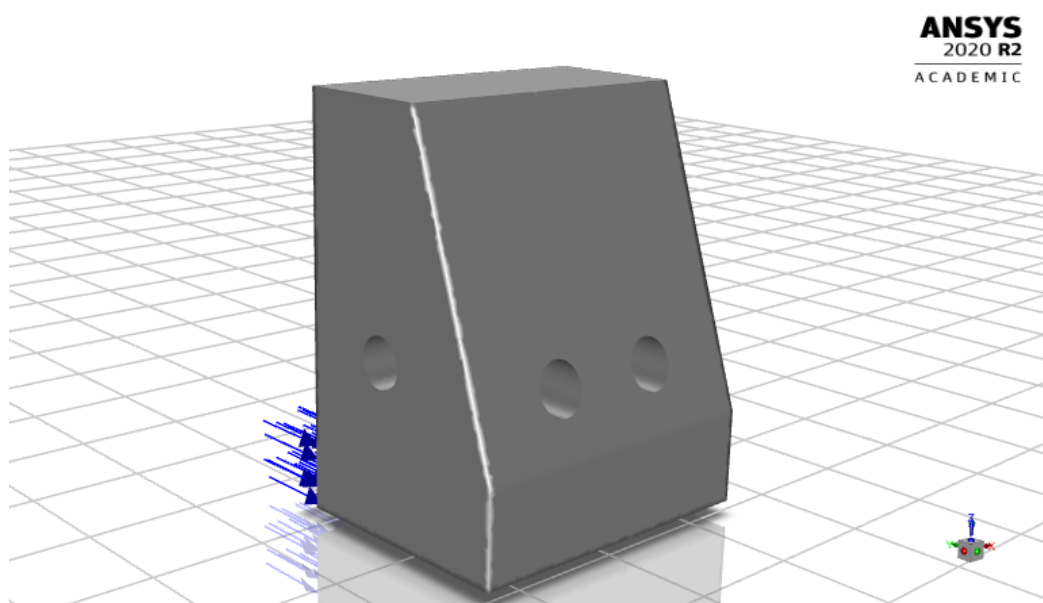
A vazão de exaustão considerada neste trabalho é de $0,80 \times 10^{-3}$ kg/s, ou 0,8 g/s. Nos casos 1, 2, 5 e 6 considera-se um único aspirador central, acoplado no “bocal_sucção2” enquanto nos casos 7 e 8 consideram-se 3 aspiradores, resultando uma vazão total de $2,40 \times 10^{-3}$ kg/s, ou 2,4 g/s. Nos casos 3 e 4 não é considerado nenhum aspirador no sistema.

O valor de vazão de sucção foi estimado considerando um aspirador cirúrgico comercial de 40 L/min de capacidade.

Os elementos “gap_lateral” 1 e 2 e “gap_frontal” 1 e 2, são definidos como “parede”, nos casos 1,3 e 5, nos quais desconsidera-se a passagem de ar pelo vão entre os braços da equipe médica e a parede da cabine, representando assim uma vedação nos braços, como descrito na cabine de PHU et al, 2020. Nos casos 2, 4, 6 ,7 e 8, esses são definidos como “pressão atmosférica”, representando a ausência de vedação.

A Figura 3.7 mostra um exemplo da cabine visualizada externamente durante as simulações no *software Fluent*.

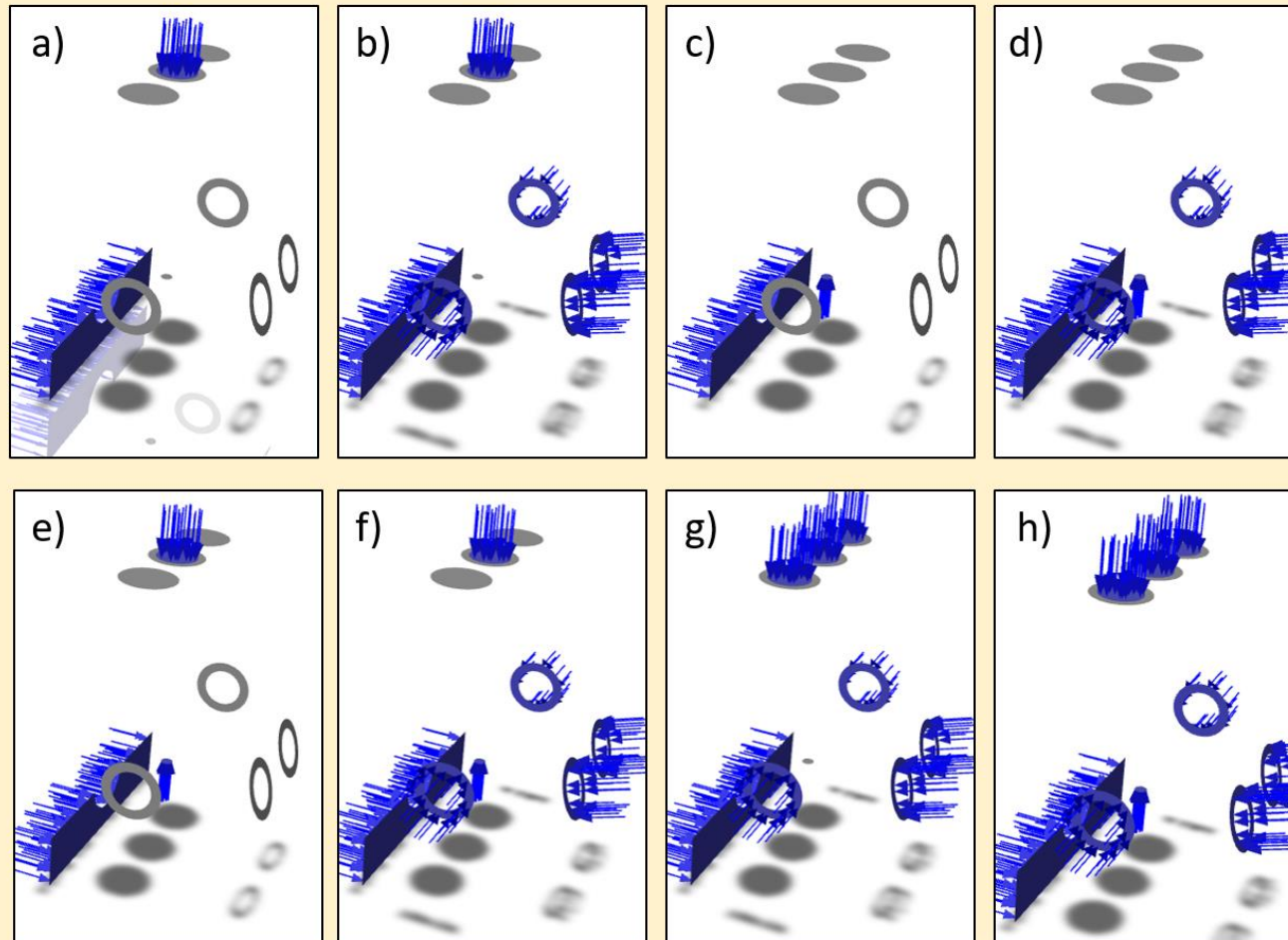
Figura 3.7 – Cabine visualizada externamente no Fluent



Fonte: Acervo Pessoal

Podemos isolar a visualização das regiões de contorno, com suas condições já definidas, como “parede”, “pressão atmosférica” ou “entrada de vazão mássica”, para melhor visualização de cada caso. Esses são apresentados na Figura 3.8. A presença de vetores indica condição de “pressão atmosférica” ou “entrada de vazão mássica”. A ausência de vetores indica condição de “parede”.

Figura 3.8 – Apresentação das condições de contorno pelas regiões de contorno isoladas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor

3.2.5 Configurações do Solver

Para a solução do modelo matemático, foi adotado o *software* Fluent 2020 R2. Foi utilizado o *pressure-based solver*. O acoplamento pressão velocidade foi feito pelo esquema COUPLED, sendo a discretização espacial de forma *upwind* de segunda ordem para momento, segunda ordem para pressão e mínimos quadrados (*least squares cell based*) para os gradientes. Os fatores de relaxamento foram de 0,5 para pressão, 0,5 para momento, 1 para densidade e 1 para forças de corpo. O critério de convergência adotado foi de 1×10^{-4} para equação da continuidade e momento. O modelo de turbulência utilizado foi o $k-\omega$.

A solução de problemas de CFD são, tipicamente, resolvidas aplicando uma solução numérica às equações de Navier-Stokes pelo método dos volumes finitos.

Equação da Continuidade

Para qualquer simulação de um fluxo, o *software* resolve equações de conservação de massa e movimento. A equação para conservação de massa, também conhecida por equação da continuidade pode ser vista na equação (1). Ela é válida tanto para fluxos compressíveis como incompressíveis e, de maneira resumida, relaciona a mudança temporária de massa em um volume de controle com os fluxos mássicos que entram e saem dele.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m \quad (1)$$

Onde ρ é a massa específica, t é o tempo e v o vetor velocidade. S_m é a massa adicionada à fase continua da fase dispersa.

O primeiro termo representa a variação da massa específica ao decorrer do tempo, enquanto o segundo termo descreve a quantidade de massa que escoar através de um volume.

