



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

PAULO CESAR DUARTE JUNIOR

**PROPOSTA DE PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN
BASEADO EM ESTUDOS NUMÉRICOS E HEMODINÂMICOS
TRIDIMENSIONAIS**

Londrina
2023

PAULO CESAR DUARTE JUNIOR

**PROPOSTA DE PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN
BASEADO EM ESTUDOS NUMÉRICOS E HEMODINÂMICOS
TRIDIMENSIONAIS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Civil da Universidade Estadual de Londrina, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Hemerson D. Pinheiro.

Co-orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner.

Londrina
2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

D812p Duarte Junior, Paulo Cesar.
PROPOSTA DE PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN BASEADO EM ESTUDOS NUMÉRICOS E HEMODINÂMICOS TRIDIMENSIONAIS / Paulo Cesar Duarte Junior. - Londrina, 2023.
315 f. : il.

Orientador: Hemerson Donizete Pinheiro.

Coorientador: Rudolf Huebner.

Tese (Doutorado em Engenharia Civil) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Tecnologia e Urbanismo, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, 2023.

Inclui bibliografia.

1. Investigação comparativa multiparâmetros através de estudo numérico hemodinâmico tridimensional para cardiopatias denominadas de ventrículo único, com proposta de Planejamento Cirurgico de Fontan simplificado. - Tese. I. Donizete Pinheiro, Hemerson. II. Huebner, Rudolf. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Tecnologia e Urbanismo. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil. IV. Título.

CDU 62

PAULO CESAR DUARTE JUNIOR

**PROPOSTA DE PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN
BASEADO EM ESTUDOS NUMÉRICOS E HEMODINÂMICOS
TRIDIMENSIONAIS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Civil da Universidade Estadual de Londrina, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Hemerson D. Pinheiro
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Rudolf Huebner
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Prof. Dr. Alexandre N. Murakami
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Aron J. P. de Andrade
Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia -
IDPC

Prof. Dr. Martin Poulsen Kessler
Instituto ESSS

Profa. Dra. Shirley Ferraz Crispilho
Instituto Prevent Senior - IPS (Brasil)

Londrina, 12 de maio de 2023

“Quem traz na pele essa marca
possui a estranha mania
de ter fé na vida”

A vocês, filhos amados!

De Fernando Brandt e

Milton Nascimento

AGRADECIMENTOS

Tudo começou com uma linda história de amor. Em dezembro de 2015, Paulinho completara 28 semanas desde a sua concepção. Nesse dia, fizemos o ultrassom morfológico. Foi lá que o Dr. Márcio, a quem agradeço a valorosa competência, nos perguntou: “Vocês fizeram outros US?” Franzindo a testa, nos informou: “Seu bebê tem uma massa no lugar do ventrículo esquerdo”. Naquele momento tudo se afunilou. Lembro somente dos puxadores de madeira da porta de vidro ao sair da clínica, e meu cérebro pensando no que fazer. Tínhamos experiência com a cardiopatia, exatamente esta, a devastadora Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico, pois infelizmente meus amigos João e Vanessa já haviam passado pelo que estaríamos prestes a vivenciar por intermédio do anjo Gabriel. Entrei imediatamente em contato e já fomos acolhidos. Junto a eles, estavam grandes pessoas como a Carla e seu filho e meu querido amigo Pedro, que só naquele momento descobri ser possuidor da Síndrome do Coração Direito Hipoplásico. A estes citados, a certeza de que o nosso Paulinho só chegou até aqui devido à existência de cada um de vocês. Fomos acolhidos pela ONG Pequenos Corações. Com o apoio da Ana e o Marcelo, leie e família, Adílson e Cleber, em nome dos queridos amigos da CM Souza, Pedro Moretto, meu amigo Ribas e meu irmão Luis Fabiane (*in memoriam*), Laudete, Sergio Lehmann, Fabio Pereira, Douglas Campos, Otávio, Pri, Forin e Katakura; e dos grandes amigos não citados, obtivemos a condição para superar todos os percalços impostos até aqui.

Foram quatro meses intensos no Hospital Beneficência Portuguesa, em São Paulo, uma referência mundial no tratamento de cardiopatias de ventrículo único. Lá, vivenciamos o que há de melhor e o que há de pior. Sonhos e pesadelos, crianças se despedindo, crianças renascendo a todo tempo, criança sendo abandonada. Como o Paulinho não podia usar roupinhas, enviamos as suas para as que podiam usá-las. Estavam em boas mãos. Muitas vezes me senti como um animal selvagem defendendo sua cria. Não deixaria que o mundo o levasse sem que ele pudesse conhecer o sol. Era a minha primeira meta.

A Dra. Maria Izabel Tavares foi quem cuidou de nós, e a primeira pessoa com quem tivemos contato em São Paulo, um anjo na terra.

O Paulinho nasceu lindo, cabeludo e gordo; o lindo e cabeludo vieram da mãe, e o gordo veio do pai. Foi imediatamente entubado. Deixei a Thany de lado e saí correndo atrás do bebê naquela imensidão de hospital. Paula, minha irmã, chegou e entramos na UTI e o vimos. Naquele momento não sei ao certo o que eu sentia. Não queria me apegar, porque sabia da luta que teríamos. Mas diferente do ditado popular que diz que a maioria dos pais só vira pai quando o filho nasce, sentia que eu gestava o Paulinho juntamente com sua mãe. No dia seguinte de madrugada, Thany acordou aos prantos, desesperada. Foi a primeira e única vez que a vi desse jeito. Levei-a de cadeira de rodas para conhecer o Paulinho na UTI.

Com quatro dias, a incrível Dra. Luciana Fonseca e sua equipe fizeram o Norwood no Paulinho. Ele saiu da cirurgia com o peito aberto. Contávamos as gotas de urina que caíam no saquinho, rezando para que seus rins funcionassem, senão: diálise! Como seu pulmão não se expandia, fizeram uma plicatura de diafragma quando ele tinha aproximadamente 18 dias de vida, uma vez que é comum a relaxação desse músculo na cirurgia de Norwood.

Eu e Thany nos revezávamos na UTI. Ela foi amparada pela ONG Pequenos Corações, pois praticamente estava morando lá. Foi quando conheceu mães incríveis, cada uma com sua história. Naqueles momentos fizemos arrecadações para as crianças, estando Ana e Marcelo, sempre com o pessoal do Itamaraty, à frente. Inclusive, por ocasião das cirurgias, a mobilização para doação de sangue foi emocionante. Pessoas que nunca ouvimos falar estavam do nosso lado. É nessas horas que vemos o melhor do ser humano. A vocês, nosso profundo sentimento de gratidão!

Voltei para Londrina, tinha que trabalhar, pois vi que as coisas estavam encaminhadas. Porém, com um telefonema, voltei imediatamente. Foi nesse momento, entrando na UTI, que vi ao lado do Paulinho uma pessoa, a Dra. Shirley Crispilho, massageando-o, estando a Thany aos seus pés.

Em alguns momentos brigávamos por 0,5ml de leite parental, uma vez que Paulinho provaria leite somente aos 51 dias de vida.

Lutando com seu pulmãozinho, muitos fisioterapeutas passaram por ele. Cada um deixou seu carinho, sua competência e seu sangue para que ele sobrevivesse, foram eles: Alexandre, Ana Maria, Bia, Eduardo, Elaine, Gisele, Hellen, Marcão, Soraya, Thiago e tantos outros, nossos anjos.

A plicatura não surtiu efeito. Depois de uma série de discussões, chegando ao cúmulo de uma pneumologista garantir que o bebê tivesse Hipoplasia de Pulmão — ela só não esperava que eu tivesse a imagem radiológica do meu filho, obtida no nascimento, em minha memória —, pedi primeiramente ao Dr. Cícero e depois ao Dr. Freire que a reabordasse. Com os riscos postos à mesa, eu os assumi, e no dia seguinte ele foi operado. Até aquele momento, com aproximadamente 30 dias de vida, já eram três grandes cicatrizes. A cirurgia foi um sucesso. Paulinho recebeu alta da UTI com 49 dias de vida e pôde ir para o quarto. Foi nesse dia que a meta número um foi atingida: ele conheceu o sol.

Durante todos esses dias estivemos cercados de pessoas ímpares: Dr. Luis, Dr. Ricardo, Dra. Hellô, Dra. Maria Emília e muitos outros. Convivíamos com uma pessoa de sorriso fácil e meiga, a Dra. Beatriz Furlanetto, que me ajudou e ajuda até hoje na obtenção dos objetivos propostos nesta tese. Muito obrigado, querida amiga! Gratidão às fonoaudiólogas, nutricionistas e enfermeiras, como a Lina e a Clotys; e às técnicas incríveis, como Cleide, Conceição, Dalvina, Fátima, Lu, Luciana, Martinha, Michele, Sonia e todos os maravilhosos anjos que têm no seu dia a dia a missão de salvar crianças. Às senhoras da limpeza, aos senhores da segurança que deixavam a gente passear nas escadarias e a todos que se doaram para fazer o seu melhor.

Agradecimento carinhoso à Dra. Sonia, à Dra. Katia e à Dra. Marcia Thompson, suas incansáveis cardiopediatras; Dra. Lilian Lopes, Dr. Aparecido Andrade, Dra. Norma, Dr. Gualter, Dr. Takeshi e tantos outros que até os dias atuais acompanham o Paulinho. À Dra. Samantha, ao chefe da equipe Dr. José Pedro da Silva, aos já citados Dr. Cícero e Dr. Freire, à querida amiga Letícia Tavares e a todos da equipe. Sem vocês, o tratamento da Hipoplasia no Brasil não seria possível.

Num dia desses, atelectasia pulmonar. Sai o pai atrás de um fisioterapeuta. Fui informado de que, para ser atendido precisava de receita médica. Cadê? Só na UTI? É para já! Problema resolvido. Confesso que em muitos momentos fui incisivo em demasia.

Logo em seguida: bronquiolite. UTI – alta para o quarto.

Lá no hospital me vinha à cabeça uma pergunta: por que três cirurgias? Não há como fazermos diferente? Logicamente que a terra médica não é o porto mais adequado para um engenheiro, pelo menos na América Latina.

Com quatro meses, o Glenn. Percalços normais, e a alta? Sim, a alta! Talvez o dia que eu não aguardasse, não coloquei isso como meta. Infelizmente era tão distante, que preferi não pensar nisso.

Primeiro passeio: Madero, no trajeto São Paulo-Londrina. Que medo! Lembro de entrarmos no elevador pela primeira vez; eu mostrando para a Thany e o Paulinho o quarto dele. Lembro da emoção da Thany! Lembro como se fosse hoje!

Em Londrina, muito aconteceu. Gastrite medicamentosa, criação de um colchão antirrefluxo que acabou virando patente, e logo aos dez meses de idade o primeiro cateterismo e um stent para expandir a neoartéria. Nesse período, entrei em contato com Dr. Aron Andrade, responsável por criar o primeiro coração artificial humano brasileiro. Apresentei o projeto de uma válvula de derivação cavopulmonar. Eu não tinha base de engenharia clínica, muito menos sou formado em engenharia mecânica. Para darmos andamento ao projeto era necessário que mestrandos e/ou doutorandos topassem estudar o problema. Precisávamos também de um médico responsável pelo trabalho. Esse médico poderia ser o Dr. Gláucio Furlanetto (*in memoriam*), conforme proposto pelo Dr. Aron. Porém, ele já estava doente e não conseguimos dar prosseguimento. Nessa caminhada, percebi que as pessoas mais especiais são as mais simples e acessíveis, muito obrigado, doutor!

Em face da necessidade de ver o projeto se desenvolver, entrei em contato com a Universidade Estadual de Londrina. Por intermédio da minha querida professora e amiga, a Dra. Fernanda Saffaro, fui apresentado ao professor Dr. Altibano, a única pessoa sem juízo o bastante para topa o desafio. Ele me motivou a seguirmos nossos projetos juntos, iniciados no Mestrado. Obrigado, queridos mestres!

Ali, tive contato com o método dos elementos finitos e volumes finitos, o que poderia me proporcionar estudar o comportamento sanguíneo e suas interações sem a necessidade médica imediata.

Em 2018, nasceu a Juju, mais um anjinho em nossas vidas. E em 2019, Paulinho passa pela terceira cirurgia – a de Fontan –, realizada após um balonamento do stent. Hoje, é um garotinho com cinco grandes cicatrizes em seu generoso coração.

Paulinho toma diariamente um conjunto de medicamentos, dos quais um é anticoagulante. Para isso, mensalmente é necessário coletar sangue para realizar o exame de tempo de atividade da protrombina. Como seus vasos são bem pequeninos, é difícil fazer a coleta. Conhecemos, portanto, o Agnaldo e toda a equipe do Oswaldo Cruz. Ele é o nosso super-herói!

Já no doutorado, a segunda meta: entender o comportamento do sangue nas regiões afetadas pela circulação de Fontan, para que a válvula de derivação fosse possibilitada. Pesquisando os assuntos pertinentes a este tema, cheguei ao grande mestre, o Dr. Rudolf Huebner, chefe do laboratório Labbio, da UFMG. Entrei em contato, e para minha surpresa, ele marcou uma reunião para entender meu projeto. Por fim, aceitou prontamente me coorientar. Pessoa simples, generosa, humana e muitíssimo competente, a ele tenho gratidão imensa. Sem a sua presença, eu não conseguiria chegar até esse momento.

No fim de 2022, um susto! Meu irmão Gil é diagnosticado com aneurisma severo na aorta ascendente com insuficiência da valva aórtica. O Bruno, meu irmão do meio, com o mesmo diagnóstico. O primeiro realizou uma grande cirurgia, a qual, graças ao Dr. Rogério Teruya e sua equipe, foi um sucesso. Quanto ao segundo, não foi necessária cirurgia. Além da mãe, portadora de diversos aneurismas, é evidente que nossa carga genética, voltada a problema cardíacos, possibilita problemas dessa natureza.

Enfim, cheguei até aqui. Agradeço a todos por acreditarem, e também a poucos por não acreditarem, isso me motiva. Um agradecimento mais que especial à minha querida família, esposa, mãe, Gilvan, irmãos, sobrinhos, primos, tios e tias, alguns dos quais nesse momento já moram no céu. Ao meu querido avô, Dr. Bortoni (*in memoriam*); e minha vovozinha, Dona Guita (*in memoriam*), que intuíram minha vocação. Agradeço à UEL, à reitora Marta Favaro, ao vice-reitor Airton Petris e à equipe de comunicação; ao Programa de Pós em Engenharia Civil e ao professor Dr. Hemerson, que não mediu esforços para concluirmos nossos objetivos, aceitando em momento talvez improvável, um novo tema. A todos os professores e colegas da pós, em nome da minha querida amiga Dra. Berenice. Agradeço aos amigos de sempre: Nakao, Shandy, Larissa, Kellinha e família, Emerson da Dell, equipe da UFMG em nome da Cida e equipe da Labbio em nome de Samuel e Mateus. Aos amigos Tulio, Alexandre Ito, à Dra. Grace Bichara, à ONG Coração Curumim, ao Dr. Ivan, Dr. Marcelo Okabe, Dr. Marcelo Rosa Gameiro, Dr. Roberto Meneschal; e um agradecimento ao meu querido amigo Dr. Lucas Meda, com quem nos horários de minhas consultas, discutíamos os próximos passos de possíveis pesquisas. Você é um grande incentivador, inteligente e desprendido!

Um agradecimento aos mestres Paulo Amorin, da Invesalius; a Luis e Dr. Martin, da ESSS; ao cirurgião cardíaco Dr. Alexandre Murakami e ao revisor de textos

Josias A. Andrade, da Texto Ideal, guerreiros incansáveis que, sem a competência e seus esclarecimentos, eu não teria conseguido chegar até aqui.

Um especial agradecimento ao Dr. Flavio Valério, a Elaine Fidêncio e ao plano Hospitalar de Londrina. Vocês foram tão importantes quanto a equipe que o trataram.

Por fim, aos pais de crianças cardiopatas juntamente com seus filhos, amigos de UTI, amigos de longas esperas nas escadarias do BP, além das queridas amigas Karen e Adriana Kawaii e do querido amigo Eduardo Billa. Agradeço imensamente à doadora do exame do Paciente X. Esse trabalho tem por objetivo reduzir um pouco o sofrimento que sentimos, colaborando com o que for possível na nossa infinita pequenez para que a ciência dê o próximo passo ao tratamento de cardiopatias congênitas de ventrículo único.

Hoje, o Paulinho está bem. Foi para o primeiro aninho do ensino fundamental. Tão importante quanto a sua saúde física, é a sua educação. Portanto, muito obrigado, professoras! Obrigado Leila, Carla, Vanessa, Raquel e todas as demais. Foi orador na formatura do pré, e em inglês. Ama as pessoas, alfabetos como o russo, o tailandês, o grego e agora, o hebraico, porque inglês para ele já não tem mais graça. Cumprimenta os mais próximos com o “Привет, как дела” (*oi, como vai* em russo). Foi ele quem me ensinou que o caractere Σ é o sigma maiúsculo no alfabeto grego. Para mim, sigma era somente σ . Conhece os planetas, os signos e os algarismos romanos. Sabe que na resolução de uma integral indefinida, há necessidade de se colocar o “c” de constante. Diz que quer ser médico do coração. Adora o Rayman e o Sackboy, sendo a fantasia do Homem Aranha a sua preferida. Ah, e o que seria dele se não fosse o Mickey? Aquele que lhe foi presenteado pelo seu tio, o “tio do Mickey”. É um menino meigo, inteligente e nos enche de felicidade a cada respiração. Juntamente com sua princesa Juju, seguem a vida cheia de sonhos e promessas.

Um obrigado a todos que participaram desta história até aqui. Outros capítulos virão, a segunda meta foi alcançada. Muito obrigado!

“O coração é o único órgão de todas as vísceras que não suporta injúria. Isso é esperado porque quando a principal fonte de força é destruída, nenhuma força adicional pode ser trazida pelos órgãos que dependem dele”

(Aristóteles – 384 a.C.)

RESUMO

A cada mil crianças nascidas vivas, há incidência de 8 a 10 indivíduos com cardiopatia congênita. Dentre estas, a mais severa é conhecida como Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico (SCEH). Uma vez que não há tratamento definitivo, o tratamento paliativo eletivo consiste numa abordagem cirúrgica estagiada, culminando com a Cirurgia de Fontan. A elevada complexidade destes procedimentos, somada à variabilidade das anatomias apresentadas, impossibilita a identificação de uma solução única. Com a utilização de métodos numéricos, através da dinâmica computacional dos fluidos (CFD), é possível compreender o comportamento do fluxo sanguíneo nas geometrias alteradas antes e após as três cirurgias do tratamento eletivo. Isso possibilita personalizar um planejamento cirúrgico adequado, indicando a posição ótima das anastomoses cavopulmonares, a dimensão apropriada do enxerto, bem como eventuais modificações nas estruturas adjacentes. Desta forma, este estudo comparou, pelo método dos volumes finitos, as diversas variáveis de uma simulação numérica das mais simplistas (fluido newtoniano, escoamento laminar, regime permanente e parede vascular rígida), às mais realistas (fluido não newtoniano, turbulência, regime transiente e parede vascular flexível), a fim de identificar a real necessidade de cada variável para a obtenção de um Planejamento Cirúrgico de Fontan seguro. Como resultado, foram obtidas duas configurações simplificadas, porém robustas: a primeira: fluido newtoniano, escoamento turbulento, regime permanente em paredes rígidas; e a segunda, fluido newtoniano, escoamento turbulento, regime transiente em paredes rígidas. A primeira, mais simples, considera as variáveis em valores médios; e a segunda, mais completa, ilustra as variações do fluxo e seus efeitos no decorrer do ciclo respiratório. Por fim, foi apresentado o planejamento cirúrgico de Fontan completo, com o uso das duas configurações propostas, indicando não só as posições da anastomose cavopulmonar, mas a ampliação da estenose localizada na artéria pulmonar esquerda. Por fim, foram gerados tutoriais com o intuito de disseminar a técnica criada.

Palavras-chave: Hipoplasia do Coração Esquerdo; Cirurgia de Norwood; Cirurgia de Glenn; Cirurgia de Fontan; Interação Fluido-Estrutura (FSI); Fluidodinâmica Computacional (CFD); Método dos volumes finitos (FVM); Planejamento Cirúrgico de Fontan.

ABSTRACT

For every one thousand live births, there is an incidence of 8 to 10 individuals with congenital heart disease, with the most severe being known as Hypoplastic Left Heart Syndrome (HLHS). As there is no definitive treatment, the elective palliative treatment consists of a staged surgical approach culminating in the Fontan Surgery. The high complexity of these procedures, coupled with the variability of the anatomies presented, precludes the identification of a single solution. By using numerical methods, through computational fluid dynamics (CFD), it is possible to understand the behavior of blood flow in altered geometries before and after the three surgeries of the elective treatment. This enables personalized surgical planning, indicating the optimal position of the cavopulmonary anastomoses, appropriate graft size, as well as any modifications to adjacent structures. Therefore, this study compared, using finite volume method, the various variables of a numerical simulation from the simplest (Newtonian fluid, laminar flow, steady-state, and rigid vascular walls) to the most realistic (non-Newtonian fluid, turbulence, transient flow, and flexible vascular walls) to identify the real need of each variable for the safe Fontan Surgical Planning. As a result, two simplified yet robust configurations were obtained: the first: Newtonian fluid, turbulent flow, steady-state, and rigid walls; and the second: Newtonian fluid, turbulent flow, transient flow, and rigid walls. The first, simpler configuration considers the variables in mean values, and the more complete second illustrates the flow variations and their effects during the respiratory cycle. Finally, a complete Fontan surgical planning was presented, using both proposed configurations, indicating not only the positions of the cavopulmonary anastomosis but also the enlargement of the left pulmonary artery stenosis. Tutorials were also generated to disseminate the created technique.

Keywords: Hypoplastic Left Heart Syndrome; Norwood Surgery; Glenn Surgery; Fontan Surgery; Fluid-Structure Interaction (FSI); Computational Fluid Dynamics (CFD); Finite Volume Method (FVM); Fontan Surgical Planning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Vias circulatórias	49
Figura 2	– Sistema circulatório – coração.	51
Figura 3	– Desenvolvimento da circulação fetal (A) e suas mudanças na etapa pós-natal (B).	52
Figura 4	– Estrutura comparativa dos vasos sanguíneos – Artéria e Veia.	54
Figura 5	– Corte transversal através de uma artéria.	57
Figura 6	– Função do reservatório de pressão das artérias elásticas.	57
Figura 7	– Diagrama de Wiggers.	60
Figura 8	– Pressões sanguíneas normais nas diferentes partes do sistema circulatório, quando a pessoa está na posição horizontal.	61
Figura 9	– Ação da bomba musculoesquelética no retorno do sangue para o coração.	62
Figura 10	– Comparação entre a anatomia de um coração normal e um coração com SCEH, assim como o comportamento dos seus fluxos.	65
Figura 11	– Cirurgia de Norwood.	67
Figura 12	– Cirurgia de Glenn Bidirecional.	69
Figura 13	– Cirurgia de Fontan com enxerto extracardíaco.	70
Figura 14	– Procedimento híbrido.	76
Figura 15	– Classificação dos fluidos reais segundo seu comportamento reológico.	79
Figura 16	– Comportamento reológico dos fluidos newtonianos e não newtonianos independentes do tempo.	79
Figura 17	– Tensão de cisalhamento em função da taxa de deformação do sangue e viscosidade em função do hematócrito.	84
Figura 18	– Distribuição de ϕ nas proximidades de duas fontes em diferentes números Peclet: (a) convecção pura, $Pe \rightarrow 0$; (b) difusão e convecção.	90
Figura 19	– Esquema de discretização <i>Upwind</i> – direção positiva.	91
Figura 20	– Esquema de discretização <i>Upwind</i> – direção negativa.	92
Figura 21	– Grau de modelagem <i>versus</i> custo computacional dos modelos de turbulência.	93

Figura 22 –	Mapas de conectividade de fluxo 3D ilustrando o enchimento da aorta (traços vermelhos) e do sistema pulmonar (traços amarelos e azuis) em dois pacientes de ventrículo de fisiologia única após CCPT.....	96
Figura 23 –	Fluxo pulsátil na VCS e VCI.....	97
Figura 24 –	Ilustração da medição do deslocamento (α) entre o eixo da VCS e o eixo da VCI da conexão cavopulmonar total com geração de vórtice.	98
Figura 25 –	Comparação do fluxo e da pressão humanos com os gerados pelo modelo unidimensional de Mynard e Smolich (2015).....	99
Figura 26 –	Forma de onda indicando o fluxo sanguíneo para condições de contorno de entrada. À esquerda, dados extraídos do paciente <i>in vivo</i> . À direita, ilustração do modelo de respiração realizado por Marsden, <i>et al.</i> (2006).....	105
Figura 27 –	Exemplo das diferenças nos campos de fluxo ao longo de um ciclo cardíaco entre simulações, usando condições de contorno de tempo médio e pulsáteis, baseado em simulações.....	108
Figura 28 –	Taxas de fluxo de entrada VCI e VCS para condições de repouso e exercício.....	109
Figura 29 –	Diagrama de Collar.	111
Figura 30 –	Etapas do método de acoplamento <i>FSI-2-Way</i>	113
Figura 31 –	Relação esquemática do acoplamento entre a malha fonte (Escoamento) e a malha alvo (Estrutura) no método <i>FSI-2-Way</i>	114
Figura 32 –	Geometrias dos modelos TCPC utilizados por Migliavacca, <i>et al.</i> (2003).....	117
Figura 33 –	Esboço do corte longitudinal da configuração CCPT investigada. As dimensões estão em mm.....	119
Figura 34 –	Visualização do fluxo obtido pela primeira simulação no modelo Tipo 1.	121
Figura 35 –	Simulação numérica do campo de fluxo no modelo do Tipo 1, correspondente ao caso experimental. a) Linhas de fluxo de velocidade; e b) Campo de vorticidade.	122
Figura 36 –	Visualização do fluxo no modelo do Tipo 2.....	123

Figura 37 –	Linhas de fluxo de velocidade do sangue – em repouso.	126
Figura 38 –	Comparação de linhas de fluxo de velocidade do sangue na taxa de fluxo de pico para condições de repouso e de exercício.....	127
Figura 39 –	Comparação da tensão de cisalhamento da parede (<i>dyn/cm²</i>) em condições de repouso.	128
Figura 40 –	Comparação da tensão de cisalhamento da parede (<i>dyn/cm²</i>) em condições de exercício.....	128
Figura 41 –	Anatomias utilizadas para o trabalho de Marsden, <i>et al.</i> (2010).....	130
Figura 42 –	Quatro etapas envolvidas na construção do modelo (Paciente D).	131
Figura 43 –	Modelos pré e pós-operatórios utilizados para os estudos de Baretta, <i>et al.</i>	134
Figura 44 –	Linhas de fluxo VCS e VCI durante o pico do fluxo na VCI para os modelos CCPT. À esquerda, paciente em repouso; e à direita, sob condições	135
Figura 45 –	Traços da velocidade extraídos do 4D-flow MRI em homem de 22 anos com CCPT extracardíaco.	136
Figura 46 –	Esquema demonstrando o desenho idealizado do “OptiFlo”.	138
Figura 47 –	Domínio computacional da configuração de Fontan convencional.	140
Figura 48 –	Linhas de fluxo previstas por CFD – cores destacando a energia cinética do fluxo por unidade de volume. a) Fontan extracardíaco convencional; b) Fontan Fisiológico.	142
Figura 49 –	Etapas do fluxo de trabalho na realização do planejamento cirúrgico.	145
Figura 50 –	Modelos originais de Glenn e variações das geometrias de Fontan para cinco pacientes.	146
Figura 51 –	Interação e tipos de transferência de dados entre corpo médico e engenharia, por ordem cronológica.....	149
Figura 52 –	Opções cirúrgicas.	150
Figura 53 –	Tempo total e tempo total de esforço humano necessários para o planejamento cirúrgico.	151

Figura 54	– Diagrama de fluxo de trabalho esquemático do Planejamento Cirúrgico de Fontan semiautomático.....	153
Figura 55	– