

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

GIULIANO ANDRADE FANTICELLI

Simulações por CFD da fluidodinâmica em cabine *aerosol*
box para diferentes condições operacionais

SÃO CARLOS -SP
2021

GIULIANO ANDRADE FANTICELLI

Simulações por CFD da fluidodinâmica em cabine *aerosol box* para diferentes condições operacionais

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Química da Universidade Federal de São Carlos, para obtenção da graduação do curso de Engenharia Química.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Béttega
Co-orientadora: M.Sc. Amarílis Severino e Souza

São Carlos-SP
2021

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Departamento de Engenharia Química

Folha de aprovação

Assinatura dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de TCC do aluno Giuliano Andrade Fanticelli, realizada em 29/06/2021:

Prof. Dr. Edson Luiz Silva
DEQ – Universidade Federal de São Carlos

Prof. Dr. Rodrigo Béttega
DEQ – Universidade Federal de São Carlos

Prof. Dr. Thiago Faggion de Pádua
DEQ – Universidade Federal de São Carlos

Msc. Amarílis Severino e Souza
DEQ – Universidade Federal de São Carlos

AGRADECIMENTO

Primeiramente, agradeço aos meus pais pelo apoio e incentivo em todas as situações, mesmo em decisões como a de vir cursar uma faculdade em outro estado. Viviana e Claudio, obrigado por sempre terem me proporcionado todas as condições ao longo da minha vida, sem vocês nada disso seria possível!

À Carol, que desde o dia de matrícula do curso esteve ao meu lado e durante esses 5 anos me ajudou muito em todos os momentos. Você foi parte fundamental dessa conquista!

Ao professor Rodrigo e à Amarílis, que me apresentaram ao tema, orientando e dando todo o suporte durante o desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado!

Aos amigos que fiz em São Carlos, por todos os momentos vividos juntos e aprendizados que pude ter com cada um de vocês.

À turma 016, em especial àqueles que estiveram mais presentes em meu dia-a-dia na universidade compartilhando aprendizados e momentos descontraídos.

Por último, à São Carlos e todos aqueles que conheci durante minha trajetória na UFSCar. Sou muito grato por tudo que vivi aqui durante esses anos que definitivamente ficarão marcados na minha história.

“Vencer uma competição é relativamente fácil.
Vencer a si mesmo é um compromisso sem fim.”
– Phil Knight, fundador da Nike.

RESUMO

Durante o tratamento de doenças que causam problemas respiratórios, tais como a Covid-19, por vezes pacientes necessitam de procedimentos de intubação endotraqueal nos quais profissionais de saúde são altamente expostos a agentes virais que se dispersam pelo ar por meio de partículas respiratórias. Um dos equipamentos de proteção que podem ser usados para atenuar o risco de contágio é a *aerosol box*, uma cabine que fornece uma barreira física adicional de proteção ao profissional de saúde durante a intubação endotraqueal, diminuindo sua exposição a aerossóis infecciosos. Tal equipamento pode ser utilizado com diferentes configurações, tais como número de entradas para os braços de profissionais da saúde, aberturas para entrada de ar, número de ventiladores que realizam a aspiração do ar no topo da cabine, entre outros. Diante disso, este trabalho de graduação possuiu o objetivo de analisar por Fluidodinâmica Computacional (CFD) diferentes condições de operação de uma cabine *aerosol box* e elencar uma melhor opção dentre as simuladas, buscando indicar melhores condições para a coleta de partículas e circulação de ar na cabine. Utilizando CFD por meio do *software* Ansys Student R2 2020, foram simulados 6 casos com diferentes configurações de cabine e injeção de partículas, variando condições de operação como quantidade de aspiradores, vazão da sucção de ar nos aspiradores e velocidade de partículas provenientes da respiração. Após as simulações, os resultados foram discutidos em termos de contornos de velocidade do ar, distribuição de partículas e eficiência de remoção de partículas nas cabines para cada caso. Conforme as alterações de parâmetros de velocidade de partículas e número de ventiladores, concluiu-se que as maiores eficiências de remoção de partículas foram observadas nos casos com apenas 1 ventilador, destacando-se o caso com a menor velocidade de partículas.

Palavras-chave: Fluidodinâmica Computacional. CFD. *Aerosol box*.

ABSTRACT

During the treatment of diseases that causes respiratory issues, such as Covid-19, patients sometimes require endotracheal intubation procedures in which healthcare workers are highly exposed to viral agents that are dispersed through the air via respiratory particles. One of the protective devices that can be used to mitigate the risk of infection is the aerosol box, a cabin that provides an additional physical barrier to protect the health care worker during endotracheal intubation, reducing his/her exposure to infectious aerosols. The equipment can be used with different configurations, such as the number of entrances for health care workers' arms, openings for air intake, number of fans that perform aspiration of air on top of the cabin, among others. Therefore, this graduation study aimed to analyze by Computational Fluid Dynamics (CFD) different operating conditions of an aerosol box and choose the best option among the simulated ones, seeking to indicate better conditions of particles removal and air circulation in the cabin. Using CFD with Ansys Student R2 2020 software, 6 cases were simulated with different cabin and particle injection configurations, varying operating conditions such as quantity of aspirators, air suction flow rate in the aspirators and breathing particle velocities. After the simulations, the results were discussed in terms of air velocity contours, particle distribution and particle removal efficiency in the cabins for each case. According to the changes in particle velocity parameters and number of fans, it was concluded that the highest particle removal efficiencies were observed in the cases with only 1 fan, highlighting the case with the lowest particle velocity.

Keywords: Computational Fluid Dynamics. CFD. Aerosol box.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração de um tubo inserido na traqueia de um paciente durante o processo de intubação endotraqueal.	4
Figura 2: Dimensões (em cm) da cabine aerosol box proposta por Tseng e Lai.	5
Figura 3: Protótipo da cabine aerosol box em tamanho real, sendo utilizado em um processo de intubação endotraqueal.	6
Figura 4: Cabines aerosol box, respectivamente modelo inicial e modelo modificado, utilizadas no estudo de Begley.	7
Figura 5: Exposições ou danos em equipamentos de proteção utilizados pelos profissionais de saúde durante as intubações simuladas no estudo de Begley.	8
Figura 6: Aerosol hood desenvolvida no estudo de Phu e Park. (a) Simulação da utilização da cabine com um manequim; (b) Visão lateral da cabine aerosol hood; (c) Dimensões da cabine (em cm).	9
Figura 7: Geometria da cabine aerosol box utilizada no estudo de De Boni.	10
Figura 8: Representação dos braços dos profissionais e da cabeça do paciente na cabine aerosol box utilizada no estudo de De Boni.	11
Figura 9: Regiões de contorno da cabine destacadas no software Ansys Student R2 2020. ...	12
Figura 10: Dispersão uniforme de partículas a partir de uma origem virtual ilustrada no estudo de De Oliveira (2019).	15
Figura 11: Representação gráfica do modelo de distribuição de partículas RRB.	16
Figura 12: Frequência acumulada de tamanhos de partículas de atividades expiratórias (espirro, tosse e fala)	17
Figura 13: Dimensões da cabine aerosol box utilizada no software (em mm). (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.	18
Figura 14: Mesh da cabine aerosol box utilizada no software (em mm). (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.	20
Figura 15: Cabine aerosol box com visão do Fluent. (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.	22
Figura 16: Visão das diferentes condições de contorno na aerosol box. (I) Cabine completa – 1 ventilador; (II) Cabine completa – 1 ventilador; (III) Contornos de entrada – 1 ventilador; (IV) Contornos de entrada – 3 ventiladores.	23
Figura 17: Visões do plano ZX que corta a cabine. (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior; (V) Vista geral.	24

Figura 18: Contornos de velocidade no plano ZX. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.....	26
Figura 19: Vetores de velocidade no plano ZX. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.....	28
Figura 20: Trajetória das partículas na cabine, com base no diâmetro de partícula. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.....	29
Figura 21: Visão da trajetória das partículas na cabine, com base na velocidade da partícula. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Casos analisados no trabalho de De Boni.	13
Tabela 2: Diferentes configurações dos casos simulados neste trabalho.....	21
Tabela 3: Porcentagem de partículas removidas em cada um dos casos analisados.	32

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1.	CORONAVIRUS DISEASE (COVID-19) E SARS-CoV-2	3
2.2.	INTUBAÇÃO ENDOTRAQUEAL E <i>AEROSOL BOX</i>	4
2.3.	SIMULAÇÃO CFD DA CABINE <i>AEROSOL BOX</i>	10
2.4.	DISPERSÃO DE PARTÍCULAS E TOSSE HUMANA	14
3	MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1.	DIMENSÕES DA CABINE <i>AEROSOL BOX</i>	18
3.2.	MALHA COMPUTACIONAL (<i>MESHING</i>)	19
3.3.	CASOS SIMULADOS	21
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	26
4.1.	CONTORNOS DE VELOCIDADE NA CABINE	26
4.2.	DISTRIBUIÇÃO DAS PARTÍCULAS NA CABINE	29
4.3.	EFICIÊNCIA DE REMOÇÃO DAS PARTÍCULAS	32
5	CONCLUSÕES	34
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35

1 INTRODUÇÃO

Em curso há mais de um ano, a pandemia global de *Coronavirus disease* (Covid-19), causada pela infecção com o vírus *Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2* (SARS-CoV-2) e suas diversas variantes, já atingiu mais de 175 milhões de casos e ocasionou mais de 3,7 milhões de mortes no mundo até o momento (WHO, 2021). O Brasil é o país com terceiro maior número de casos e segundo maior número de mortes no mundo, com mais de 17 milhões de casos e mais de 480 mil vítimas (WHO, 2021).

Pacientes acometidos pela doença de forma mais grave podem necessitar de procedimentos de intubação endotraqueal, cuja operacionalização deve ser feita por 2 profissionais. (ABCMED, 2014). Como as principais formas de transmissão do SARS-CoV-2 são por partículas respiratórias espalhadas por vias aéreas ou depositadas em superfícies (WHO, 2021), o procedimento representa um grande risco de exposição aos profissionais da saúde.

Dessa forma, uma preocupação da comunidade científica é buscar formas para minimizar o risco de contágio e trazer maior proteção aos profissionais da saúde. Um dos equipamentos de proteção que podem ser usados para atenuar o risco de contágio é a *aerosol box*, uma cabine que fornece uma barreira física adicional de proteção ao profissional de saúde durante procedimentos de intubação endotraqueal (TSENG e LAI, 2020). A cabine *aerosol box* pode ser adaptada para utilização com diferentes configurações, tais como número de entradas para os braços de profissionais da saúde, aberturas para entrada de ar, número de ventiladores que realizam a aspiração do ar no topo da cabine, tamanho da entrada para os ombros/cabeça do paciente, entre outros.

Uma das formas de avaliar diferentes configurações de cabines *aerosol box* é por meio da fluidodinâmica computacional (CFD). O estudo realizado por De Boni (2020) foi o primeiro trabalho de simulação CFD aplicado a cabines *aerosol box* com base nos estudos do Centro de Desenvolvimento e Prototipagem de Equipamentos Complementares de Proteção Individual (CDPRO) na Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) (DE BONI, 2020). Utilizando o *software* Ansys Student R2 2020, o estudo possuiu o objetivo de avaliar por CFD a dinâmica do escoamento de do ar dentro de uma cabine *aerosol box* para diferentes configurações geométricas e condições de contorno. No entanto, conforme será melhor descrito na seção 2.3, não foi analisada a dinâmica de partículas expelidas pelo paciente ou sua retenção/remoção na cabine (DE BONI, 2020).

Visando aprofundar neste tema, este trabalho de graduação foi desenvolvido com o objetivo de dar sequência no estudo de De Boni (2020) ao analisar por Fluidodinâmica Computacional (CFD) novas condições de operação de uma cabine *aerosol box* e elencar uma melhor opção dentre as simuladas. Utilizando CFD com o *software* Ansys Student R2 2020, foram simulados 6 casos com diferentes configurações de cabine e incluindo injeção de partículas, variando condições de operação como quantidade de aspiradores, vazão da sucção de ar nos aspiradores e velocidade de partículas provenientes da respiração.

Os resultados obtidos nas simulações foram discutidos e analisados em termos de contornos de velocidade do ar no interior da cabine, distribuição de partículas e eficiência de remoção de partículas, sendo destacados os casos que apresentaram a maior eficiência de remoção. Além disso, foram discutidas as limitações observadas nas simulações e propostos próximos passos em termos de possíveis novos estudos sobre o tema.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. CORONAVIRUS DISEASE (COVID-19) E SARS-CoV-2

A *Coronavirus disease* consiste em uma doença respiratória infecciosa que promove sintomas como febre, falta de ar, fadiga, tosse seca, perda de paladar/olfato, dores de cabeça ou no peito, perda de apetite, entre outros (WHO, 2021). Dos pacientes que são diagnosticados com a doença, cerca de 80% apresentam sintomas leves ou moderados – quadro clínico de resfriado, síndrome gripal ou pneumonia leve, sem necessidade de oxigenioterapia ou internamento hospitalar (DIAS et al., 2020). 15% dos pacientes diagnosticados necessitam de tratamento hospitalar com oxigênio por apresentar sintomas graves – para adultos, febre e/ou infecção respiratória, dispneia e/ou saturação de oxigênio <93% em ar ambiente; para crianças, tosse ou dificuldade na respiração ou saturação de oxigênio <90% ou dispneia grave (DIAS et al., 2020). Finalmente, 5% dos pacientes diagnosticados apresentam sintomas críticos – insuficiência respiratória grave (SARS – *Severe Acute Respiratory Syndrome*) e/ou choque séptico – que acarretam em tratamento hospitalar intensivo com ventilação mecânica. Dependendo da idade/comorbidades dos pacientes, podem ter letalidade chegando a 50% dos casos (DIAS et al., 2020). Pacientes idosos ou com outras complicações médicas tais como pressão alta, problemas pulmonares, diabetes, obesidade ou câncer são mais suscetíveis a desenvolver sintomas críticos da doença (WHO, 2021).

As principais formas de transmissão e contaminação da *Coronavirus disease* são por meio de partículas de saliva expelidas durante a respiração, tosse ou espirros (WHO, 2021). Essas partículas podem entrar em contato com outras pessoas por vias aéreas, por meio do contato entre as pessoas ou por meio da deposição em superfícies de objetos, ocasionando na transmissão do vírus (DE SOUZA et al., 2021).

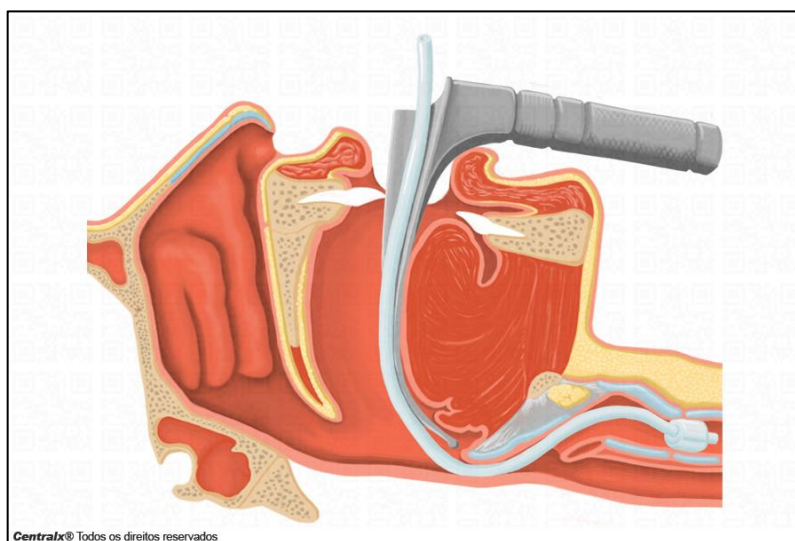
2.2. INTUBAÇÃO ENDOTRAQUEAL E *AEROSOL BOX*

Após o início da pandemia de Covid-19, potencializou-se o desafio de otimizar a proteção aos profissionais da saúde que estão na linha de frente da luta contra doenças virais infecciosas. Neste contexto, o Dr. Jen-Yu Tseng (do departamento de obstetrícia e ginecologia do hospital Taipei Veterans General, em Taiwan) e o Dr. Hsien Yung Lai (do departamento de anestesiologia do Hospital Menonnite Christian, em Taiwan), desenvolveram um dispositivo com o objetivo de proteger profissionais de saúde durante procedimentos de intubação endotraqueal de pacientes (TSENG e LAI, 2020).

O procedimento de intubação endotraqueal consiste na introdução de um tubo, pelo nariz ou boca, na traqueia do paciente, permitindo que sua respiração seja mantida em condições na qual a respiração espontânea está impossibilitada (ABCMED, 2014). O procedimento é utilizado em situações como cirurgias que demandam anestesia geral, quadros de parada respiratória e/ou cardíaca, obstruções de vias aéreas ou insuficiências respiratórias graves tais como as causadas em casos críticos da Covid-19. (ABCMED, 2014).

Antes de ser realizada, a intubação endotraqueal requer que o paciente seja posicionado em decúbito dorsal (deitado de costas, com a barriga voltada para cima e cabeça/ombros ligeiramente elevados), que sejam removidas quaisquer dentaduras ou próteses bucais e que uma peça bucal seja posicionada para estabilização do tubo, impedindo que o paciente o morda. (ABCMED, 2014). A figura 1 ilustra um tubo sendo inserido na traqueia de um paciente durante processo de intubação endotraqueal.

Figura 1: Ilustração de um tubo inserido na traqueia de um paciente durante o processo de intubação endotraqueal.

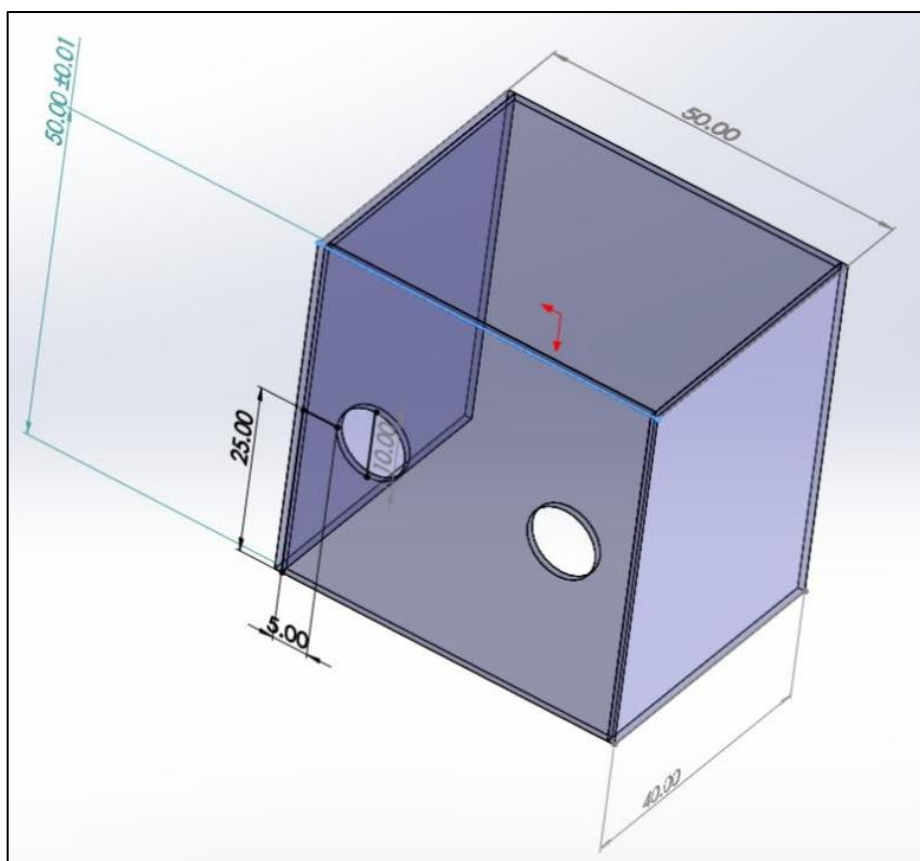


Fonte: ABCMED, 2014

É necessária a presença de dois profissionais para a realização da intubação endotraqueal, um que irá conduzir o procedimento e outro que irá manter a estabilização da cabeça e da coluna cervical do paciente (ABCMED, 2014). Logo, esse procedimento promove um contato entre esses profissionais da saúde e pacientes, existindo risco de transmissão da Covid-19 por meio de gotículas em vias aéreas durante o manuseio dos equipamentos.

Dessa forma, o dispositivo desenvolvido por Tseng e Lai, denominado cabine *aerosol box*, permite que profissionais possam realizar o manuseio dos materiais médicos utilizados na intubação com um menor risco de contato com partículas de saliva contaminadas com agentes virais expelidas pela respiração dos pacientes (TSENG e LAI, 2020). As figuras 2 e 3 ilustram, respectivamente, as dimensões da cabine *aerosol box* proposta por Tseng e Lai e um protótipo construído em utilização durante a entubação de um paciente.

Figura 2: Dimensões (em cm) da cabine *aerosol box* proposta por Tseng e Lai.



Fonte: TSENG e LAI, 2020

Figura 3: Protótipo da cabine aerosol box em tamanho real, sendo utilizado em um processo de intubação endotraqueal.



Fonte: TSENG e LAI, 2020

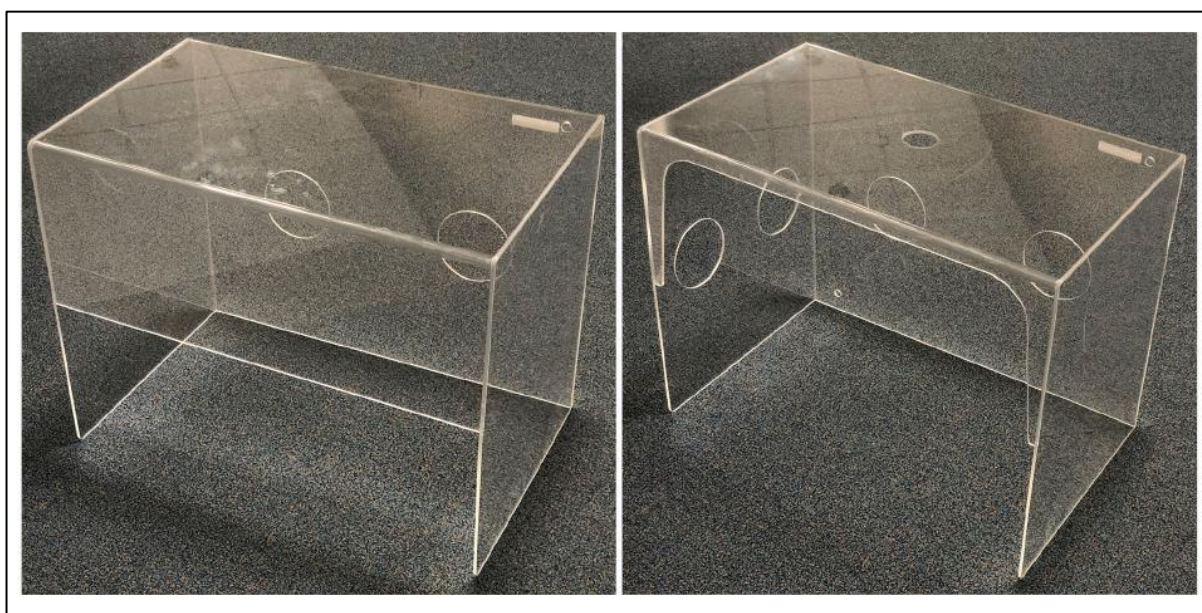
O intuito de Tseng e Lai foi o de desenvolver um dispositivo simples, barato e de fácil construção. A cabine possui 2 buracos na parte traseira para que um dos profissionais manuseie os tubos durante o procedimento e uma grande abertura na parte dianteira para entrada do paciente e apoio do segundo profissional.

O equipamento possui um custo unitário de aproximadamente US\$67, podendo ser elaborado com materiais acrílicos ou de policarbonato transparente. Após a utilização, basta higienizar a cabine com álcool 70% que ela estará pronta para uso com um próximo paciente (TSENG e LAI, 2020). A partir do modelo base de Tseng e Lai, outras variações de cabines

começaram a ser estudadas por profissionais que buscavam um aprimoramento do modelo.

Um estudo realizado por Begley avaliou, além do modelo inicial de Tseng e Lai, um outro modelo modificado de cabine *aerosol box* (figura 4), que inclui 2 buracos extras para manuseio do segundo profissional da saúde, um orifício no topo para inserção de um *bougie* para auxiliar na intubação e portas para aplicação de sucção na cabine (que não foram utilizadas no estudo). (BEGLEY et al., 2020).

Figura 4: Cabines *aerosol box*, respectivamente modelo inicial e modelo modificado, utilizadas no estudo de Begley.



Fonte: BEGLEY et al., 2020

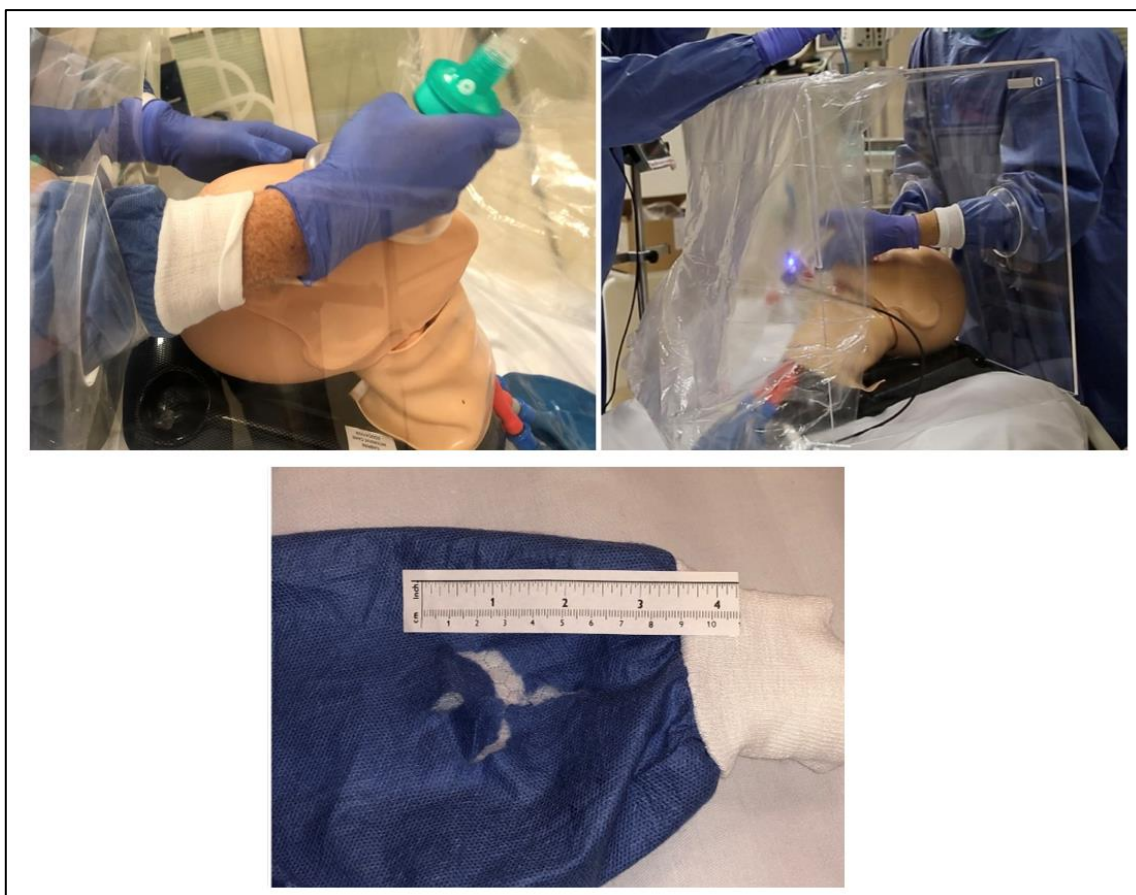
O estudo contou com a participação de 12 anestesistas que realizaram ao total 36 intubações simuladas, sendo uma em cada um dos cenários possíveis (sem cabine, com a cabine modelo inicial e com a cabine modelo modificado). Entre os objetivos do estudo estavam a avaliação do tempo necessário para a intubação considerando cenários sem cabine ou com cada um dos modelos e quantidades de vezes em que os profissionais da saúde tiveram danos ou exposições em seus equipamentos de proteção durante o processo (BEGLEY et al., 2020).

Em geral, todas as intubações realizadas sem a cabine *aerosol box* apresentaram menor tempo de procedimento e nenhum dano/exposição nos equipamentos de proteção dos profissionais. Em comparação com as intubações realizadas sem cabine, intubações realizadas com o modelo inicial apresentaram em média aproximadamente 48,4 segundos a mais para serem completadas, enquanto com o modelo modificado em média aproximadamente 28,2

segundos a mais (BEGLEY et al., 2020).

Um dos pontos de atenção levantados pelo estudo de Begley foi a questão da usabilidade da cabine e seu possível impacto na proteção dos profissionais. Por mais que apresente um potencial de redução da exposição às gotículas infectadas, a *aerosol box* gerou desconforto na utilização durante o procedimento de intubação para 50% dos profissionais do estudo. Além disso, das 24 intubações realizadas em cabines, um terço (8) apresentaram danos ou exposições nos equipamentos de proteção dos profissionais (BEGLEY et al., 2020), conforme exibido na figura 5.

Figura 5: Exposições ou danos em equipamentos de proteção utilizados pelos profissionais de saúde durante as intubações simuladas no estudo de Begley.

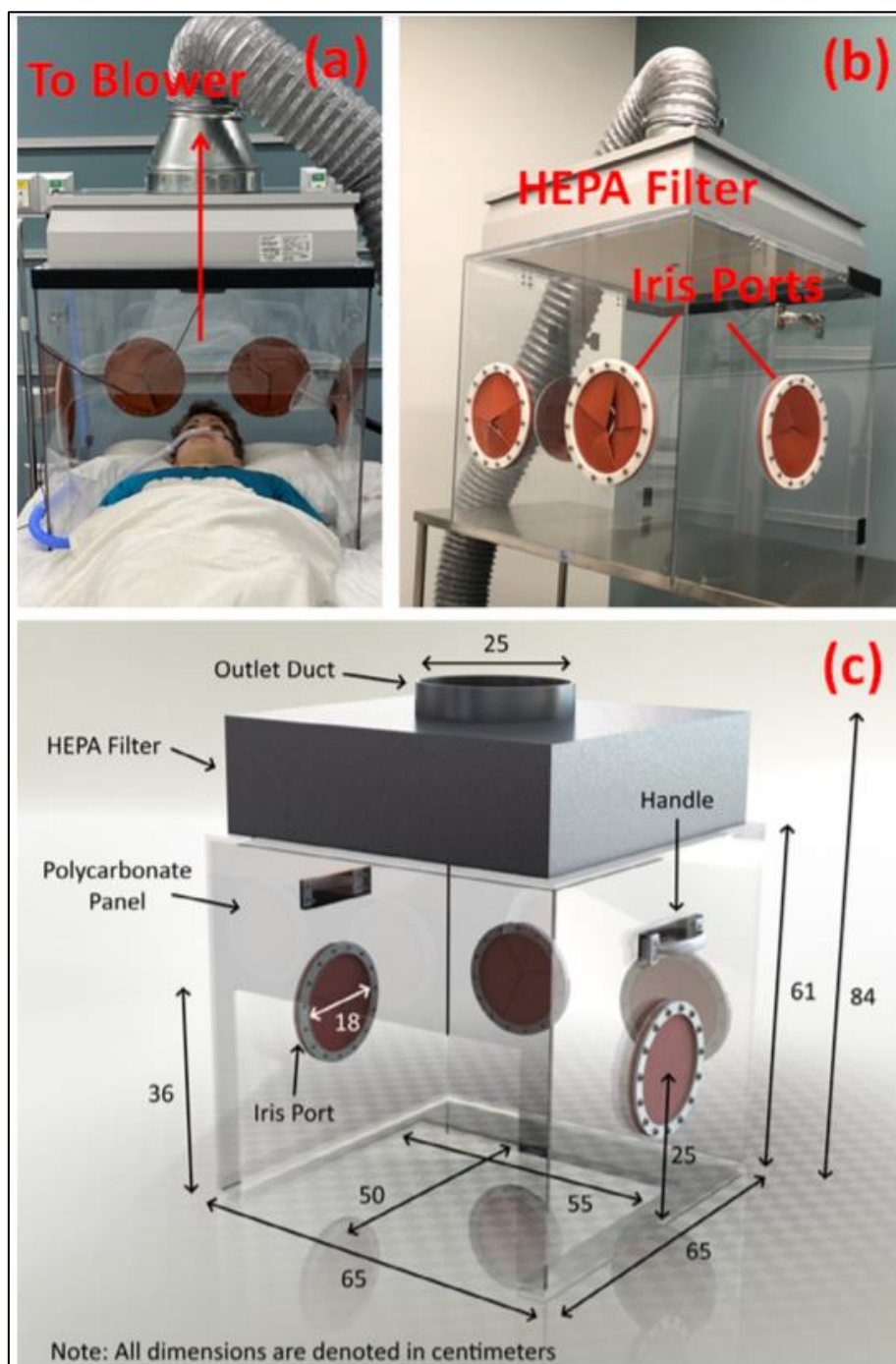


Fonte: BEGLEY et al., 2020

Um outro estudo que apresentou evoluções em relação à cabine *aerosol box* de Tseng e Lai foi o de PHU et al. (2020), no qual foi desenvolvido um modelo de cabine chamado de *aerosol hood*. A cabine modificada apresenta 4 entradas do tipo *iris-ports*, para manuseio de ambos os profissionais de saúde que realizarão a entubação, uma grande abertura que comporta a cabeça e a parte superior do tronco de um paciente, e no topo um sistema de ventilação com filtro de

ar de alta eficiência (HEPA), que permite aplicar uma pressão negativa no interior da cabine sem apresentar incômodos aos pacientes (PHU et al., 2020). A figura 6 exhibe o modelo *aerosol hood* desenvolvido no estudo.

Figura 6: *Aerosol hood* desenvolvida no estudo de Phu e Park. (a) Simulação da utilização da cabine com um manequim; (b) Visão lateral da cabine *aerosol hood*; (c) Dimensões da cabine (em cm).



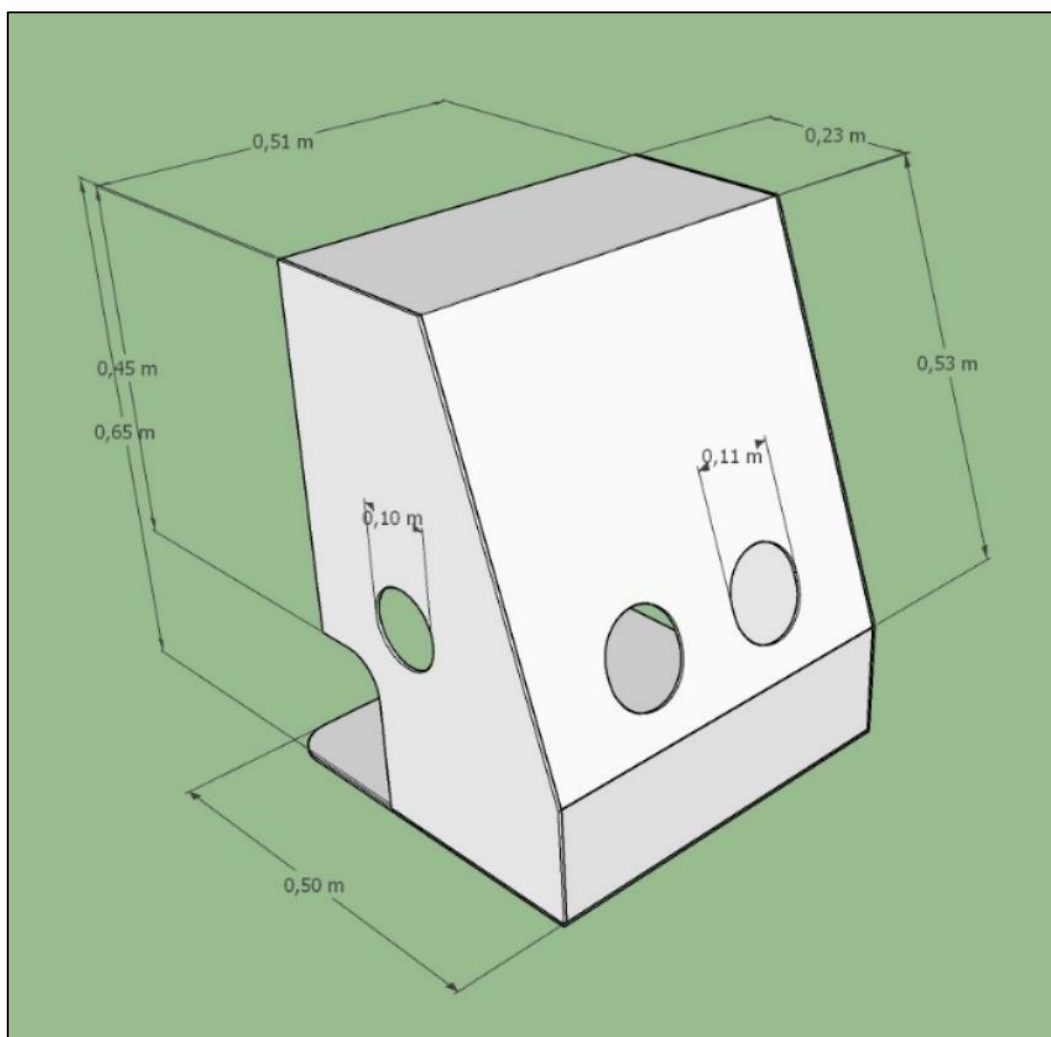
Fonte: PHU et al., 2020

2.3. SIMULAÇÃO CFD DA CABINE *AEROSOL BOX*

Uma referência importante para este trabalho é o estudo de De Boni (2020), que foi o primeiro trabalho de simulação CFD aplicado a cabines *aerosol box* realizado com base nos estudos do Centro de Desenvolvimento e Prototipagem de Equipamentos Complementares de Proteção Individual (CDPRO) na Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). (DE BONI, 2020).

De Boni (2020) avaliou por CFD a circulação do ar dentro de uma cabine *aerosol box* para diferentes configurações utilizando o software Ansys Student R2 2020 e conforme a cabine *aerosol box* apresentada na figura 7. Esta mesma cabine foi simulada neste trabalho e será detalhada na seção 3.1.

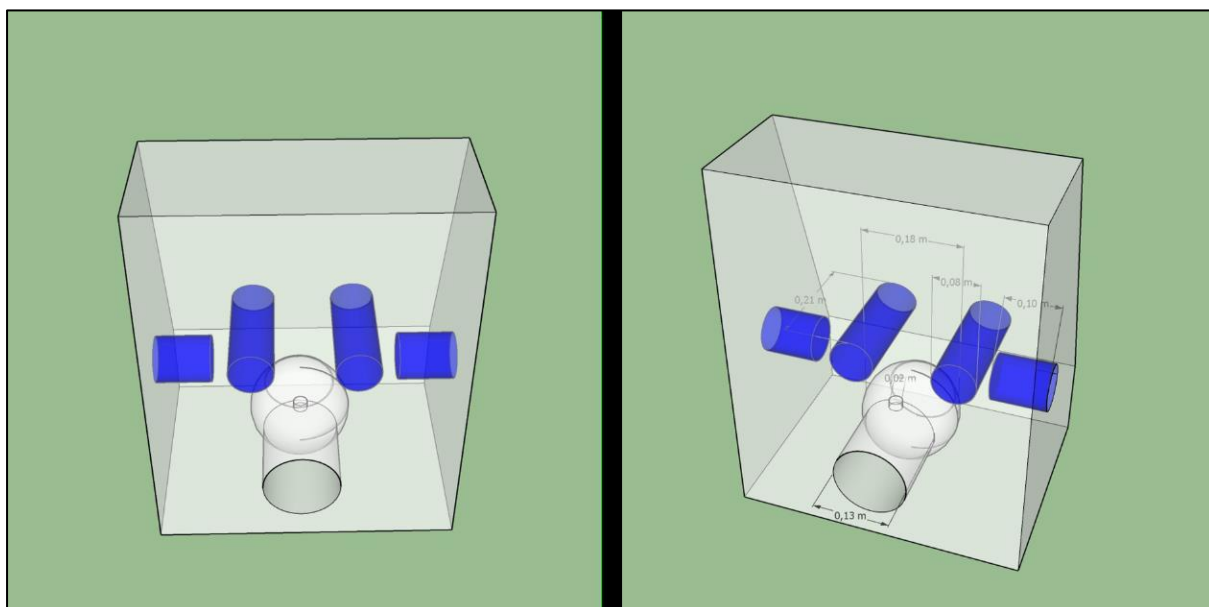
Figura 7: Geometria da cabine *aerosol box* utilizada no estudo de De Boni.



Fonte: DE BONI, 2020

A visão da cabine exibida na figura 8 traz uma ilustração do posicionamento dos braços dos profissionais da saúde que realizarão o procedimento de intubação e o posicionamento da cabeça do paciente no interior da cabine.

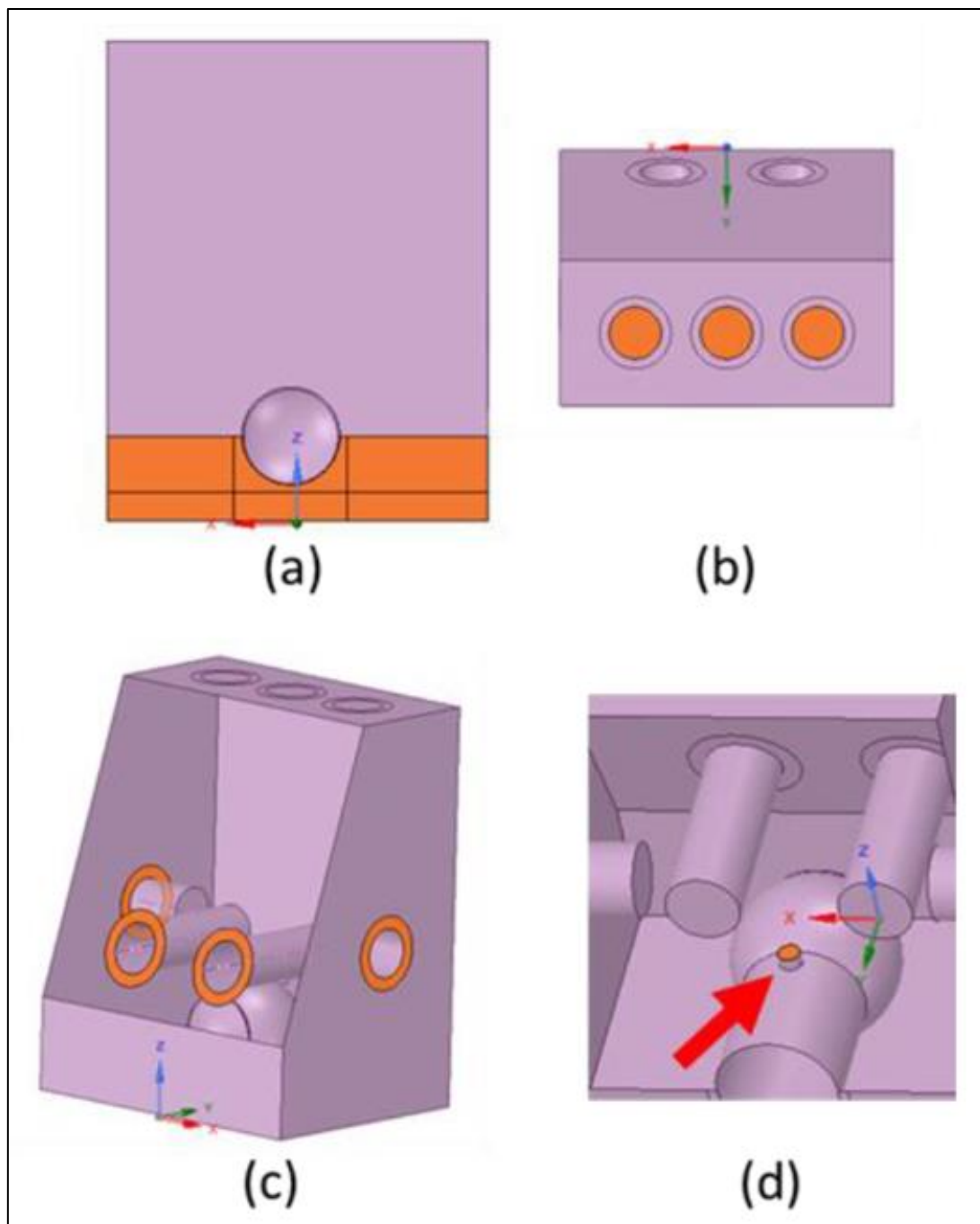
Figura 8: Representação dos braços dos profissionais e da cabeça do paciente na cabine *aerosol box* utilizada no estudo de De Boni.



Fonte: DE BONI, 2020

Após a construção da geometria da cabine no *software* Ansys Student R2 2020, destacam-se as regiões de contorno exibidas na figura 9. Na figura, a região (a) corresponde ao espaço dos ombros e cabeça do paciente, a região (b) corresponde à 3 saídas de ar nas quais podem ou não ser adicionados aspiradores para simular condições de ventilação/sucção na cabine, a região (c) corresponde ao espaço estimado nas entradas laterais ou frontais que pode permitir passagem de ar entre os braços dos profissionais que realizarão o manuseio dos equipamentos no interior na cabine, e a região (d) corresponde à boca do paciente, na qual pode ocorrer a entrada de uma vazão de ar normal à direção $z=1$, que simula a respiração humana (DE BONI, 2020).

Figura 9: Regiões de contorno da cabine destacadas no software Ansys Student R2 2020.



Fonte: DE BONI, 2020

Considerando as regiões de contorno mostradas na figura 9, no trabalho de De Boni (2020) foram simulados 8 casos variando as condições de vazão de ar na boca do paciente, vazão de sucção de ar, número de aspiradores e entrada de ar pelas passagens laterais ou inferiores. Os detalhes dos diferentes casos simulados estão descritos na tabela 1:

Tabela 1: Casos analisados no trabalho de De Boni.

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

Fonte: DE BONI, 2020

Após as simulações, os resultados indicaram que a presença de aspiradores contribuiu para que não houvesse vazamento de ar pelas aberturas dos braços dos profissionais da saúde. Ademais, foi observada uma maior eficiência de troca de ar contaminado no interior da cabine nos casos 7 e 8, que possuem uma maior vazão total de sucção de ar e maior número de aspiradores (DE BONI, 2020). Apesar disso, não foi realizada nenhuma simulação com a inserção de uma distribuição de partículas no modelo.

Visando dar continuidade ao estudo de De Boni (2020), com o objetivo de avaliar qual configuração de operação da cabine *aerosol box* dentre as analisadas poderia oferecer maior proteção aos profissionais de saúde, neste trabalho foram realizadas simulações considerando a injeção de partículas no sistema – considerando-as expelidas pela boca do paciente entubado – e a variação das condições de injeção dessas partículas.

2.4. DISPERSÃO DE PARTÍCULAS E TOSSE HUMANA

Conforme apresentado na seção 2.1, as principais formas de transmissão e contaminação da Covid-19 são por meio de partículas de saliva expelidas durante a respiração, tosse ou espirros (WHO, 2021). Durante tais acontecimentos são geradas uma grande quantidade de partículas de diferentes tamanhos, que podem ficar suspensas no ar ou se depositarem em superfícies.

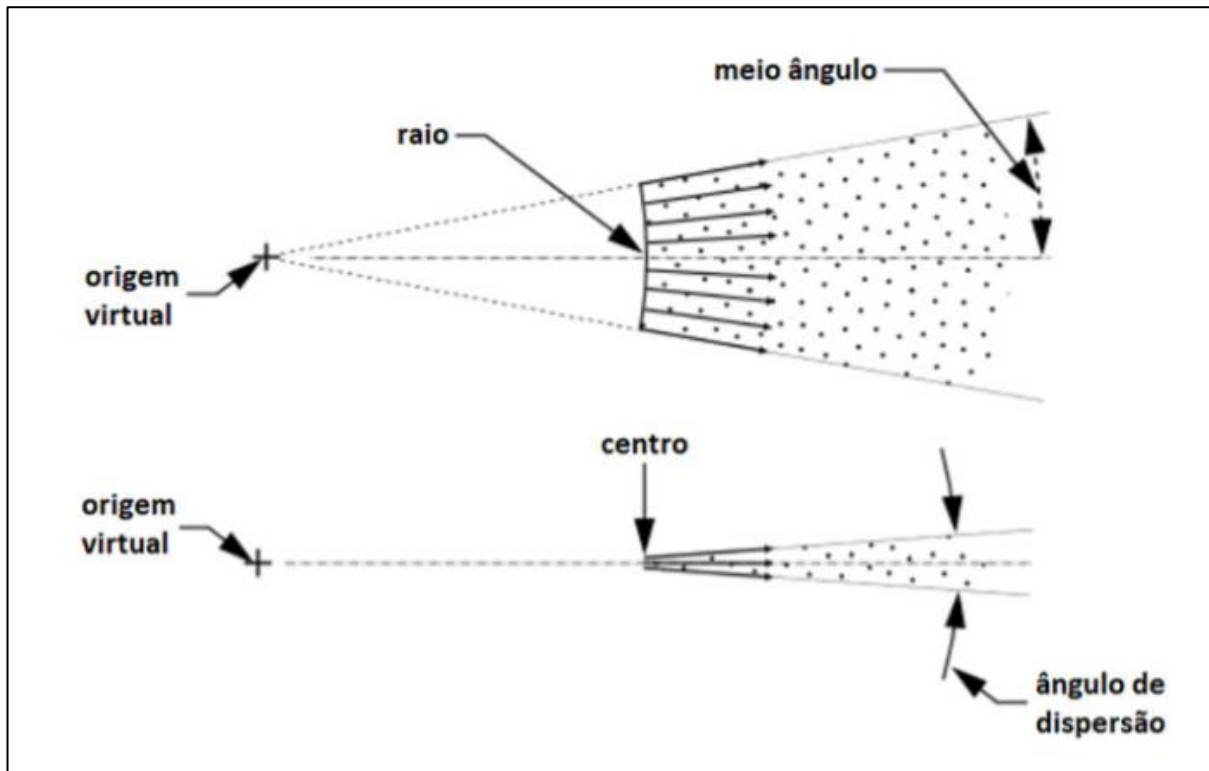
Existem tipos de partículas que apresentam um comportamento de suspensão no ar e possuem a presença de patógenos como vírus ou bactérias, denominadas aerossóis infecciosos. Tais partículas acarretam em relevante potencial de contaminação para seres humanos. (FENNELLY, 2020). O tamanho de partículas é o principal fator que determina o comportamento de aerossol, sendo que partículas menores que 5 μm possuem a maior probabilidade de permanecerem suspensas no ar por períodos indeterminados de tempo, a menos que haja alguma perturbação nas correntes de ar do ambiente no qual estão suspensas. (FENNELLY, 2020). Além disso, apesar de seres humanos produzirem partículas com uma grande variedade de tamanhos a partir da respiração, tosses ou espirros, os patógenos são encontrados principalmente em partículas de tamanhos pequenos (menores que 5 μm). Tais partículas são imediatamente absorvidas pela respiração de indivíduos expostos. (FENNELLY, 2020).

A partir de tosses ou espirros, são produzidas plumas de aerossóis que contém uma alta concentração de partículas e podem ser dissipadas pelo ar em até 7 a 8 metros de distância. (FENNELLY, 2020). Partículas maiores (entre 60-100 μm), que podem ser depositadas no chão em até 2 m de distância, podem ser arrastadas até 6 m devido ao efeito de um espirro. (FENNELLY, 2020). Tais fatos indicam claramente que profissionais da saúde que tem contato com pacientes contaminados (por exemplo em procedimentos dentários ou intubações) podem ser altamente expostos às plumas de aerossóis infecciosos. (FENNELLY, 2020).

Um estudo realizado por Wei e Li analisou a tosse humana, que por conta do potencial de espalhamento de partículas de saliva, pode ser considerada como um importante vetor de transmissão de doenças respiratórias em ambientes fechados (WEI e LI, 2017). Em estudos experimentais detectou-se para a tosse uma faixa de velocidades do ar entre 6-28 m/s e ângulos de dispersão entre 32-38°, sendo que ela se expandia de forma linear em estágios iniciais, ou seja, nas proximidades da boca (WEI e LI, 2017). A figura 10, retirada do estudo de De Oliveira (2019), ajuda a ilustrar um cenário hipotético de dispersão uniforme de partículas com um determinado ângulo de dispersão a partir de uma origem, que pode ser interpretada como a

tosse de um paciente.

Figura 10: Dispersão uniforme de partículas a partir de uma origem virtual ilustrada no estudo de De Oliveira (2019).



Fonte: DE OLIVEIRA, 2019

É possível descrever a distribuição de tamanhos de partículas a partir de modelos de distribuição granulométrica de 2 parâmetros associados, tais como o de Gates, Gaudin e Schumann (GGs), Rosin, Rammler e Bennet (RRB) ou log-normal (CRESMASCO, 2012). Neste trabalho foi utilizado o modelo de Rosin, Rammler e Bennet (RRB), representado pela equação 1.

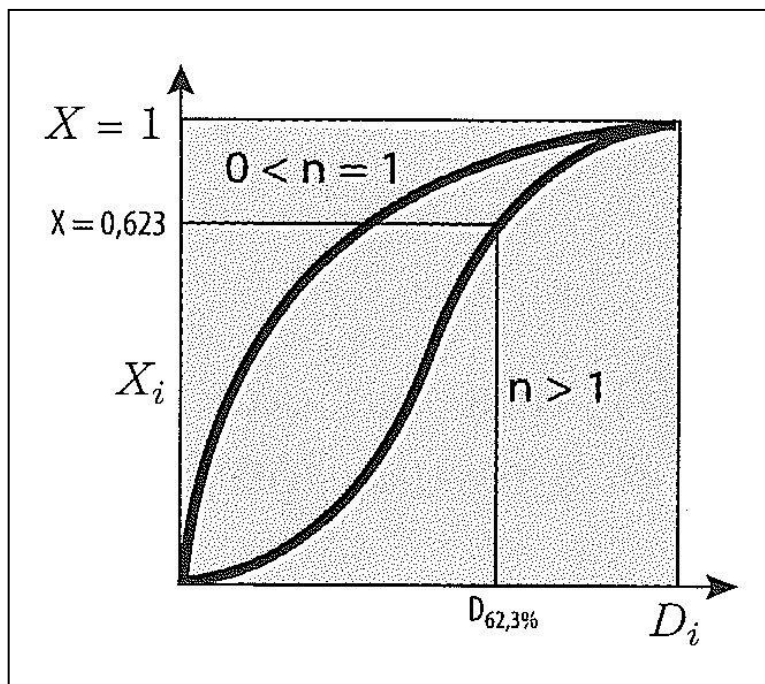
$$X = 1 - e^{-\left(\frac{D}{D'}\right)^n} \quad (1)$$

No modelo RRB, temos os 2 parâmetros associados n (adimensional, $n > 0$) e D' (unidade de comprimento). É possível representar o modelo na forma linearizada, conforme equação 2.

$$\ln \left[\ln \left(\frac{1}{1-X} \right) \right] = n [\ln(D) - \ln(D')] \quad (2)$$

Além disso, quando $D = D'$ temos que $X = 1 - e^{-1}$. Dado que e^{-1} corresponde à aproximadamente 0,368, nesta situação temos $X = 0,632$ e $D' = D_{63,2}$, também conhecido como diâmetro onde 63,2% das partículas tem dimensão menor que ele. (CREMASCO, 2012). A figura 11 traz uma representação gráfica do modelo de distribuição de partículas RRB.

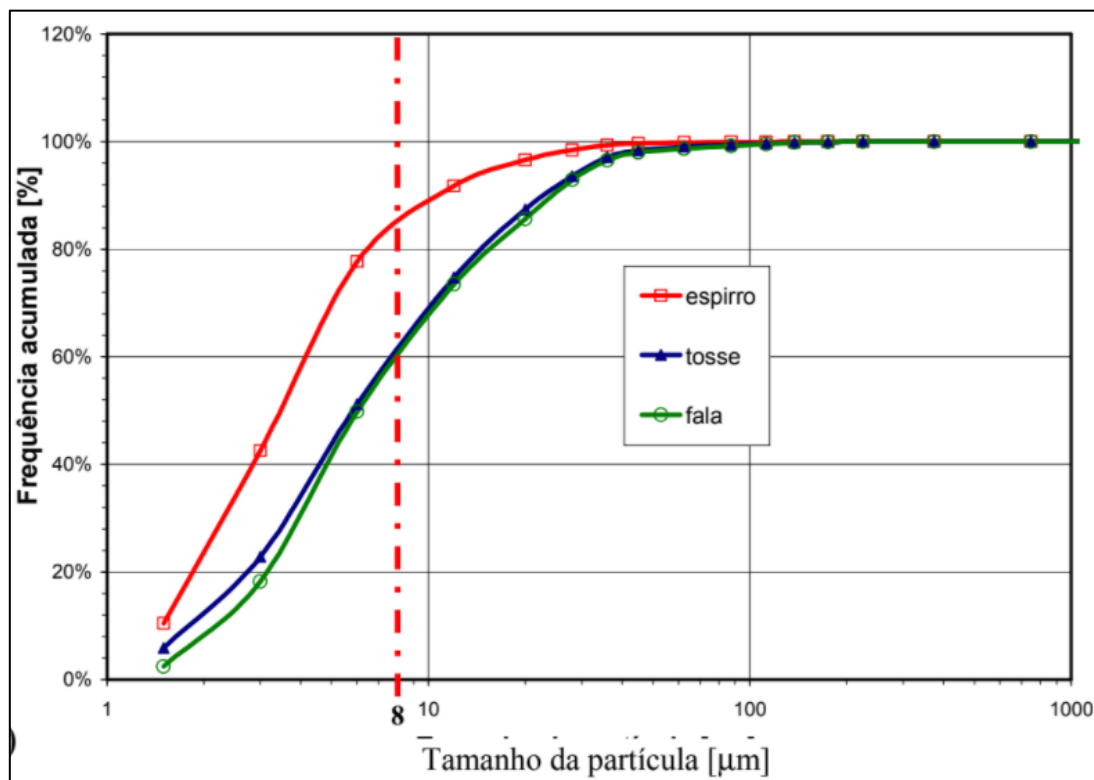
Figura 11: Representação gráfica do modelo de distribuição de partículas RRB



Fonte: CREMASCO, 2012

Atividades expiratórias humanas como espirros, tosses ou fala podem ter a distribuição de tamanhos de partículas descritas com o modelo RRB. Fabichak Jr (2014), em análise de estudo de Duguid (1946), aponta que tais atividades podem gerar milhares de partículas que em sua maioria possuem tamanho médio entre 4 e $8\mu\text{m}$ (FABICHAK JR., 2014). A figura 12 exibe uma representação gráfica da frequência acumulada de tamanhos de partículas dessas atividades expiratórias.

Figura 12: Frequência acumulada de tamanhos de partículas de atividades expiratórias (espirro, tosse e fala)



Fonte: FABICHAK JR, 2014

A figura 12 exibe, a partir da linha azul escura com pontos representados por triângulos, a curva de frequência acumulada de tamanhos de partículas de tosse humana. Traçando os pontos dessa curva e realizando um ajuste não-linear de acordo com a equação do modelo RRB, obteve-se a equação 3.

$$X = 1 - e^{-\left(\frac{D}{8,8}\right)^{1,168}} \quad (3)$$

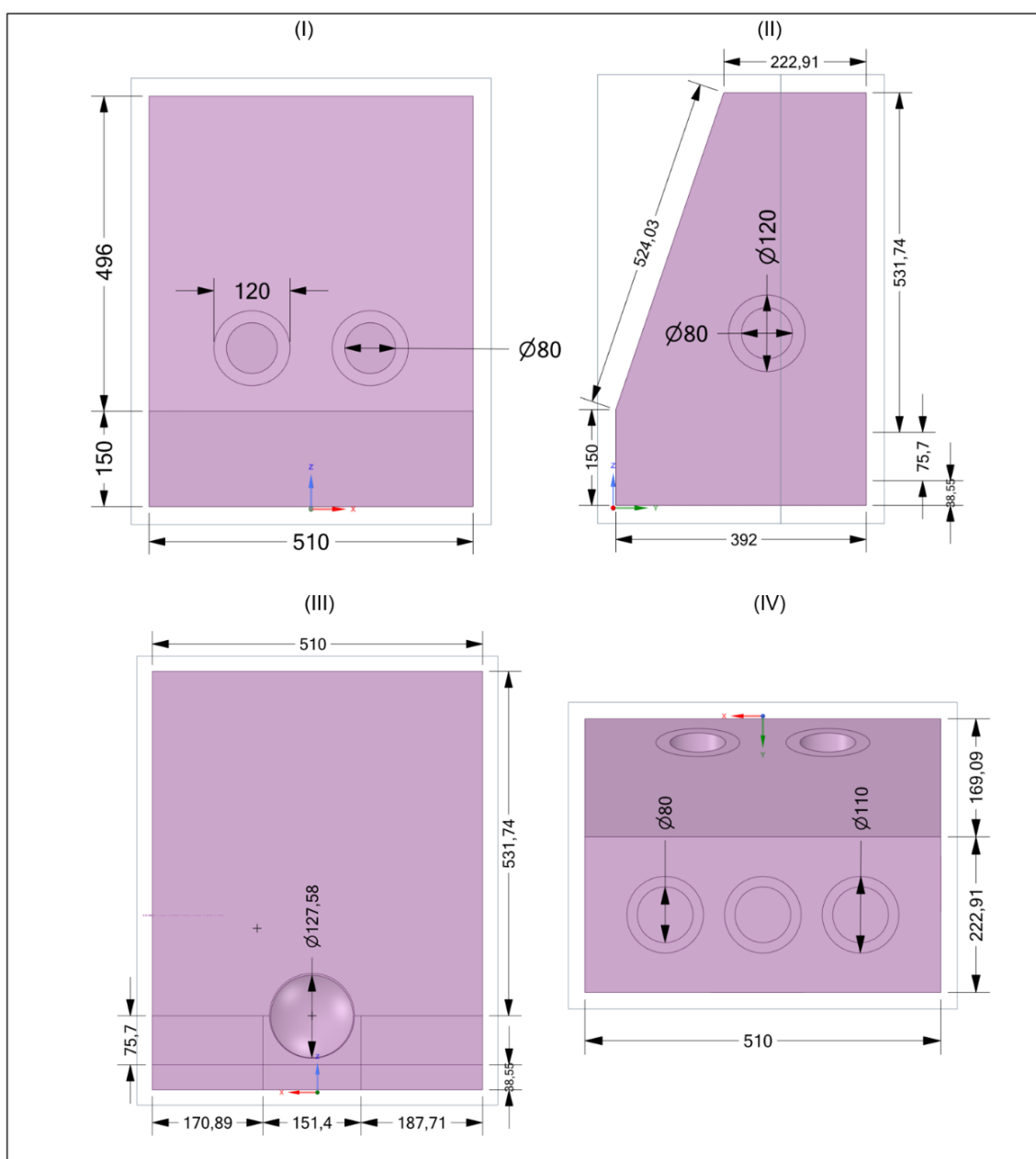
Portanto, a partir da equação 3, obtida com base na literatura de Fabichak Jr. (2014) e Duguid (1964), foi possível determinar os parâmetros aproximados do modelo RRB para a tosse humana, sendo estes $D' = 8,8 \mu\text{m}$ (diâmetro médio) e $n = 1,168$ (*spread parameter*).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. DIMENSÕES DA CABINE AEROSOL BOX

Neste trabalho as simulações foram realizadas utilizando o *software* Ansys Student 2020 R2 considerando uma cabine com diferentes configurações geométricas (um ou três aspiradores). A cabine utilizada neste estudo possui as mesmas dimensões da cabine utilizada no trabalho de De Boni. A figura 13 exibe um detalhamento de todas as dimensões.

Figura 13: Dimensões da cabine aerosol box utilizada no software (em mm). (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.



Fonte: Acervo pessoal

A cabine possui dimensões totais de 392 mm de comprimento, 510 mm de largura e 646 mm de altura. Os 4 espaços para entrada dos braços da equipe médica, observados nas vistas frontal e lateral, possuem 120 mm de diâmetro e foi considerado que quando em uso os braços ocupariam um diâmetro de 80 mm, sobrando portanto 40 mm de diâmetro nos quais poderiam ocorrer a passagem de ar.

Na vista traseira da cabine é possível observar o espaço para o paciente, que consiste em uma abertura de 127,58 mm de diâmetro para passagem da cabeça e de uma grande entrada para passagem dos ombros com altura de 114,25 mm. Os ventiladores que realizam a sucção de ar no topo da cabine, conforme observado na vista superior, possuem diâmetro total de 110 mm e diâmetro de sucção de 80 mm, existindo a possibilidade de funcionamento com 1, 2 ou 3 ventiladores. Neste trabalho, foram simuladas configurações com 1 ventilador (central) ou 3 ventiladores acoplados nos espaços disponíveis.

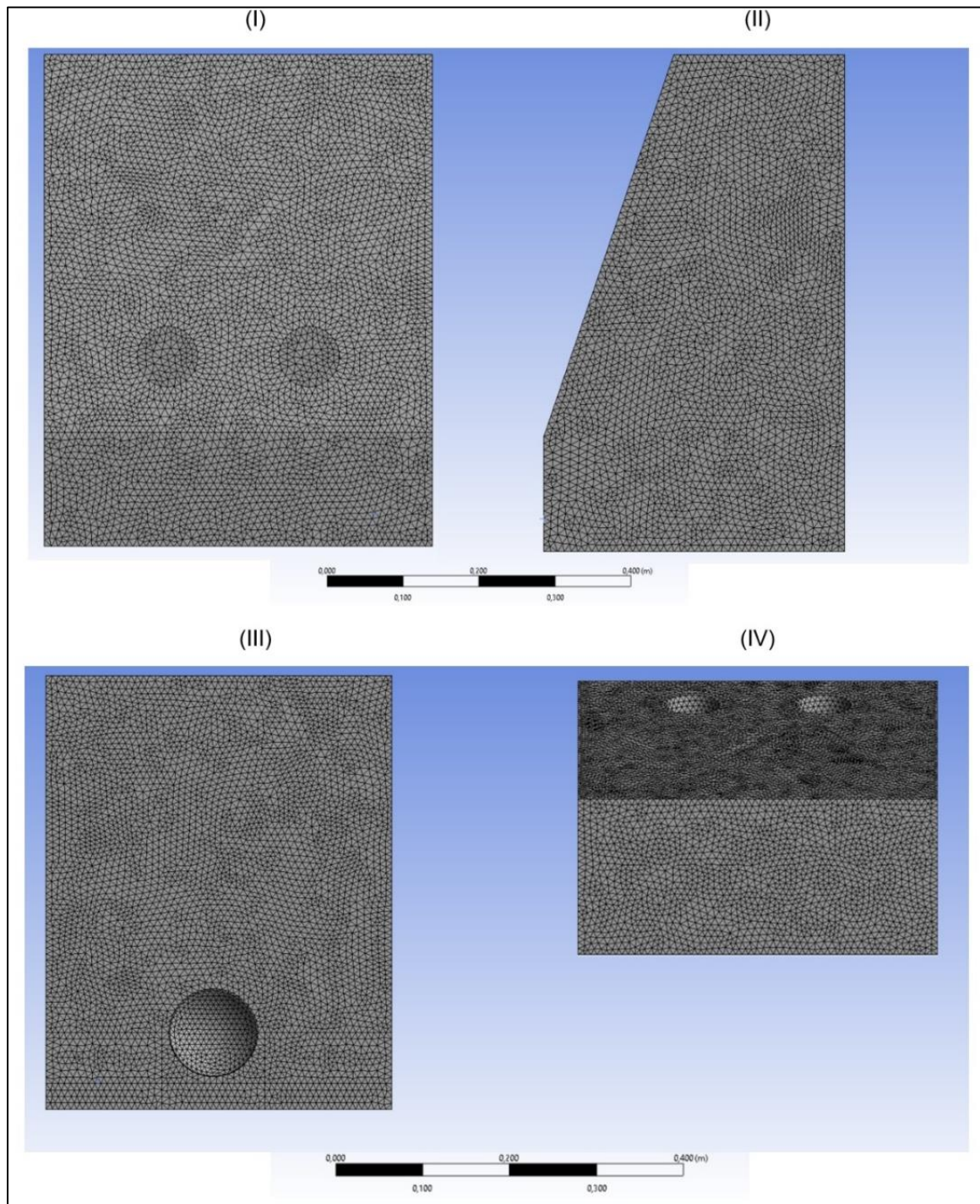
3.2.MALHA COMPUTACIONAL (*MESHING*)

Em simulações de fluidodinâmica computacional (CFD), a etapa de construção da malha (*meshing*) é uma das mais importantes para a obtenção de bons resultados. A etapa consiste no processo em que o domínio computacional a ser analisado (neste trabalho, a *aerosol box*) é dividida em milhares de formas geométricas menores, onde as equações de balanço são aplicadas na forma discretizada para a obtenção da solução numérica. (SIMUTECH GROUP, 2021).

A definição de uma boa malha é essencial pois ela influencia na precisão, convergência e velocidade da simulação. As menores células geradas pela divisão na etapa de *meshing* possibilitam respostas com maior precisão, porém com maior custo computacional (SIMUTECH GROUP, 2021).

A partir da seleção do tamanho de elemento o *software* Ansys Fluent 2020 R2 adapta-se aos tipos de soluções que serão utilizadas nas simulações e estabelece automaticamente critérios para criar uma malha adequada. Alternativamente, é possível controlar a configuração da malha antes da definição. Foi definido o tamanho de 9 mm para cada um dos elementos e a malha foi gerada pelo *software*, obtendo-se 483067 células. A figura 14 ilustra a malha obtida para as simulações deste trabalho.

Figura 14: *Mesh* da cabine *aerosol box* utilizada no software (em mm). (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.



Fonte: Acervo pessoal

3.3.CASOS SIMULADOS

Para a simulação dos casos no *software* Ansys Student 2020 R2 - Fluent, utilizou-se um notebook da marca Dell com processador Core I7. Cada simulação durou entre 5-10 minutos, convergindo entre 100-200 iterações no Fluent. Foram simulados um total de 6 casos, cujas diferentes configurações estão destacadas na tabela 2.

Tabela 2: Diferentes configurações dos casos simulados neste trabalho

Caso	Número de ventiladores (saída de ar)	Vazão de sucção de ar por ventilador (kg/s) $[10^{-4}]$	Vazão de ar pela boca (kg/s) $[10^{-4}]$	Vazão mássica de partículas líquidas (kg/s) $[10^{-4}]$	Velocidade das partículas (m/s)
I	1	8,00	1,50	8,00	6,00
II	1	8,00	1,50	8,00	17,00
III	1	8,00	1,50	8,00	28,00
IV	3	2,67	1,50	8,00	6,00
V	3	2,67	1,50	8,00	17,00
VI	3	2,67	1,50	8,00	28,00

Fonte: Acervo pessoal

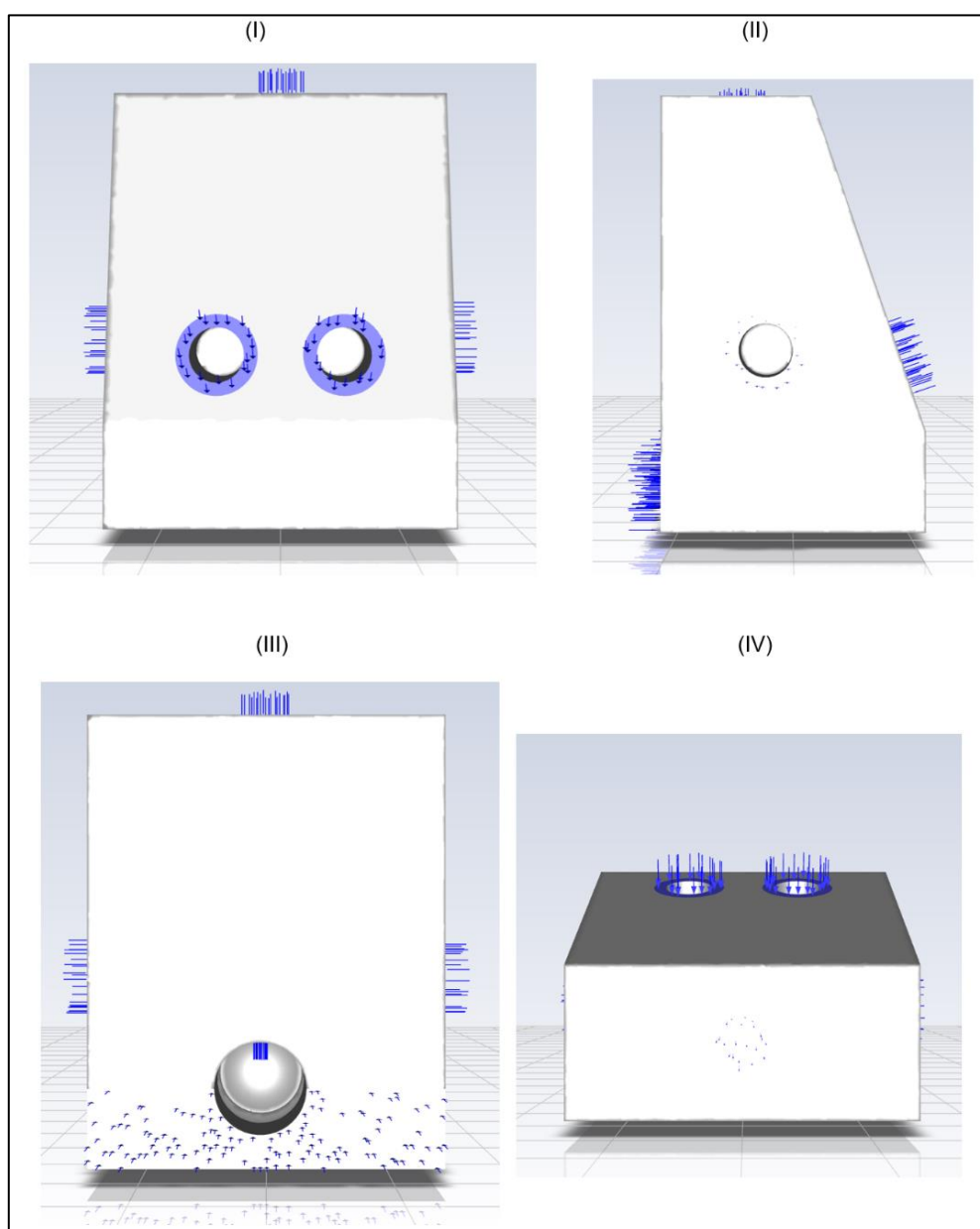
Para todos os casos, as paredes da cabine foram consideradas estacionárias e sem deslizamento em seus contornos. Considerando o ar ($\rho = 1,225 \text{ kg/m}^3$ e $\mu = 1,7894 \cdot 10^{-5} \text{ kg/m.s}$) como fluido, o escoamento na cabine foi definido em regime laminar. Nos espaços para os braços dos profissionais da saúde, foi considerado que há abertura para a entrada de ar. Outras condições delimitadas como constantes nos 6 casos foram a vazão de ar pela boca do paciente ($1,50 \cdot 10^{-4} \text{ kg/s}$) e a vazão total de sucção de ar na cabine ($8,00 \cdot 10^{-4} \text{ kg/s}$).

Além disso, foi realizada uma injeção de partículas de água ($\rho = 998.2 \text{ kg/m}^3$) no sistema a partir da boca do paciente (posição $X = 0,0084$, $Y = 0,268$ e $Z = 0,2$), com direção normal ($z=1$), em formato cônico com ângulo de 40° (WEI e LI, 2017) e vazão mássica constante de $8,00 \cdot 10^{-4} \text{ kg/s}$. Para a distribuição dos tamanhos de partícula, utilizaram-se valores de diâmetro mínimo e máximo respectivamente iguais a $1 \cdot 10^{-6}$ e $1 \cdot 10^{-4}$ m, com uma variação de 10 tamanhos de diâmetro. Para os parâmetros do modelo RRB (equação 1), descrito na seção 2.4, foram utilizadas as aproximações $D' = 9 \cdot 10^{-6}$ m (diâmetro médio) e $n = 1,2$ (*spread parameter*).

As condições I, II, III foram mantidas com apenas 1 ventilador enquanto as condições IV, V e VI foram elaboradas com 3 ventiladores, sendo a vazão constante de sucção de ar da cabine dividida igualmente entre eles. Além disso, a partir da faixa de velocidades de partículas entre 6-28 m/s (FENNELLY, 2020), foram analisadas 3 diferentes velocidades de partículas (6,00, 17,00 e 28,00 m/s) para cada uma das configurações com 1 ou 3 ventiladores.

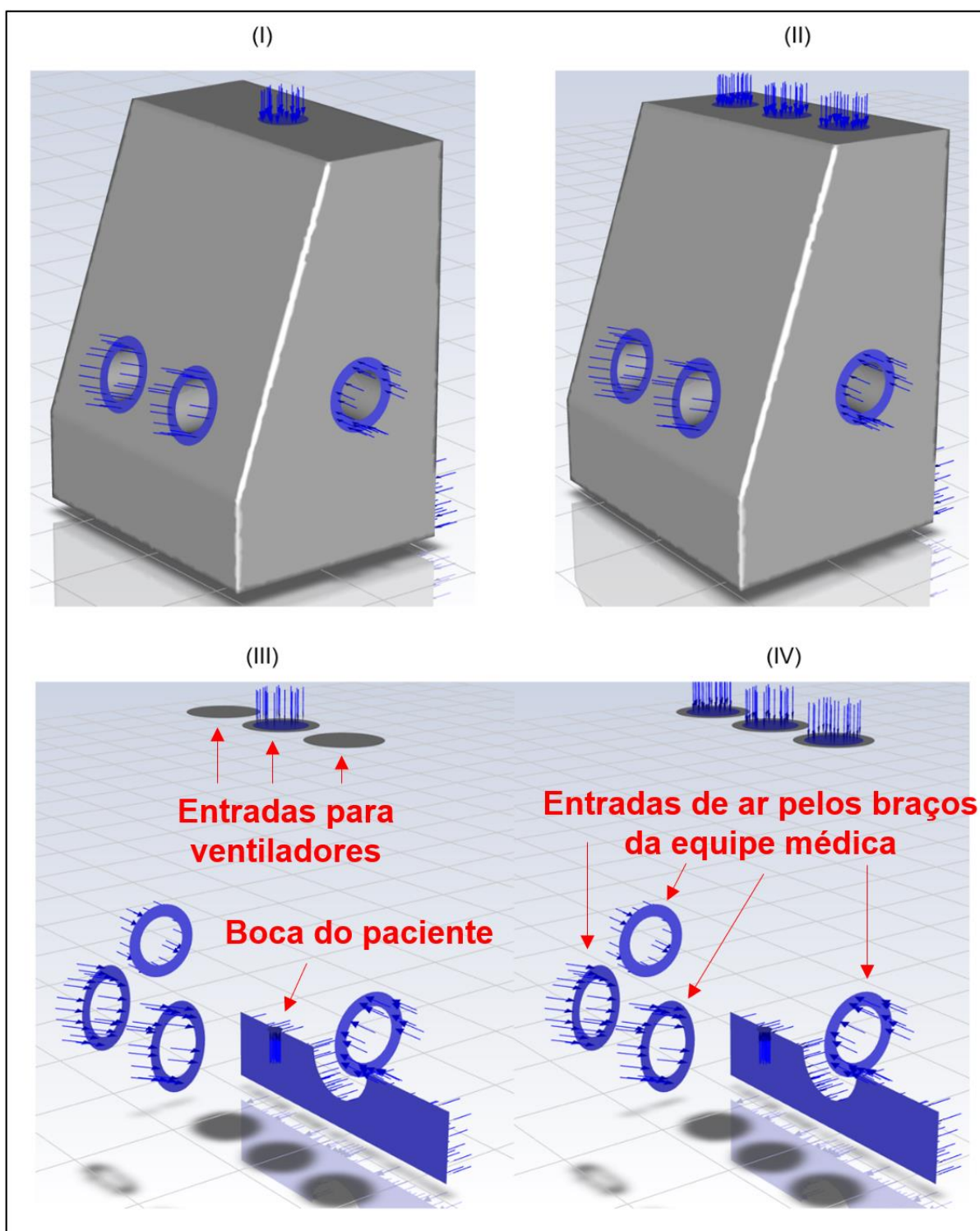
Visando melhor ilustrar as condições da cabine, a figura 15 exibe as 4 vistas da cabine a partir do software Fluent do pacote Ansys Student R2 2020 e a figura 16 exibe uma visão da cabine completa ou sem paredes para cada uma das configurações de ventiladores (1 ou 3).

Figura 15: Cabine *aerosol box* com visão do Fluent. (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior.



Fonte: Acervo pessoal

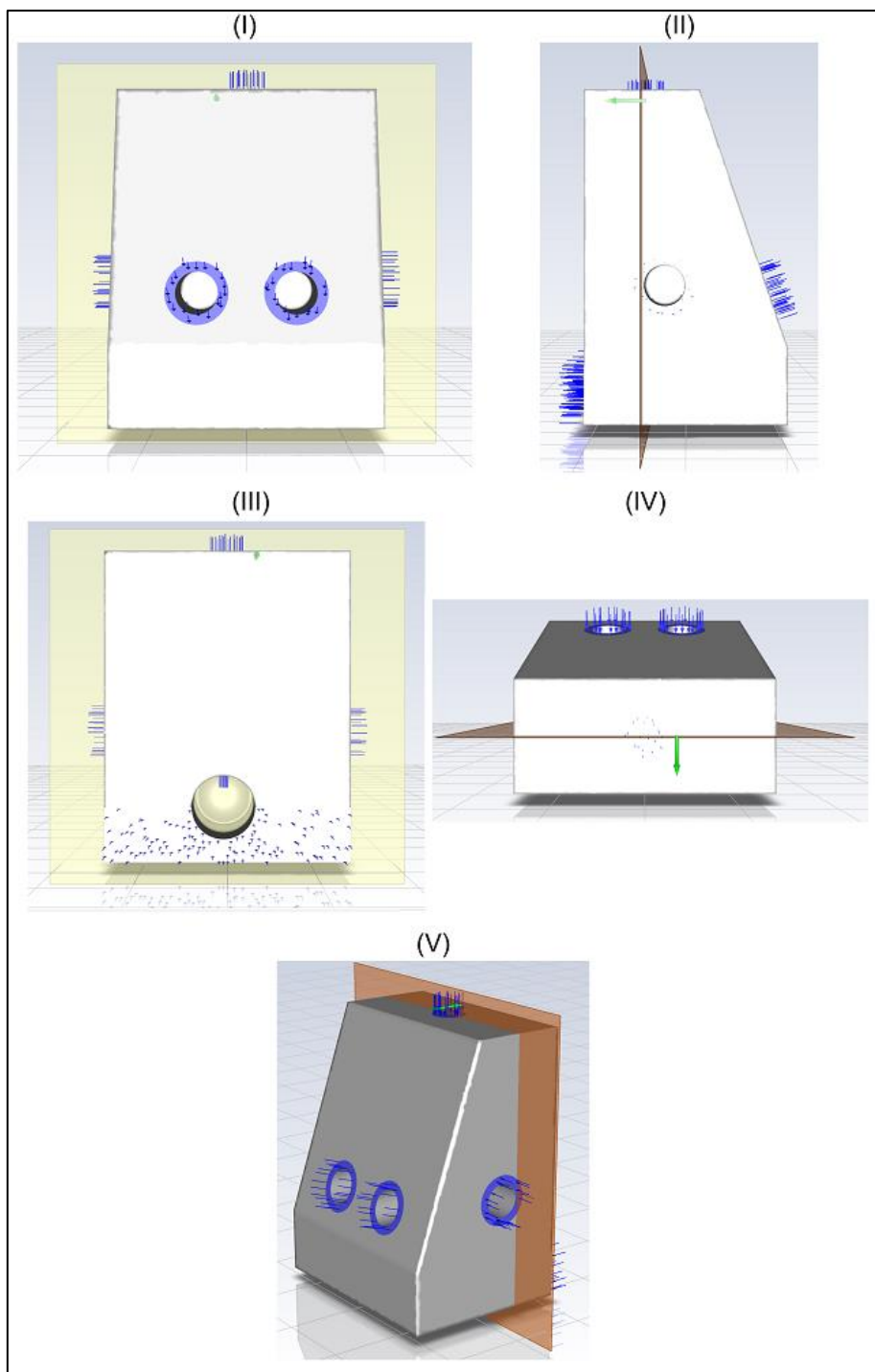
Figura 16: Visão das diferentes condições de contorno na *aerosol box*. (I) Cabine completa – 1 ventilador; (II) Cabine completa – 1 ventilador; (III) Contornos de entrada – 1 ventilador; (IV) Contornos de entrada – 3 ventiladores.



Fonte: Acervo pessoal

Para alguns dos resultados analisados, utilizou-se o apoio de um plano ZX que corta a cabine perpendicularmente à saída de ar na boca do paciente e aos ventiladores de sucção. A figura 17 ilustra o plano ZX que corta a cabine.

Figura 17: Visões do plano ZX que corta a cabine. (I) Vista frontal; (II) Vista lateral; (III) Vista traseira; (IV) Vista superior; (V) Vista geral.



Fonte: Acervo pessoal

A partir das condições descritas e simuladas, foram coletados resultados relacionados à 3 principais tópicos: contornos de velocidade na cabine, distribuição das partículas na cabine e eficiência de remoção de partículas.

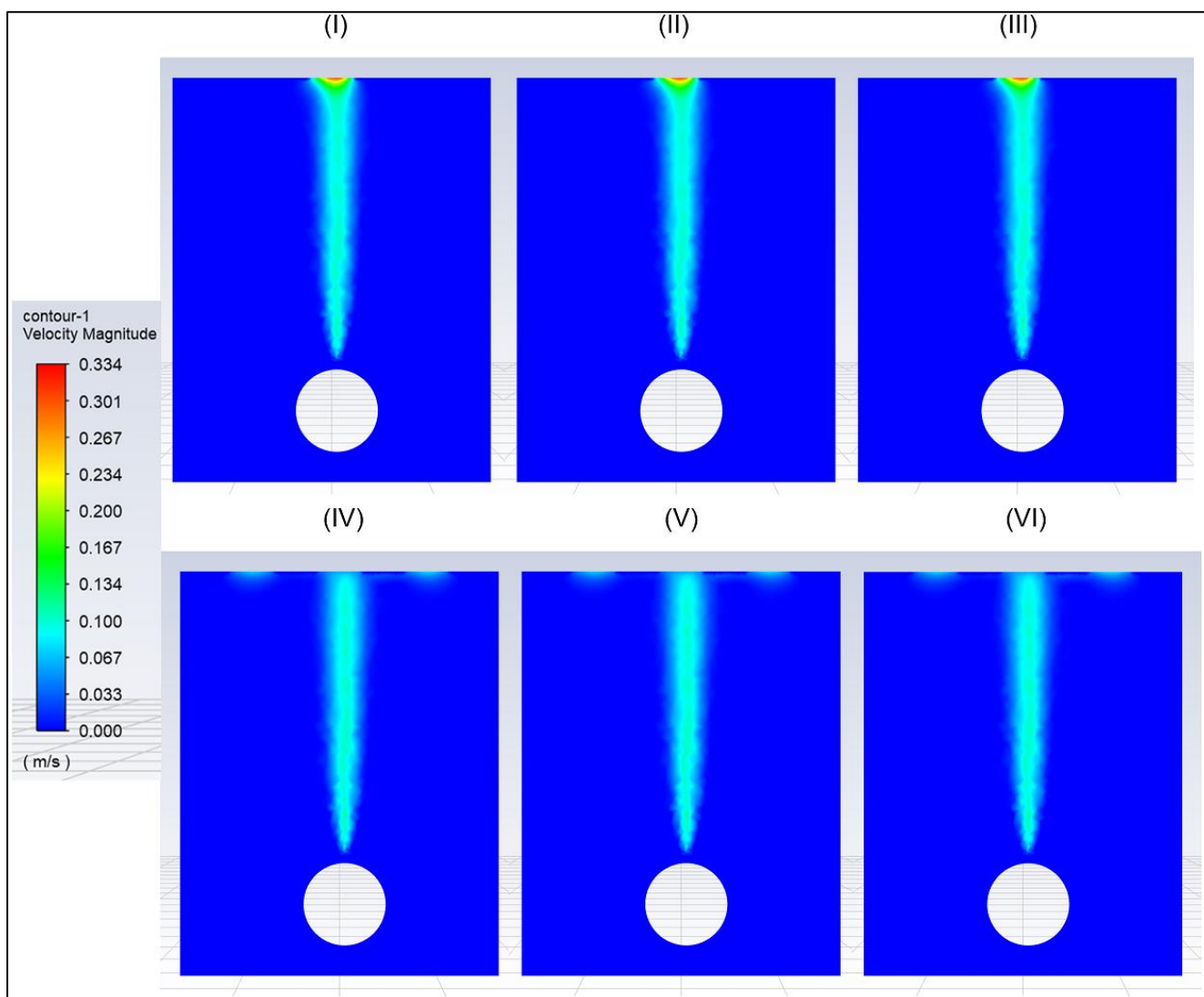
Em relação aos contornos de velocidade na cabine, a partir da extração dos perfis e vetores de velocidade no plano ZX foi realizada uma análise qualitativa das correntes de ar e seus comportamentos nos diferentes casos simulados, destacando-se os valores de velocidades obtidos. No que diz respeito à distribuição das partículas na cabine, foram extraídas ilustrações das trajetórias das partículas que foram injetadas a partir da entrada que representa a boca do paciente, com base em parâmetros de diâmetro e velocidade de partícula. A partir disso, realizou-se uma análise qualitativa comparando os diferentes parâmetros de base e casos simulados. Finalmente, no tópico de eficiência de remoção de partículas, foi realizada uma análise quantitativa a partir dos resultados coletados de número de partículas inseridas e removidas pelo sistema de ventilação da cabine, para cada um dos 8 casos simulados. Calculou-se uma porcentagem considerando a divisão do total de partículas removidas pelo total de partículas inseridas, sendo os casos que apresentaram o maior valor de porcentagem considerados mais eficientes.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. CONTORNOS DE VELOCIDADE NA CABINE

Ao analisar os contornos de velocidade na cabine, é possível observar que o ar possui velocidade muito baixa nas extremidades, sendo que em todos os cenários é possível observar uma corrente principal de ar ocorrendo na trajetória que sai da boca do paciente e vai em direção ao ventilador central que realiza a sucção. A figura 18 exibe os contornos de velocidade no plano ZX, onde é possível observar uma corrente central com velocidades visíveis em todos os cenários, se configurando como a principal responsável pelo arraste das partículas.

Figura 18: Contornos de velocidade no plano ZX. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.



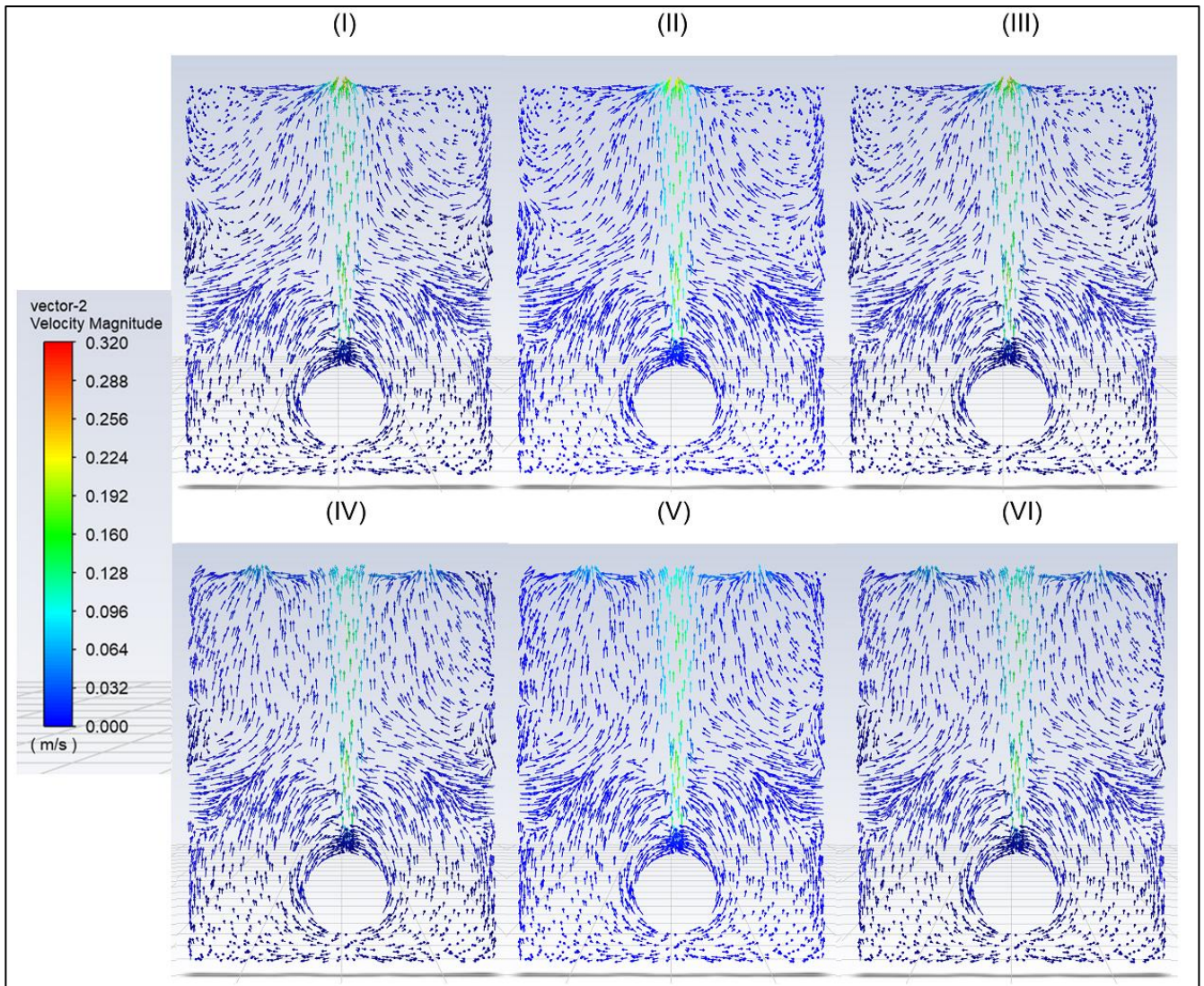
Fonte: Acervo pessoal

Uma primeira observação que deve ser destacada são as semelhanças entre os casos I,II,III e entre os casos IV,V,VI. A alteração no número de ventiladores apresentou influência nos contornos de velocidade, por isso é possível separar a análise em 2 cenários: casos com 1 ventilador e casos com 3 ventiladores.

No primeiro cenário, considerando os 3 casos com 1 ventilador, a corrente de ar sai da boca do paciente com uma velocidade próxima a 0,10 m/s (faixa azul clara) e quando se aproxima do ventilador tem sua magnitude aumentada, passando por uma faixa verde de aproximadamente 0,20 m/s até chegar na condição de contorno do ventilador de sucção, atingindo uma região vermelha próxima a 0,30 m/s.

Já no segundo cenário, considerando os 3 casos com 3 ventiladores, a corrente central sai da boca do paciente com velocidade próxima a 0,10 m/s (faixa azul clara) e se mantém relativamente constante até o ventilador de sucção central. Isso deve-se ao fato de a vazão total de sucção ter sido dividida igualmente entre os 3 ventiladores. Como é possível observar a partir do ligeiro aparecimento de uma região azul clara em seus contornos, os 2 ventiladores das extremidades possuem contornos de velocidade também próximos de 0,10 m/s. Analisando a figura 18, que exhibe uma visão dos vetores de velocidade das correntes de ar no plano ZX, é possível verificar esse comportamento com maior clareza.

Figura 19: Vetores de velocidade no plano ZX. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.

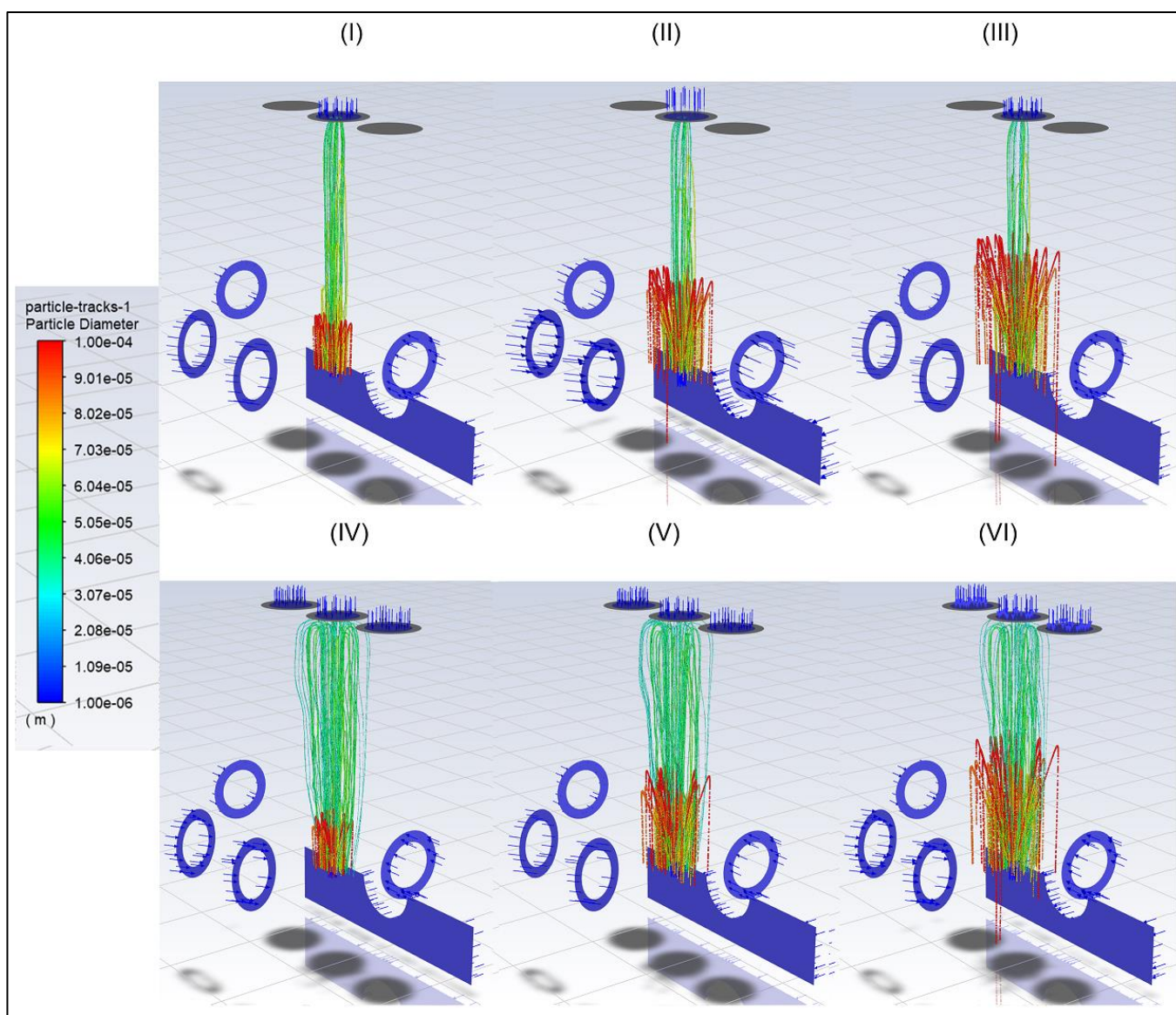


Fonte: Acervo pessoal

4.2. DISTRIBUIÇÃO DAS PARTÍCULAS NA CABINE

Assim como os contornos de velocidade, a distribuição das partículas na cabine apresentam cenários de resultados semelhantes entre os casos I,II,III (com 1 ventilador) e IV,V,VI (com 3 ventiladores), no que diz respeito principalmente ao arraste das partículas menores. Podemos observar esse fato a partir da figura 20, que exibe uma visão da trajetória das partículas na cabine com base no diâmetro de partícula.

Figura 20: Trajetória das partículas na cabine, com base no diâmetro de partícula. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.



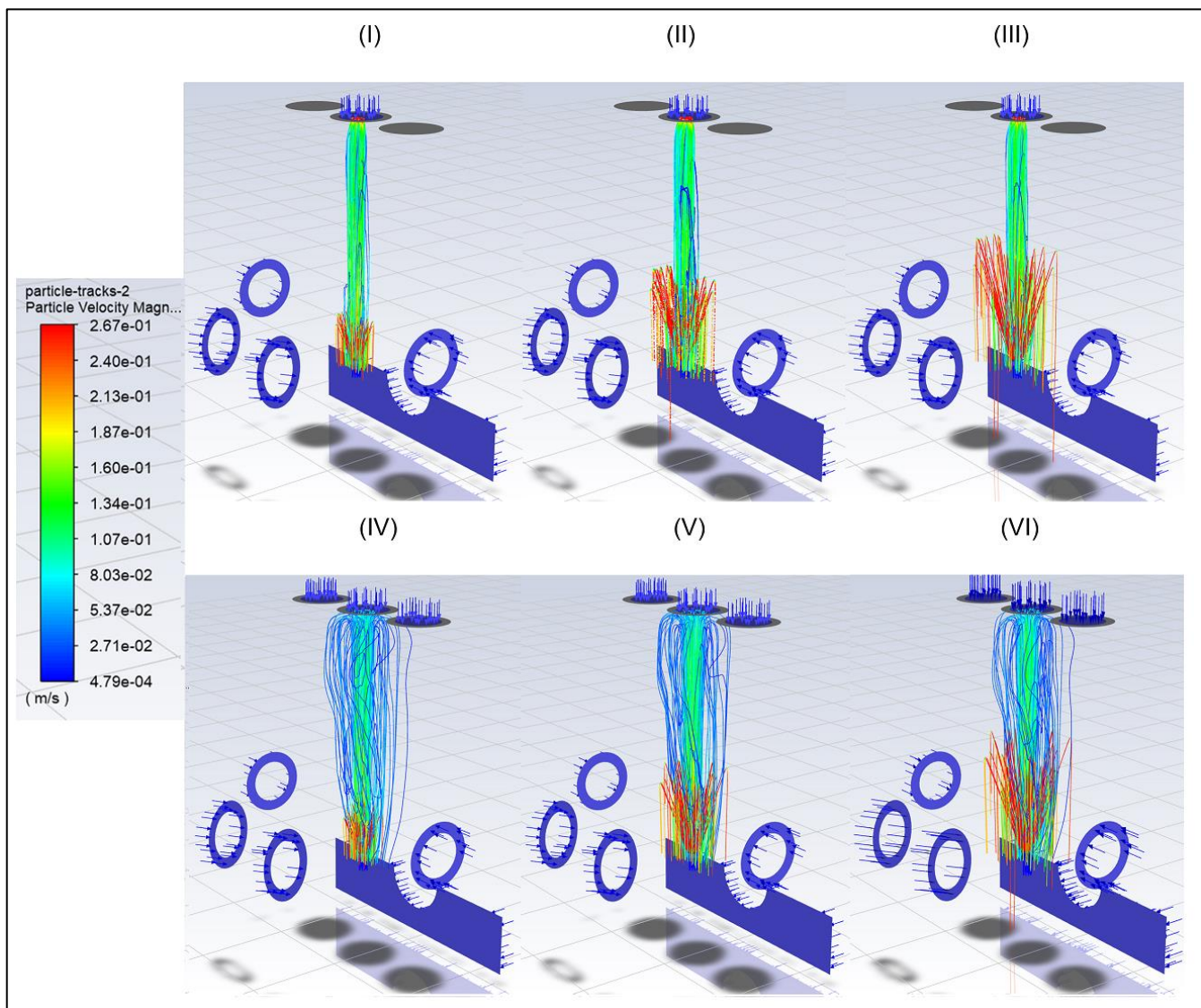
Fonte: Acervo pessoal

Para todos os casos, ao aumentar a velocidade das partículas, as partículas com maior diâmetro sobem mais antes de caírem e se depositarem no fundo da cabine. Além disso, as partículas com menor diâmetro são arrastadas e coletadas pelo ventilador. Não foi observada a saída de partículas pelo espaço entre os braços dos profissionais da saúde em nenhum dos casos.

Entre os cenários com 1 ventilador e com 3 ventiladores há um maior espalhamento na trajetória das partículas, porém a maioria continuou sendo coletada pelo ventilador do meio devido ao fato de ele estar normal à boca do paciente, por onde as partículas são expelidas.

Para analisar o efeito da velocidade das partículas, elaborou-se a figura 21, que traz uma visão da trajetória das partículas da cabine com base em suas velocidades.

Figura 21: Visão da trajetória das partículas na cabine, com base na velocidade da partícula. (I) Caso I; (II) Caso II; (III) Caso III; (IV) Caso IV; (V) Caso V; (VI) Caso VI.



Fonte: Acervo pessoal

As partículas que estão mais próximas da região em que ocorre a injeção (contorno da boca do paciente) possuem uma velocidade maior, acima de 2,0 m/s, em destaque com as linhas vermelhas. Algumas partículas caem e se depositam no fundo da cabine, enquanto outras vão subindo em direção aos ventiladores e tem suas velocidades estabilizadas em faixas abaixo de 1,5 m/s (verde – azul).

Os contornos de velocidade possuem perfis semelhantes aos de diâmetro da partícula, o que indica que as partículas menores são melhor arrastadas pelas correntes de ar, conforme observado nos casos com velocidades intermediárias verdes entre 1,0-1,5 m/s (I, II, III) e velocidades de menor magnitude azuis menores que 1,0 m/s (IV, V, VI).

Nas regiões próximas aos contornos do ventilador central, observa-se que a velocidade fica próxima da observada nos contornos de velocidade da corrente de ar na saída dos ventiladores: aproximadamente 0,30 m/s para cenários I,II,III (vermelho) e 0,10 m/s para cenários IV, V, VI (verde claro).

4.3. EFICIÊNCIA DE REMOÇÃO DAS PARTÍCULAS

Visando discutir a eficiência de remoção das partículas da cabine, calculou-se a porcentagem de partículas removidas para cada um dos casos analisados. Os resultados obtidos estão dispostos na tabela 3.

Tabela 3: Porcentagem de partículas removidas em cada um dos casos analisados.

Casos	Número de ventiladores (saída de ar)	Vazão de sucção de ar por ventilador (kg/s) $[10^{-4}]$	Velocidade das partículas (m/s)	% partículas removidas
I	1	8,00	6,00	52,5%
II	1	8,00	17,00	45,5%
III	1	8,00	28,00	43,0%
IV	3	2,67	6,00	34,0%
V	3	2,67	17,00	32,0%
VI	3	2,67	28,00	31,0%

Fonte: Acervo pessoal

Foi considerado que as partículas removidas foram aquelas que deixaram a cabine por meio do contato com os contornos que representam os ventiladores, enquanto o restante das partículas mantiveram-se retidas no interior da cabine a partir do choque com outros contornos que representam paredes ou da deposição no fundo da cabine (nos casos de partículas maiores).

É possível observar que o caso que apresentou a maior porcentagem de partículas removidas foi o caso I, que possui 1 ventilador e a menor velocidade das partículas dentre as analisadas. Nos cenários I, II e III, com 1 ventilador, observou-se um efeito em que o aumento da velocidade das partículas na injeção acarreta em piora na porcentagem de remoção de partículas.

Esse mesmo efeito foi observado nos casos IV, V e VI, com 3 ventiladores, porém com menor variação total da eficiência de remoção entre os casos. Considerando a menor e maior velocidade de partículas, houve uma variação de 9,5 pontos percentuais nos casos com 1 ventilador e de 3 pontos percentuais para os casos com 3 ventiladores. Além disso, a adição de 2 ventiladores na cabine também acarretou em piora na porcentagem de remoção de partículas quando comparam-se os casos com 1 ou 3 ventiladores.

Os resultados obtidos podem ser discutidos com auxílio de dois principais fatores. O

primeiro deles está relacionado à velocidade terminal das partículas. Como temos somente 1 ventilador concentrando toda a vazão de sucção imediatamente acima da boca do paciente, forma-se uma corrente de ar de maior velocidade em relação aos cenários com 3 ventiladores, onde a vazão é dividida igualmente entre as 3 saídas. Tal divisão faz com que as correntes de ar se dividam entre as 3 saídas e apresentem uma menor velocidade quando comparadas à corrente com apenas 1 ventilador. Dessa forma, nos primeiros cenários, as partículas com menor diâmetro são capturadas por essa corrente principal e arrastadas mais facilmente para serem coletadas pelo ventilador.

O segundo fator está relacionado à velocidade das partículas na injeção. Nos casos em que a velocidade aumenta, as partículas tendem a ter um maior espalhamento, fazendo com que partículas de diâmetro intermediário que antes entravam em contato com a corrente central e eram arrastadas acabem escapando dessa corrente, ficando depositadas no interior da cabine, o que acarreta na queda do percentual de remoção de partículas.

5 CONCLUSÕES

Conforme destacado na seção de resultados e discussões, em linhas gerais os resultados dividiram-se em uma análise de 2 cenários: casos com 1 ventilador (I/II/III) e casos com 3 ventiladores (IV/V/VI), o que faz sentido pois o único parâmetro além desse alterado nas condições de contorno de entrada do sistema foi a velocidade de partículas na injeção. As condições que apresentaram melhores resultados de remoção foram as com apenas 1 ventilador, em especial a condição com menor velocidade de entrada das partículas.

Em termos de custos e operacionalização do projeto de construção das cabines, tal conclusão é positiva pois endossa um posicionamento de que as cabines podem ser elaboradas com apenas 1 ventilador, economizando em gastos extras de materiais e tempo de construção de uma cabine mais elaborada. Além disso, o melhor cenário apresentou remoção de mais da metade das partículas expelidas pela boca do paciente e não houve saída de partículas por outras entradas da cabine (como braços), reforçando que o equipamento apresenta uma boa proteção aos profissionais de saúde que lidam com pacientes que possuem doenças virais e necessitam passar pelo procedimento de intubação endotraqueal.

Apesar disso, é importante considerar que este trabalho foi desenvolvido com hipóteses que podem variar no mundo real, tais como um ângulo de injeção de partículas normal ao ventilador central da cabine e sem alteração na vazão de ar que sai da boca do paciente. Como a investigação realizada envolveu apenas simulações, de modo que não dispomos de resultados experimentais para validação, os resultados teóricos podem não refletir os valores quantitativos para a cabine operando em condições reais. No entanto, a ferramenta CFD foi capaz de fornecer respostas fisicamente coerentes e permitiu uma análise mais detalhada da trajetória da fase particulada.

Em próximos estudos, é possível validar se os resultados obtidos neste trabalho se mantêm a partir da alteração das condições de entrada da injeção de partículas, considerando, por exemplo, cenários nos quais a vazão de ar que sai pela boca do paciente aumenta e as partículas possuem diferentes ângulos de entrada (ex: tosse ou espirro com variação dos ângulos de cone ou injeção para os lados). Também podem ser variadas outras condições que neste trabalho foram consideradas como contínuas, como a vazão mássica de partículas líquidas ou a vazão total de sucção de ar.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABCMED, 2014. **Intubação endotraqueal: o que é? Quando é feita? Como é realizada? Quais são as possíveis complicações?**. Disponível em: <<https://www.abc.med.br/p/exames-e-procedimentos/539282/intubacao-endotraqueal-o-que-e-quando-e-feita-como-e-realizada-quais-sao-as-possiveis-complicacoes.htm>>. Acesso em: 13 jun. 2021.

BEGLEY, J. L. et al. The aerosol box for intubation in coronavirus disease 2019 patients: an in-situ simulation crossover study. **Anaesthesia**, 75: pág. 1014-1021, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/anae.15115>>. Acesso em 13 jun. 2021.

CREMASCO, M. A. **Operações Unitárias em Sistemas Particulados e Fluidomecânicos**. São Paulo: Edgar Blucher, 2012. p. 126-157.

DE BONI, B. **Avaliação da geometria e condições de operação de uma cabine *aerosol box* para intubação orotraqueal utilizando fluidodinâmica computacional**. 2020. 54f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Química). – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2021.

DE OLIVEIRA, R. A. F.. **Análise do escoamento em um ciclone adaptado com bicos aspersores de água utilizando fluidodinâmica computacional (CFD)**. 2019. 106f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química). – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2019.

DE SOUZA, L. C. et al. SARS-CoV, MERS-CoV e SARS-CoV-2: uma revisão narrativa dos principais Coronavírus do século. **Brazilian Journal of Health Review**, Curitiba, v.4, n.1, p.1419-1439 Jan/Feb. 2021. Disponível em: <<https://www.brazilianjournals.com/index.php/BJHR/article/view/23263>>. Acesso em 13 jun. 2021.

DIAS, V. et al. Orientações sobre diagnóstico, tratamento e isolamento de pacientes com Covid-19, **American journal of Infection Control**, v.9, n.2, Abr-Jun. 2020. Disponível em:

<<https://jic-abih.com.br/index.php/jic/article/view/295>>. Acesso em 13. Jun. 2021.

DUGUID, J. The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei. **Epidemiology and Infection**, v. 44, n.6, p. 471-479, 1946. Disponível em: <<https://www.cambridge.org/core/journals/epidemiology-and-infection/article/size-and-the-duration-of-aircarriage-of-respiratory-droplets-and-droplet-nuclei/219325B967EEBDB76464532AB3357F6C>>. Acesso em 03 jul. 2021.

FABICHAK JR, D. **Arquiteturas de distribuição de ar em cabines de aeronaves**: análise experimental da dispersão de partículas expiratórias. 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica de Energia de Fluidos) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

FENNELLY, K. P. Particle Sizes of Infectious Aerosols: Implications for Infection Control. **Lancet Respir. Med.**, v. 8, n. 10, p. 914–924, 2020. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S2213-2600\(20\)30323-4](https://doi.org/10.1016/S2213-2600(20)30323-4)>. Acesso em 13 jun. 2021.

LINDSLEY, W. G. et al. Quantity and Size Distribution of Cough-Generated Aerosol Particles Produced by Influenza Patients during and after Illness. **J. Occup. Environ. Hyg.**, v. 9, n. 7, p. 443–449, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/15459624.2012.684582>>. Acesso em 13 jun. 2021.

PHU, H. et al. 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. Disponível em: <<https://www.ajicjournal.org/action/showPdf?pii=S0196-6553%2820%2930585-X>>. Acesso em 13 jun. 2021.

SIMUTECH GROUP. **Why is meshing important for fluid simulations?**. Disponível em: <<https://simutechgroup.com/why-is-meshing-important-for-fluid-simulations>>. Acesso em: 31 Mai. 2021.

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. Disponível em: <https://journals.lww.com/jcma/FullText/2020/06000/Protecting_against_COVID_19_aerosol_infection.17.aspx>. Acesso em: 13 jun. 2021.

WEI, J; LI, Y. P. Human Cough as a Two-Stage Jet and Its Role in Particle Transport. **PLoS One.**, v. 12, n. 1, p. 1–15, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169235>>. Acesso em 13 jun. 2021.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Coronavirus disease (COVID-19) information.** Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/q-a-detail/coronavirus-disease-covid-19>>. Acesso em: 13 jun. 2021.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard.** Disponível em: <<https://covid19.who.int/>>. Acesso em: 13 jun. 2021.