Conservação da Quantidade de Movimento

As equações para conservação de quantidade de movimento, ou momento, funcionam de forma similar a da continuidade, e relacionam a mudança temporária da

quantidade de movimento em um volume de controle com os fluxos de momento de entrada e saída e das forças atuantes nesse volume.

Aplicando-se a segunda lei de Newton em um elemento infinitesimal, temos a equação da quantidade de movimento na forma vetorial:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = \rho g_x - \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \quad (2)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = \rho g_y - \frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \quad (3)$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = \rho g_z - \frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} \quad (4)$$

Onde u, v e w são elementos cartesianos do vetor de velocidade u.

Sendo que os tensores τ , vindos da força viscosa, podem ser representados da seguinte forma:

$$\tau_{xx} = \mu \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} \quad (5)$$

$$\tau_{yy} = \mu \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} \quad (6)$$

$$\tau_{zz} = \mu \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} \quad (7)$$

Substituindo, temos as equações de Navier-Stokes:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = \rho g_x - \frac{\partial P}{\partial x} - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial z} \right) \quad (8)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = \rho g_y - \frac{\partial P}{\partial y} - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial y} \right) \quad (9)$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = \rho g_x - \frac{\partial P}{\partial z} - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial z} \right) \quad (10)$$

3.3 Cálculo da Velocidade Terminal de Uma Partícula

Para entender o efeito da pressão negativa no interior da cabine e o potencial que ela tem para arrastar gotículas suspensas no ar, os aerossóis, é preciso calcular a velocidade terminal de uma partícula e compará-la a velocidade do fluido interno da cabine obtido das simulações.

Da somatória das forças gravitacional, de atrito e de empuxo impressas em uma partícula imersa em um fluido, temos a seguinte equação (11) para a velocidade terminal, v_t , da partícula no fluido.

$$v_t = \sqrt{\frac{4d_p g (\rho_p - \rho_f)}{3C_d \rho_f}} \quad (11)$$

O coeficiente de arraste, C_d , pode ser calculado pelas equações (13) ou (14), e é função do número de Reynolds.

$$Re_p = \frac{d_p v_t \rho_f}{\mu_f} \quad (12)$$

e,

$$C_d = \frac{24}{Re_p}, \quad Re_p < 0,4 \quad (13)$$

$$C_d = \frac{10}{\sqrt{Re_p}}, \quad 0,4 < Re_p < 500 \quad (14)$$

Para o cálculo da velocidade terminal, estima-se v_{ti} , calcula-se Reynolds a partir de (12), dependendo do seu valor, se estiver em regime laminar ($Re_p < 0,4$) ou intermediário

($0,4 < Re_p < 500$), calcula-se o coeficiente de arraste a partir de (13) ou (14) e, por fim, calcula-se $v_{t_{i+1}}$ pela equação (11). Dependendo do valor da resultante, propõe-se um novo valor inicial. A sequência iterativa é repetida até que $v_{t_i} = v_{t_{i+1}}$.

3.4 Tempo de Residência

Um último parâmetro que pode ser calculado para essa cabine seria o tempo de residência do ar no seu interior. Esse cálculo se mostra necessário para entender quanto tempo o ar permanece na cabine e assim entender a cada quanto tempo o ar do seu interior seria completamente renovado.

O tempo de residência pode ser calculado pela equação (15).

$$t_r = \frac{V}{Q_s} \quad (15)$$

Em que t_r é o tempo de residência, V é o volume interno da cabine (L) e Q_s é a vazão total de sucção (L/s).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente capítulo serão inicialmente apresentados os resultados dos cálculos de velocidades terminais. Logo após, serão apresentados dois tópicos pertinentes aos objetivos desse trabalho: segurança da cabine contra vazamentos de ar contaminado, e qualidade da circulação da cabine. Os resultados referentes aos cálculos e simulações serão expostos e discutidos em cada tópico.

4.1 Velocidade terminal das partículas

Foram calculadas as velocidades terminais de partículas com diâmetros de 0,1 a 5 μm . Esse intervalo foi definido para englobar partículas pequenas o suficiente para permanecerem no ar por mais tempo em forma de aerossol, apresentando maior risco aos profissionais de saúde. Em geral, as partículas maiores apresentam menor risco, pois podem ser barradas pelas paredes da cabine ou decantar e se depositar no paciente ou na maca. Além disso a maior parte das partículas da expiração tem diâmetro menor que 4 μm , com mediana entre 0,7 e 1,0 μm (BAKE et al., 2019)

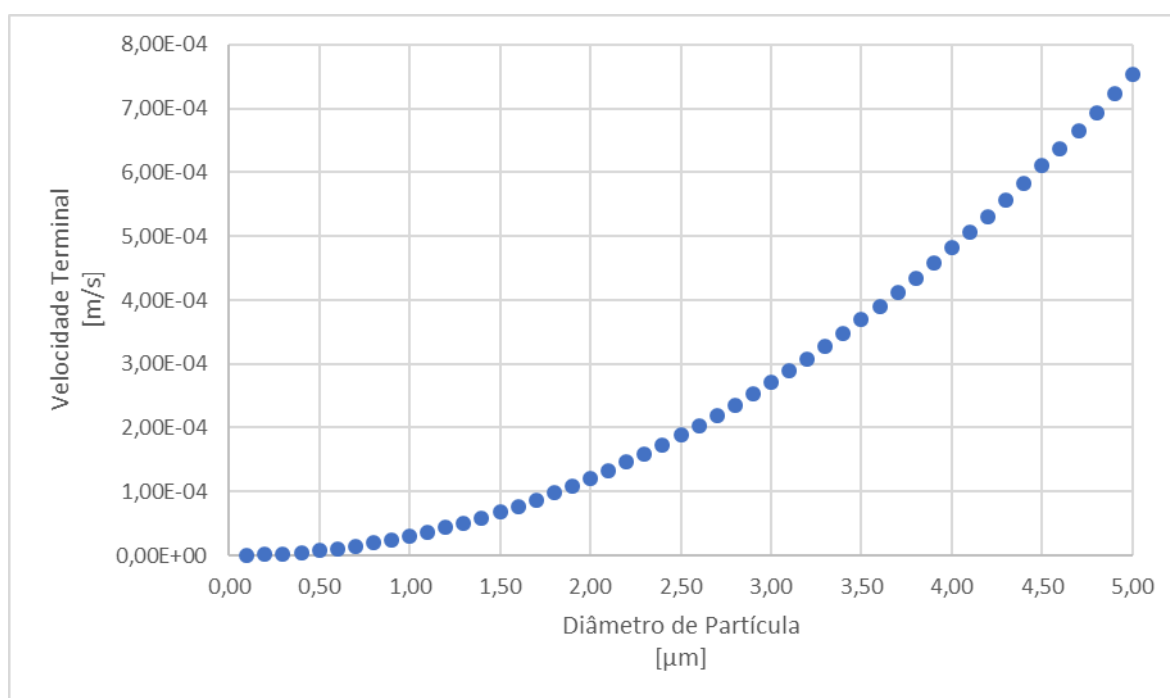
As propriedades utilizadas para cálculo são mostradas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Detalhes para cálculo de velocidade terminal.

Substância da Partícula	Água
Substância do Fluido	Ar
Diâmetro de partícula (d_p)	0,1 - 5 μm
Massa Específica da Partícula (ρ_p)	1,2754 kg/m ³
Massa Específica do Fluido (ρ_f)	997 kg/m ³
Viscosidade do Fluido (μ_f)	1,8x10 ⁻⁵ Pa.s
Chute Inicial (v_{ti})	0,1 m/s

Com os resultados dos cálculos construiu-se o gráfico, apresentado na Figura 4.1, de velocidade terminal da partícula, v_t , em m/s, em função do diâmetro da partícula, d_p , em μm .

Figura 4.1 - Velocidade Terminal em função do diâmetro da partícula.



Fonte: Acervo Pessoal

4.2 Segurança da Cabine Contra Vazamento

Neste tópico, a atenção será voltada para a segurança proporcionada pela cabine à equipe médica. Mais especificamente, será discutido o comportamento do ar nas regiões de contorno dos braços e na abertura inferior da cabine. Essas regiões são de maior interesse pois nelas pode haver “vazamento” do ar contaminado, ou seja, passagem do aerossol resultante da respiração da parte interna da cabine para a parte externa, onde se encontra a equipe médica.

A Tabela 4.2 apresenta uma comparação entre as vazões totais resultantes nos braços e na abertura inferior da cabine em cada caso. A vazão total nos braços é a somatória das vazões nas regiões “gap_frontal” 1 e 2 e “gap_lateral” 1 e 2. Essas regiões podem ser vistas em destaque na Figura 3.6.

Tabela 4.2 – Vazões de ar nas regiões de contorno.

Casos	Entrada de ar pelo espaço nos braços	Número de aspiradores	Vazão de ar na boca (kg/s) [$\cdot 10^4$]	Vazão total de sucção de ar (kg/s) [$\cdot 10^4$]	Vazão nos Braços (Kg/s) [$\cdot 10^4$]	Vazão na abertura inferior (Kg/s) [$\cdot 10^4$]
1	Não	1	0,00	8,00	0,00	8,00
2	Sim	1	0,00	8,00	2,82	5,18
3	Não	0	1,50	0,00	0,00	-1,50
4	Sim	0	1,50	0,00	-0,16	-1,34
5	Não	1	1,50	8,00	0,00	6,50
6	Sim	1	1,50	8,00	2,15	4,35
7	Sim	3	0,00	24,00	8,71	15,29
8	Sim	3	1,50	24,00	8,02	14,48

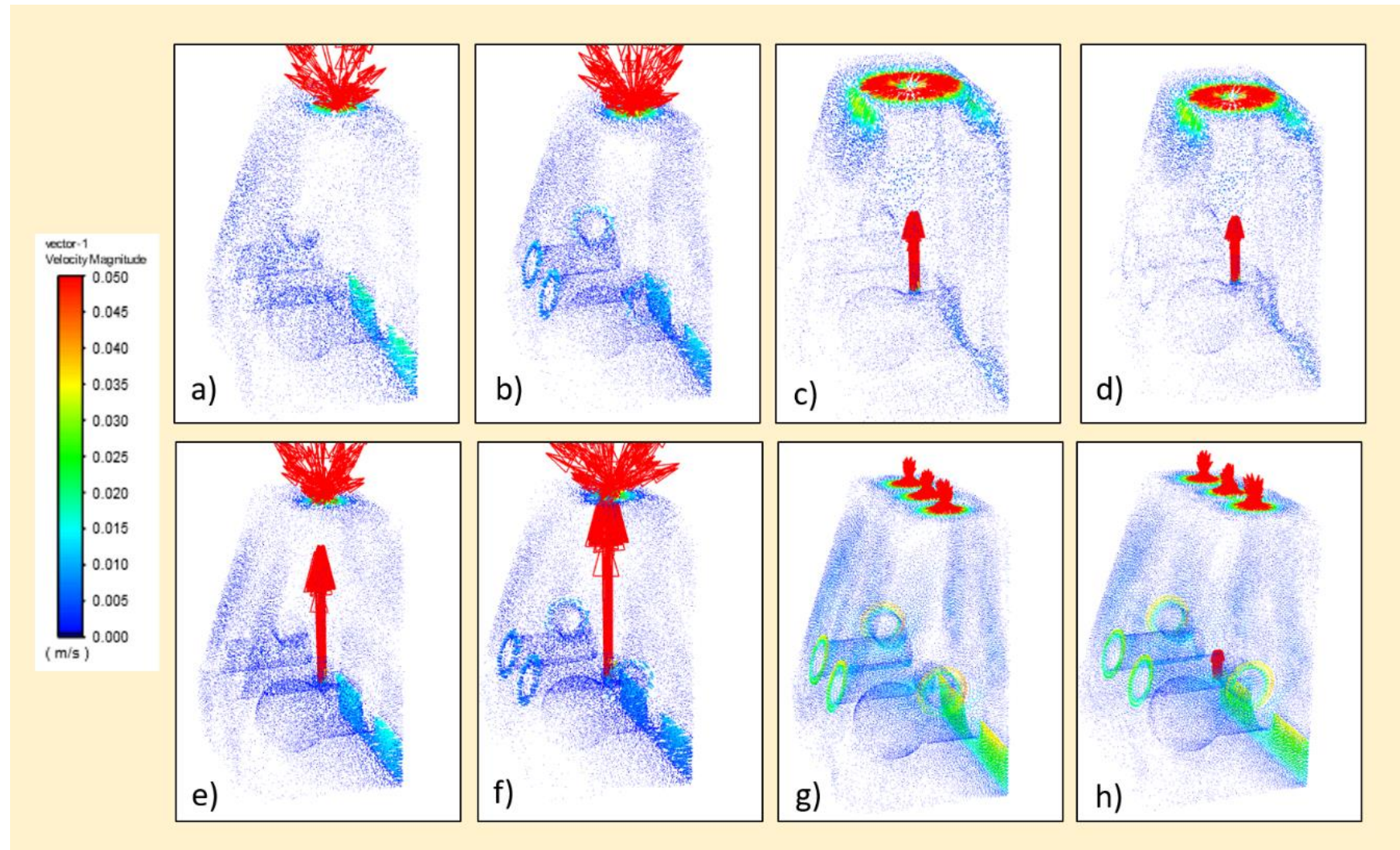
Os sinais negativos de vazão demonstram que os únicos casos onde há vazamento de ar contaminado da cabine por essas regiões são os casos 3 e 4, onde não há aspiradores para sucção do ar. Ou seja, para atender o balanço de massa na cabine, o ar da respiração do paciente intubado deve sair pelos espaços livres: braços e aberturas inferiores. No caso 3, para o qual os braços são vedados, todo o ar contaminado expirado pelo paciente é direcionado para a saída inferior, já no caso 4, onde os braços não são vedados, a porcentagem de vazamento por este canal é de 10,7% do total, e pela abertura inferior é de 89,3%.

Observando os casos onde há aspiradores para sucção, não houve vazamento em nenhum deles. A vazão de ar nestes casos é no sentido de fora para dentro da cabine. Tomando como base de comparação o caso 6, que tem a presença de somente um aspirador, vazão da respiração e passagem de ar nos braços, vemos que aproximadamente $6,50 \times 10^{-4}$ kg/s de ar externo adentram a cabine, sendo 33% pelos braços, enquanto os outros 67% pela abertura inferior. Já no caso 8, que triplica a vazão de sucção, esse número é de $22,50 \times 10^{-4}$ kg/s, sendo 35,5% pelos braços, contra 64,5% da abertura inferior. Assim, com a variação do número de aspiradores de um para três, não há uma grande variação na proporção de ar que entra pelos braços e pela abertura inferior, porém a vazão de ar é quase três vezes e meia maior quando são utilizados três aspiradores.

Ainda analisando as respostas do simulador, é possível comparar os casos observando as figuras resultantes das simulações. Nas Figuras 4.2 e 4.3 observamos os mapas de vetores de velocidade em toda a cabine e nas regiões de contorno isoladas, respectivamente. Os mapas de vetores de velocidade indicam o sentido do escoamento e a grandeza de sua velocidade. As escalas foram limitadas para valores entre 0 e 0,05 m/s para melhor visualização das diferentes regiões de velocidades. Os valores acima do limite de alcance são apresentados com a mesma coloração da extremidade superior.

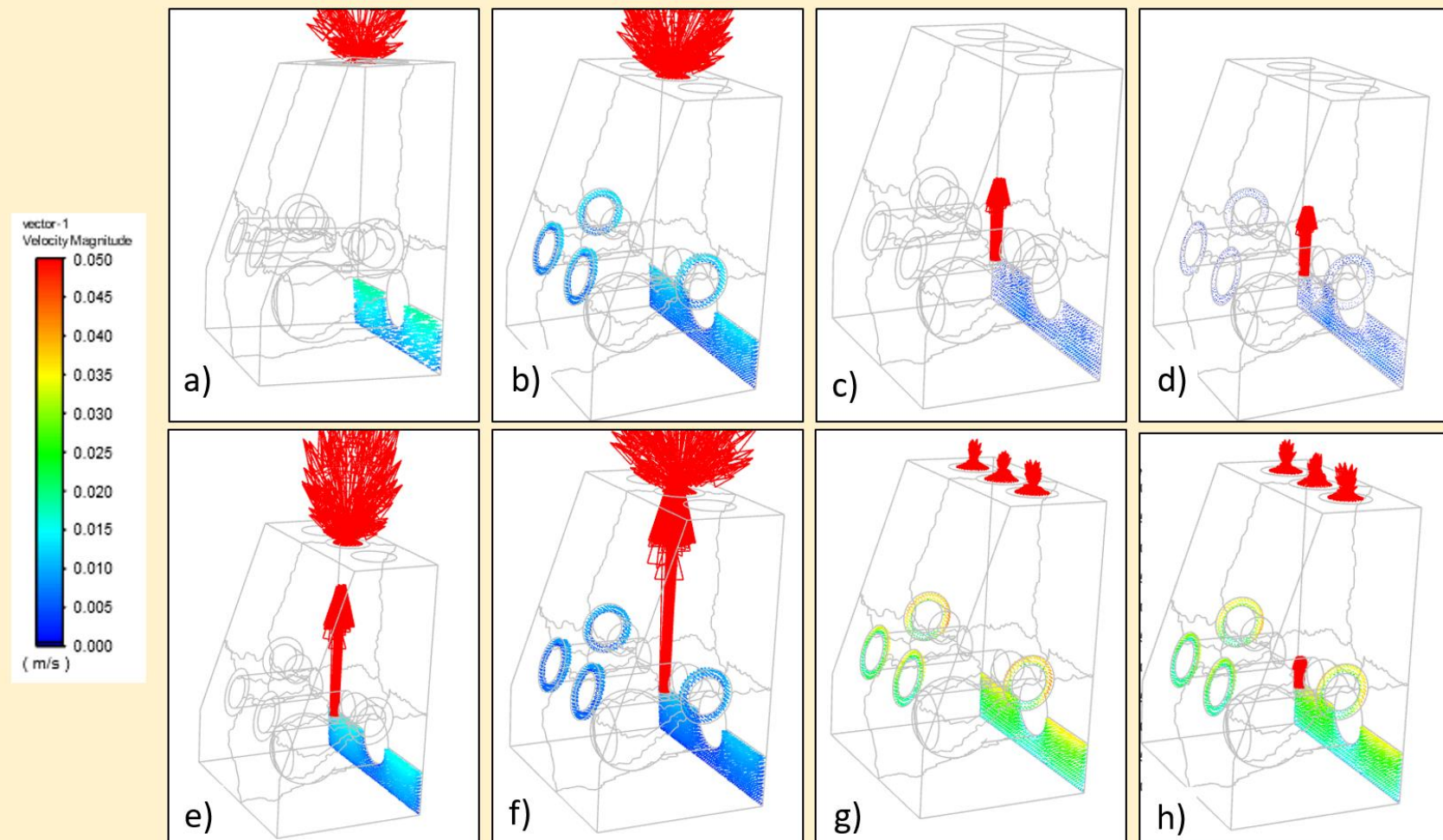
Nos casos onde não há vedação para os braços (2, 4, 6, 7 e 8) observamos 3 comportamentos diferentes em relação à velocidade do ar. No caso 4, em que há “vazamento” do ar através da abertura para os braços e da abertura inferior, observam-se velocidades em torno de 0,01 m/s na região dos braços. Nos casos 2 e 6, o ar externo é sugado para dentro da cabine e as velocidades observadas são da ordem de 0,015 m/s na mesma região. Já para os casos 7 e 8 as velocidades nos contornos dos braços variam de 0,015 a 0,040 m/s, aproximadamente. Constata-se em todos esses casos que as correntes de ar têm potencial de arrastar partículas entre 0,1 e 5 μm , já que essas velocidades são maiores que as velocidades terminais calculadas para essas velocidades. Além disso, o aumento do número de aspiradores de um para três aumenta a velocidade nessas regiões em até 2,7 vezes, aproximadamente.

Figure 4.2 – Mapas de vetores de velocidade, cabine completa. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figure 4.3 – Mapas de vetores de velocidade, regiões de contorno isoladas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A mesma constatação pode ser feita para a região de abertura inferior da cabine. Nos casos 3 e 4, o ar deixa a cabine com velocidades máximas de aproximadamente 0,01 m/s. Para os outros casos, onde há sucção, o ar adentra a cabine com velocidade que variam desde 0,005 até 0,035 m/s.

Essas constatações ressaltam a importância da presença de sucção na cabine. A presença de um único aspirador já impede o vazamento de ar contaminado da cabine nas regiões dos braços e abertura inferior, ou seja, existe a inversão do sentido de fluxo de ar quando comparados a casos sem aspiradores. Isso demonstra que a vedação dessas áreas é desnecessária quando há sucção, vedação essa que traz maiores custos e pode trazer maior risco, tanto na hora do descarte, caso seja de plástico descartável, como na hora do procedimento, caso seja rígido, pois pode danificar as mangas da equipe médica.

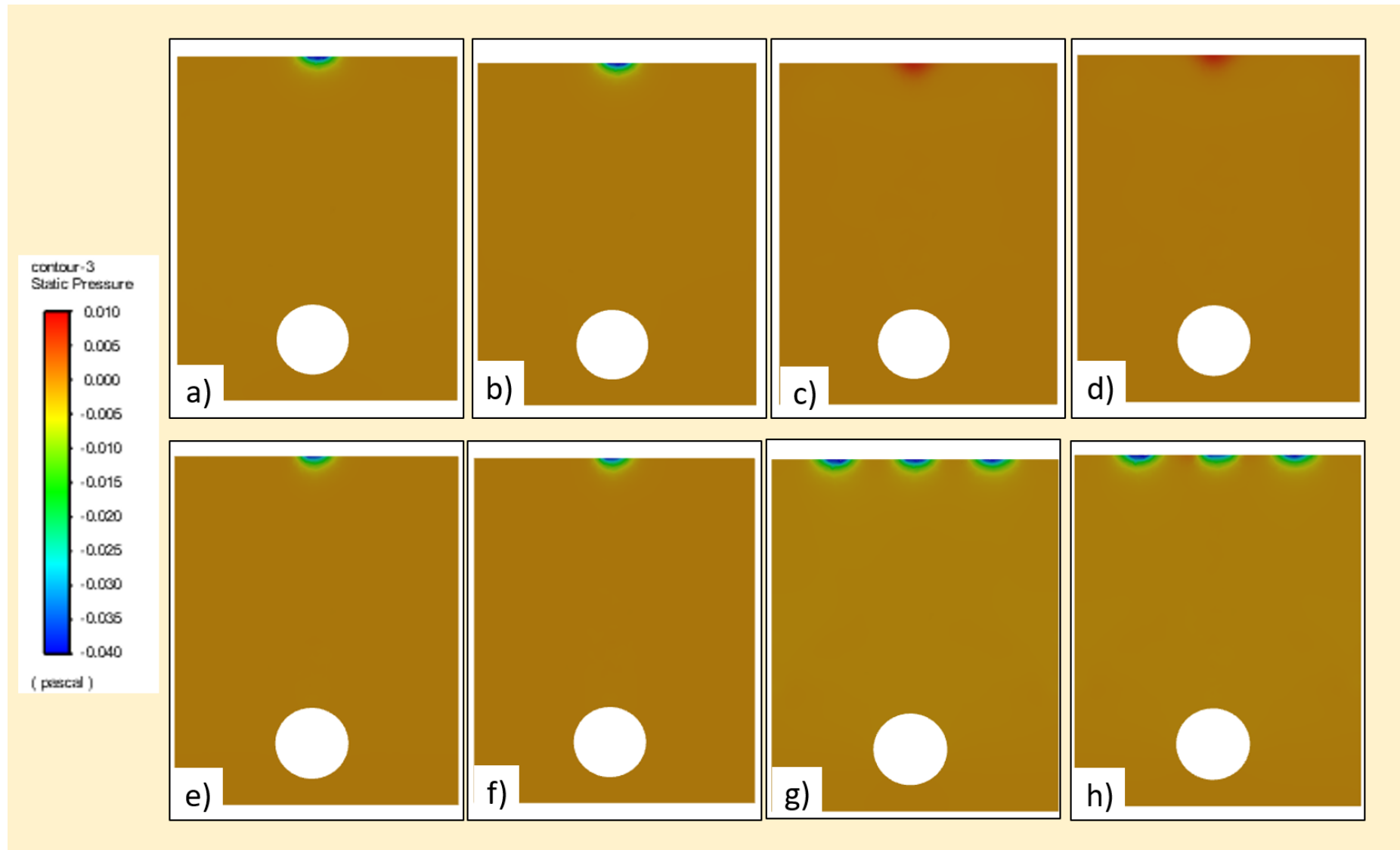
Essa inversão de sentido do fluxo de ar acontece devido a pressões levemente negativas geradas pelo aspirador, ou pelos aspiradores, que podem ser observados nos mapas de contorno de pressão estática da Figura 4.4(a), (b), (e), (f), (g), e (h). Foram observados valores mínimos de pressão estática no bocal de sucção próximos de -0,048 Pa para um aspirador nos casos 1, 2, 5 e 6, e próximos de -0,056 Pa para três aspiradores nos casos 7 e 8.

Esses mapas de contorno de pressão são referentes a superfície paralela ao plano xz, que corta a cabine transversalmente, passando pelos centros dos bocais de sucção. As escalas foram limitadas para valores entre -0,040 e 0,01 Pa para melhor visualização. Os valores abaixo ou acima dos limites do alcance são apresentados com a mesma coloração das respectivas extremidades da escala.

O comportamento contrário da pressão é observado nas Figuras 4.4(c) e (d). O valor máximo de pressão estática nesses casos, 3 e 4, são de 0,010 Pa e acontecem no topo da cabine onde o fluxo de ar proveniente da respiração do paciente é barrado pela cabine.

Uma preocupação tocante a ambientes de pressão negativa para intubação, é a da pressão negativa interferir no bombeamento de ar ao pulmão do paciente, em outros termos, que a pressão negativa da cabine aspire o ar que deveria ir para o pulmão do paciente. Porém, constata-se que as mudanças de pressão são muito sutis em todos os casos. Na maior parte da cabine e, principalmente em volta da cabeça do paciente, o valor de pressão estática média é muito próxima de zero, indicando baixo risco de ocorrência desse evento particular.

Figure 4.4 – Mapas de contorno de pressão, superfície xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Qualidade da Circulação do ar na Cabine

Nesse tópico iremos apresentar e discutir os resultados pertinentes a qualidade de circulação do ar interno da cabine, assim como entender a capacidade da cabine de renovar seu ar interno.

Inicialmente, investigamos o tempo de residência do ar no interior da cabine para cada caso. Os resultados referentes ao tempo de residência são apresentados na Tabela 4.3. Vale ressaltar que não faz sentido calcular o tempo de residência para os casos 3 e 4 já que não há sucção para estes casos. Ou seja, o ar interno contaminado não estaria sendo trocado por ar limpo.

Tabela 4.3 – Tempo de residência para cada caso.

Caso	1	2	3	4	5	6	7	8
Tr (s)	124,64	124,64	-	-	124,64	124,64	41,55	41,55

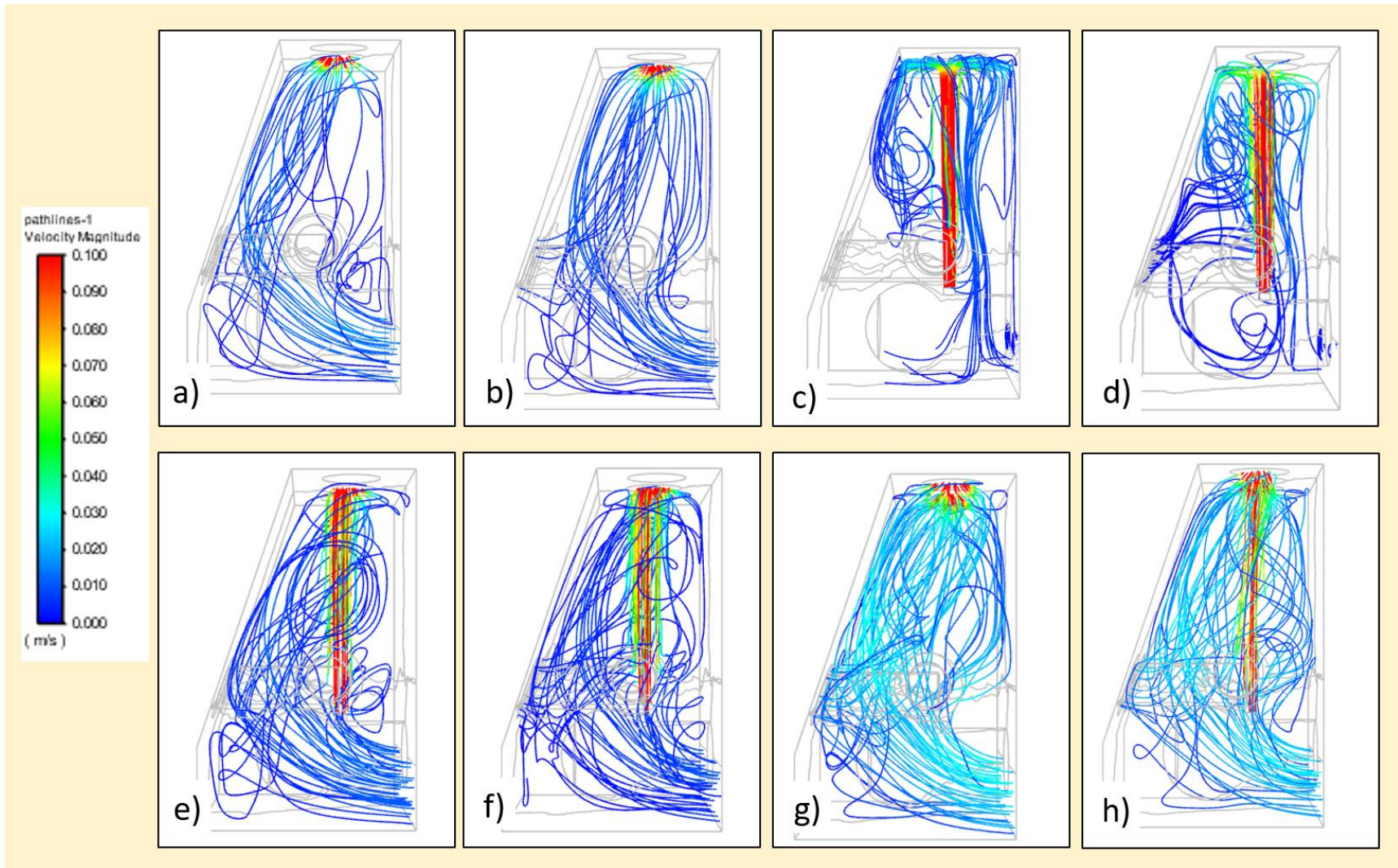
É possível observar que os tempos de residência se diferenciam em duas condições, como esperado. Na condição de um aspirador para sucção o tempo de residência encontrado foi de 124,64 segundos, pouco mais de dois minutos. Enquanto na condição de três aspiradores esse tempo foi 41,55 segundos, de maneira inversamente proporcional, três vezes menor.

Estudar esses tempos de residência não é o suficiente para entender a capacidade da cabine, em cada caso, de renovar seu ar interno, já que o tempo de residência não nos diz sobre a circulação no interior da cabine. Isto é, não mostra se o ar está circulando por toda a cabine corretamente, ou se há presenças de zonas mortas (regiões da cabine isoladas ou inacessíveis, onde o fluido nelas aprisionado não interage com as regiões ativas); não identifica as regiões de diferentes velocidades dentro da cabine nem a capacidade de arraste de gotículas de saliva pela sucção em cada região, quando comparado com as velocidades terminais obtidas anteriormente. Para esses propósitos investigamos os mapas de contorno de velocidades, mapas de vetores (adicionais aos observados nas Figuras 4.2 e 4.3) e mapas de linha de corrente.

A partir do mapa de linhas de corrente conseguimos entender o caminho percorrido pelo ar dentro da cabine, identificando seus locais de entrada e saída e consequentemente observar as regiões onde não há circulação. Na Figura 4.5 é apresentada uma vista lateral da

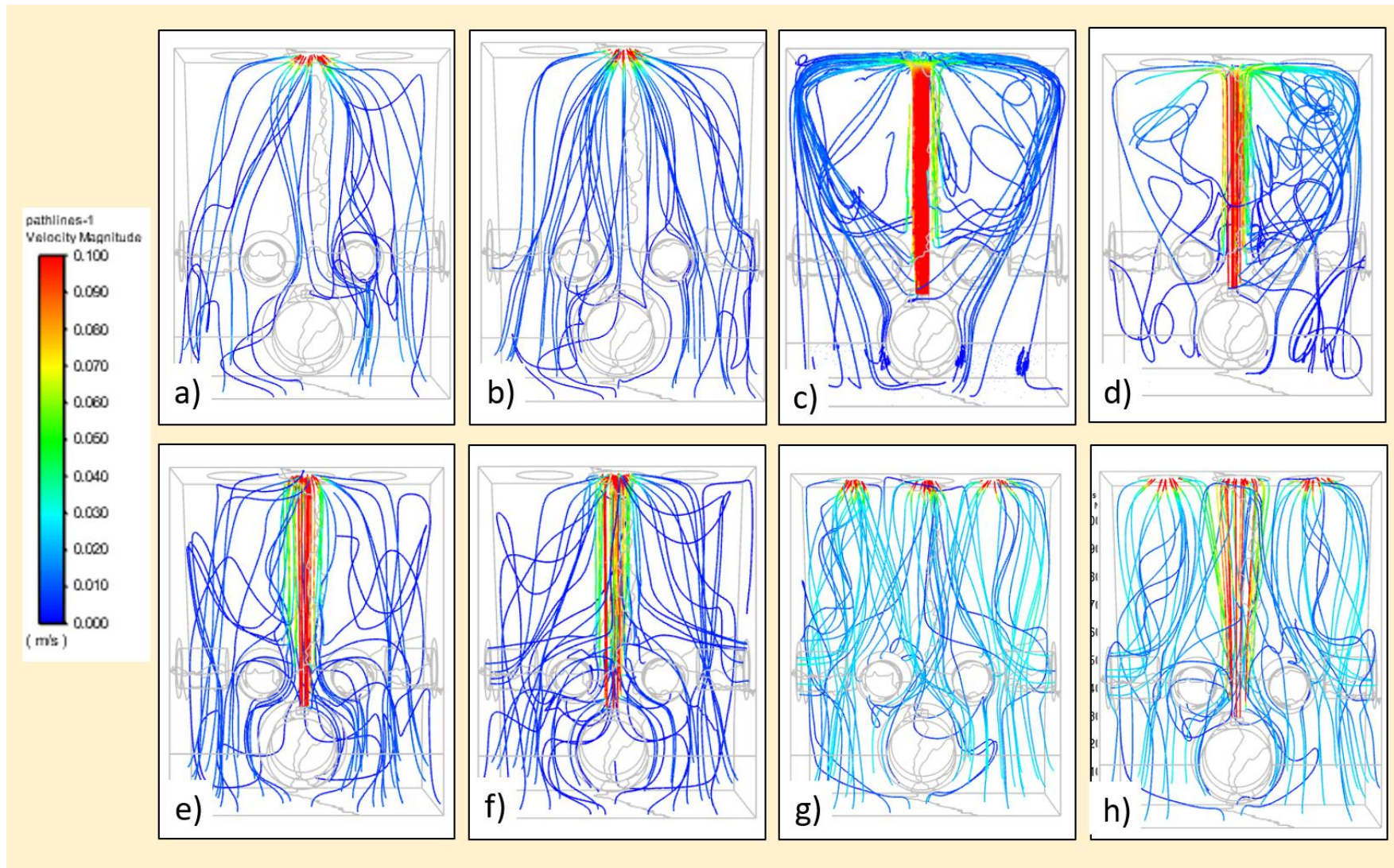
cabine, enquanto na Figura 4.6 a vista da região traseira da cabine. Nas Figuras 4.7 e 4.8, observam-se mapas de contorno de velocidade das secções transversais paralelas aos eixos xz e yz , indicando diferentes regiões de velocidade de acordo com a cor da legenda. E nas Figuras 4.9 e 4.10 vemos novos mapas de vetores. As escalas foram limitadas para valores entre 0 e 0,1 m/s para as quatro primeiras e entre 0 e 0,05 m/s para as duas últimas para melhor visualização das diferentes regiões de velocidades. Os valores acima do limite de alcance são apresentados com a mesma coloração da extremidade superior.

Figura 4.5 – Mapas de linhas de corrente, vista lateral. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



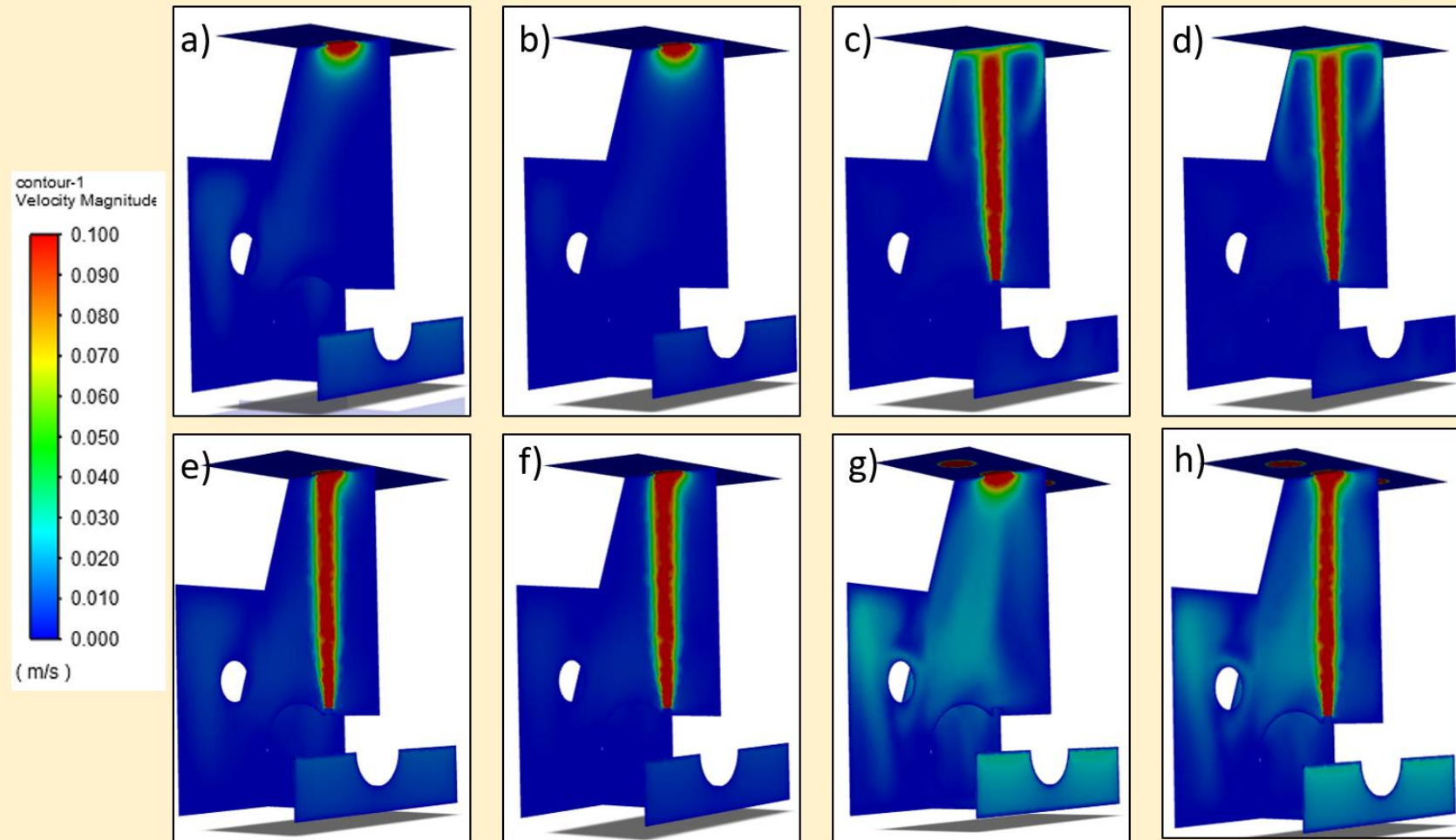
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 4.6 – Mapas de linhas de corrente, vista traseira. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



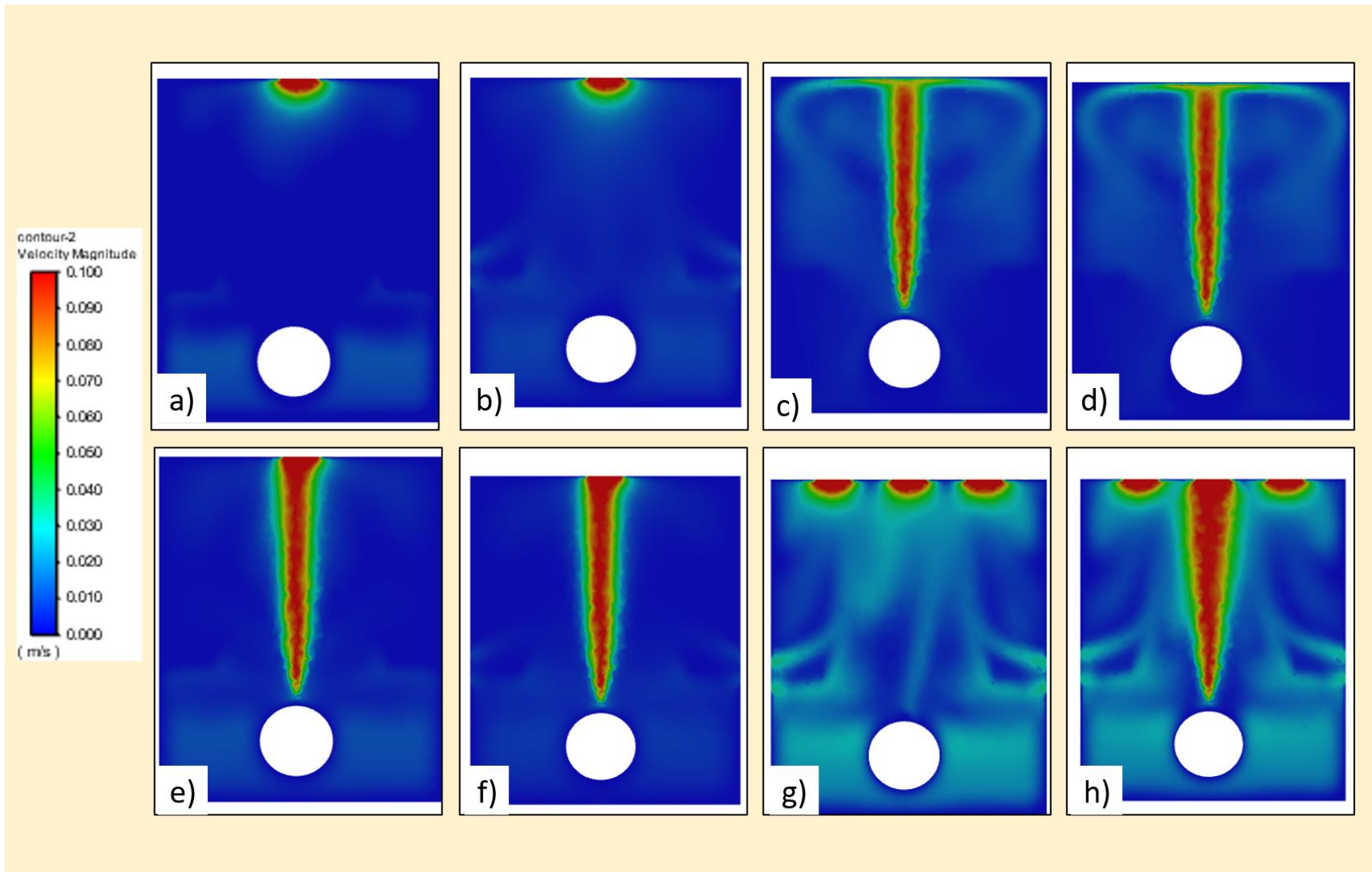
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 4.7 – Mapas de contorno de velocidade, superfícies internas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



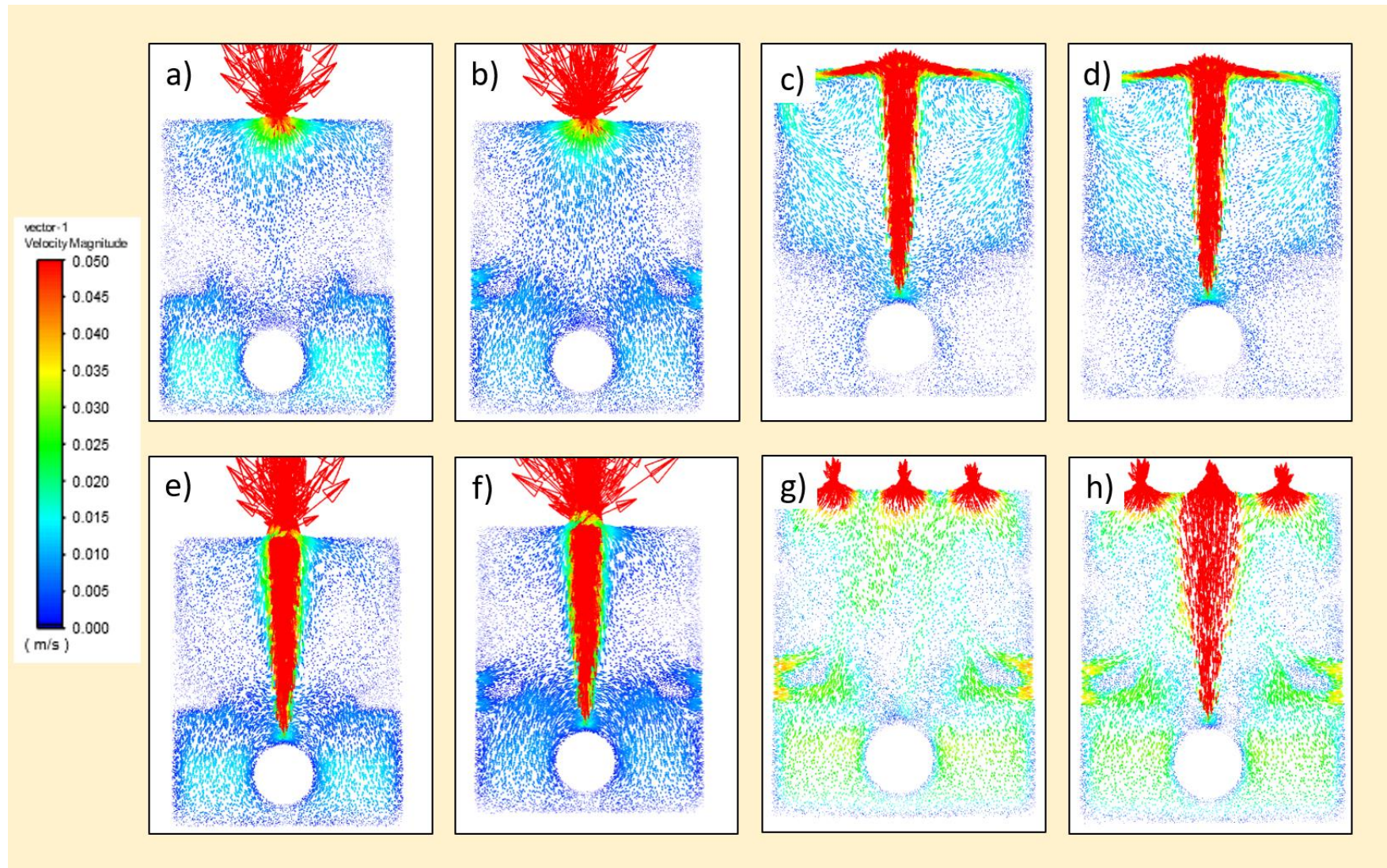
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 4.8 – Mapas de contorno de velocidade, plano xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



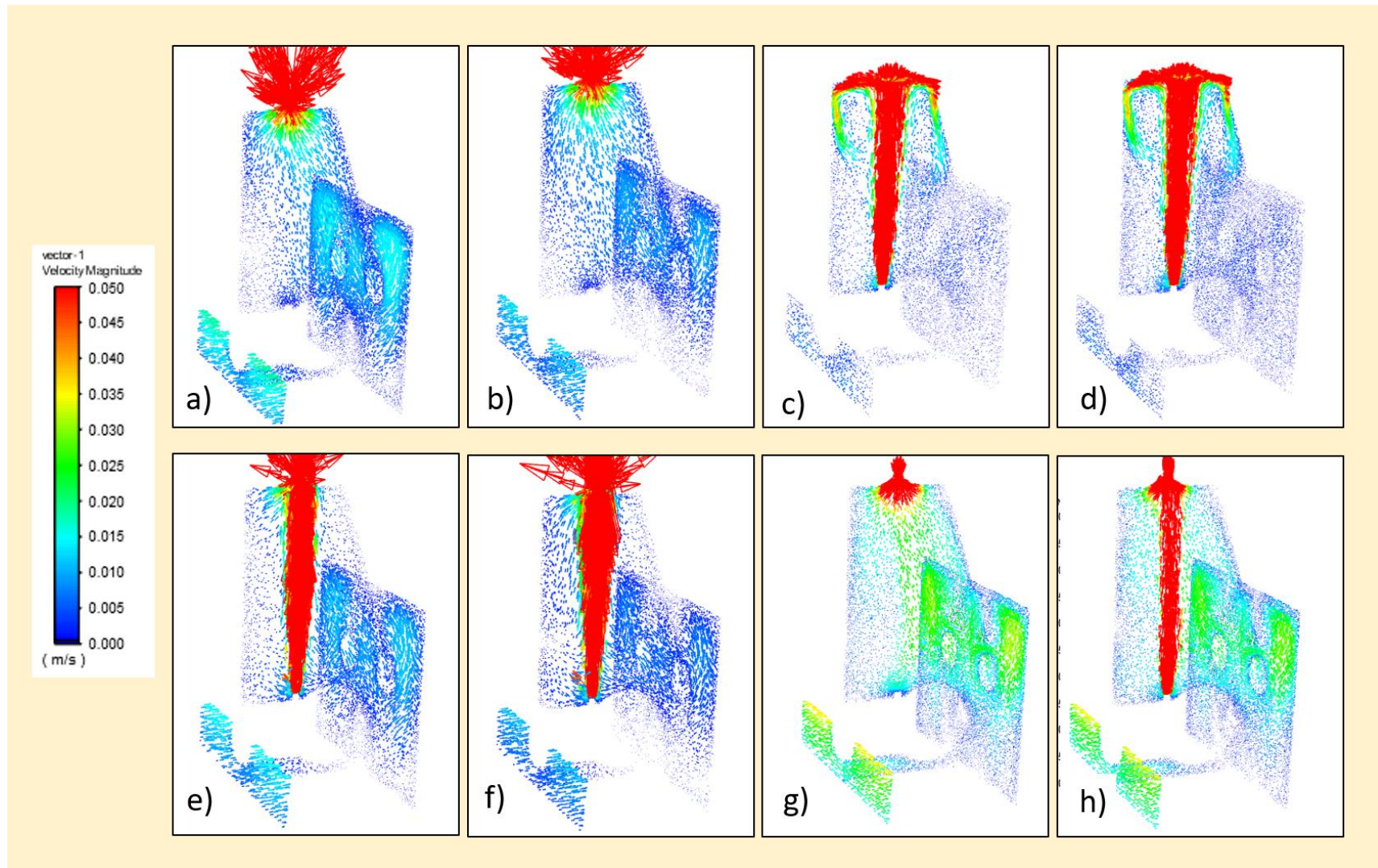
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 4.9 – Mapas de vetores de velocidade, plano xz. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 4.10 – Mapas de vetores de velocidade, superfícies internas. (a)Caso 1. (b)Caso 2. (c)Caso 3. (d)Caso 4. (e)Caso 5. (f)Caso 6. (g)Caso 7. (h)Caso 8.



Fonte: Elaborado pelo autor

Observando as figuras caso a caso, podemos novamente fazer distinções entre os casos com nenhum, um ou três aspiradores.

Dos casos 3 e 4 (ausência de aspirador), o ar proveniente da respiração deixa a boca do paciente e atinge a superfície superior da cabine, onde perde bastante velocidade, sendo então direcionado para as paredes e para o inferior da cabine, e enfim saindo pelas aberturas nos braços e abertura inferior, no caso 4, ou somente abertura inferior, no caso 3. Vemos das Figuras 4.5 (c) e (d) a presença de uma grande zona morta atrás da cabeça do paciente, onde pode haver acúmulo de aerossóis contaminados, além de uma má circulação nas laterais da cabeça. Vemos também das Figuras 4.6 (c) e (d) a presença de redemoinhos entre as paredes e o fluxo central de respiração. Esses redemoinhos impedem a saída de correntes da cabine. Eles podem ser vistos também, facilmente, nos mapas de vetores das Figuras 4.9 e 4.10 (c) e (d).

Dos casos 1, 2, 5 e 6 (um aspirador) percebemos a inversão do sentido dos fluxos de ar, como discutido anteriormente. Dos mapas de linhas de corrente, vemos o ar adentrar a cabine tanto pelos braços, quando aberto, quanto pela abertura inferior e ser arrastado para o bocal de sucção. Ainda existem zonas mortas na parte inferior frontal da cabine (que podem ser visualizadas pela vista lateral nas Figuras 4.5 (a), (b), (e) e (f)), porém menores que aquelas nos casos 3 e 4. Também há presença de pequenas zonas mortas nos cantos superiores, vistos de trás pelas Figuras 4.6 (a), (b), (e) e (f). De qualquer forma, não há redemoinhos nesses casos e, no geral, observa-se um escoamento mais efetivo nas regiões perto da cabeça e boca do paciente, o que acaba por diluir e “reciclar” o ar contaminado.

Ainda para os casos com um aspirador, medimos a capacidade da sucção arrastar gotículas de saliva. Observamos nas Figuras 4.7 e 4.8 que as velocidades no interior da cabine são levemente maiores que 0 m/s e não passam de 0,01 m/s, ainda garantindo o arraste de aerossóis, mas não de gotículas maiores que aproximadamente 15 μm . Esta análise não se aplica às regiões de escoamento causado pela respiração e pela sucção, ambas regiões vermelhas e com maiores velocidades em seus entornos.

Por último, temos os casos 7 e 8 com três aspiradores. Observando as Figuras 4.5 e 4.6 (g) e (h) vemos que o aumento do número de bocais de sucção sana o problema de zonas mortas na parte superior da cabine, criando um escoamento efetivo sem caminhos preferenciais ou redemoinhos, inclusive na região da boca do paciente. Porém, pela maior vazão, o escoamento na parte inferior frontal da cabine é levemente prejudicado, pois o ar é

arrastado pra cima muito rapidamente, criando uma zona morta atrás da cabeça do paciente pouco maior que nos casos de um aspirador.

Dos mapas de contorno de velocidade, Figuras 4.7 e 4.8 (g) e (h), observamos que os três aspiradores conseguiram elevar a velocidade de escoamento, em quase toda a cabine, para velocidades acima de 0,02 m/s. Velocidade esta com potencial de arraste de gotículas de até 25 μm .

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Foram apresentados dados referentes à fluidodinâmica de cabines de intubação em oito situações diferentes, cujas características variaram entre presença ou ausência de respiração, presença ou ausência de sucção, presença de um ou três aspiradores, e presença ou ausência de vedação na abertura dos braços. Realizou-se a comparação entre cada um dos casos nos quesitos segurança da cabine contra vazamentos de ar contaminado e qualidade de circulação da cabine.

Em relação à segurança da cabine contra vazamentos, conclui-se que a presença de aspiradores para sucção de ar interno impediu o vazamento de ar contaminado pelas NEaberturas dos braços e inferior, independente da presença de um ou três aspiradores e de vedação nos braços. Ou seja, apenas um aspirador com a mesma vazão de um aspirador cirúrgico comercial é suficiente para garantir que não haja vazamento. Ressalta-se, ainda, que a pressão negativa causada pela sucção na cabine foi baixa, indicando que não haveria risco ao paciente, ou seja, não há comprometimento do ar injetado no pulmão. Na ausência de aspiradores na cabine, é necessária a vedação da abertura dos braços para maior proteção da equipe médica.

Já no quesito qualidade da circulação da cabine, destacam-se diferenças significativas entre as cabines com um e três aspiradores. As cabines com três aspiradores foram mais eficazes na troca de ar contaminado do interior da cabine. Em relação ao escoamento do ar, a presença de três aspiradores foi a condição que apresentou mais eficácia tanto pela dinâmica de escoamento, quanto pela capacidade de arrastar partículas; seguida pela presença de um aspirador e, por último, a condição de ausência de aspirador foi a mais ineficaz. Assim, os resultados indicaram que as cabines com sucção apresentam grande potencial de aplicação hospitalar.

Este trabalho aponta dados relevantes para a produção de equipamentos de segurança para trabalhadores de saúde, durante a pandemia da Covid-19 e em demais situações de necessidade de intubação orotraqueal. O estudo da fluidodinâmica de cabines de intubação faz-se atual e necessário, trazendo contribuições para o entendimento teórico destes equipamentos e destacando as principais características necessárias para aumentar a sua segurança.

Este estudo apresenta algumas limitações, a serem aprimoradas e aprofundadas em estudos subsequentes. Os dados das cabines com respiração foram coletados considerando uma vazão contínua da boca do paciente intubado. Por mais que o fluxo de um respirador automático possa ser contínuo, a resistência impressa pelo paciente pode causar flutuações na vazão. Além disso, para simular os casos onde haveria uma vedação da passagem de ar nos braços, foi considerado um contorno do tipo parede, obstruindo completamente a passagem de ar, o que não seria completamente possível na prática. Aponta-se para a necessidade de estudos que realizem testes práticos de intubação com cabines que apresentam a geometria utilizada neste estudo, além de estudos fluidodinâmicos que analisem cabines com outras geometrias.

BIBLIOGRAFIA

- ANSYS Inc. **Ansys-CFX Solver Theory Guide**. Canonsburg, 2012. 372 p.
- ARTENSTEIN, A. W. In pursuit of PPE. **New England Journal of Medicine**, v. 382, n. 18, p. e46, 2020.
- ARTUR, A. P. S.; SILVA, E. C. B.; CARDOZO, T. T. M.; LAIZO, W. S.; LACERDA, A. F. Análise de mínima fluidização de leite fluidizado em 3D via CFD para o material orgânico café. **Brazilian Journal of Development**, v. 6, n. 1, p. 4851-4865, 2020.
- BAHL, P.; DOOLAN, C.; SILVA, C.; CHUGHTAI, A. A.; BOUROUIBA, L.; MACINTYRE, C. R.. Airborne or droplet precautions for health workers treating COVID-19?. **The Journal of infectious diseases**, 2020.
- BAKE, B.; LARSSON, P.; LJUNGKVIST, G.; LJUNGSTRÖM, E.; OLIN, AC. Exhaled particles and small airways. **Respiratory research**, v. 20, n. 1, p. 8, 2019.
- BEGLEY, J. L.; LAVERY, K. E.; NICKSON, C. P.; BREWSTER, D. J. The aerosol box for intubation in COVID-19 patients: an in-situ simulation crossover study. **Anaesthesia**, v. 75, n. 8, p. 1014-1021, 2020.
- FENNELLY, K. P. Particle sizes of infectious aerosols: implications for infection control. **The Lancet Respiratory Medicine**, v. 8, n. 9, p. 914-924, 2020.
- GOOGLE SITES. **Aerosol Box: Protects Healthcare Providers During Endotracheal Intubation**, 2020. Design. Disponível em: <<https://sites.google.com/view/aerosolbox/design>>. Acesso em: 18 nov. 2020.
- HIGGINS-DUNN, N.; NEWBURGER, E. WHO officials warn health systems are ‘collapsing’ under coronavirus: ‘This isn’t just a bad flu season’. **CNBC**, 2020. Disponível em: <<https://www.cnn.com/2020/03/20/coronavirus-who-says-health-systems-collapsing-this-isnt-just-a-bad-flu-season.html>>. Acesso em: 1 nov. 2020.
- NISHI, M. **Breathing of Humans and its Simulation**. 2004. Dissertação. LSTM-Erlangen Institute of Fluid Mechanic Friedrich-Alexander-University Erlangen, 2004.
- OLIVEIRA, R. A. F. **Análise do escoamento em um ciclone adaptado com bicos aspersores de água utilizando fluidodinâmica computacional (CFD)**. 2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química). Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2019.
- OLIVEIRA, G. C. **Aplicação de técnicas de CFD no estudo da eficiência de estágio em colunas de destilação para produção de etanol**. 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química). Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2014.

PHU, H.; PARK, Y.; ANDREWS, A. J.; MARABELLA, I.; ABRAHAM, A.; MIMMACK, R.; OLSON, B. A.; CHAIKA, J.; FLOERSCH, E.; REMSKAR, M.; HUME, J. R.; FISCHER, G. A.; BELANI, K.; HOGAN, C. J. Design and evaluation of a portable negative pressure hood with HEPA filtration to protect health care workers treating patients with transmissible respiratory infections. **American journal of infection control**, v. 48, n. 10, p. 1237-1243, 2020.

SEGER, C. D.; WANG, L.; DONG, X.; TEBON, P.; KWON, S.; LIEW, E. C.; MARIJIC, J.; UMAR, S.; HOFTMAN N. N. A novel negative pressure isolation device for aerosol transmissible COVID-19. **Anesthesia and Analgesia**, 2020.

SHANAFELT, T.; RIPP, J.; TROCKEL, M. Understanding and addressing sources of anxiety among health care professionals during the COVID-19 pandemic. **Jama**, v. 323, n. 21, p. 2133-2134, 2020.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. Porto Alegre: Artmed Editora, 2016.

TRAN, K.; CIMON, K.; SEVERN, M.; PESSOA-SILVA, C. L.; CONLY, J. Aerosol generating procedures and risk of transmission of acute respiratory infections to healthcare workers: a systematic review. **PloS one**, v. 7, n. 4, p. e35797, 2012.

TSENG, J.; LAI, H. Protecting against COVID-19 aerosol infection during intubation. **Journal of the Chinese Medical Association**, v. 83, n. 6, p. 582, 2020.

VAN DOREMALEN, N. et al. Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1. **New England Journal of Medicine**, v. 382, n. 16, p. 1564-1567, 2020.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Coronavirus disease (COVID-19): situation report, 67**. Geneva: WHO, 2020a. Disponível em: <https://www.who.int/docs/default-source/coronaviruse/situation-reports/20200327-sitrep-67-covid-19.pdf?sfvrsn=b65f68eb_4>. Acesso em: 20 set. 2020

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Clinical management of severe acute respiratory infection when COVID-19 is suspected: interim guidance**. Geneva: WHO, 2020b. Disponível em: <[https://www.who.int/publications-detail/clinical-management-of-severe-acute-respiratory-infection-when-novel-coronavirus-\(ncov\)-infection-is-suspected](https://www.who.int/publications-detail/clinical-management-of-severe-acute-respiratory-infection-when-novel-coronavirus-(ncov)-infection-is-suspected)>. Acesso em: 18 out. 2020

WORLDOMETERS. **Worldometers**: COVID-19 Coronavirus Pandemic, 2020.
Disponível em:
<https://www.worldometers.info/coronavirus/?utm_campaign=homeAdvegas1>. Acesso
em: 6 nov. 2020.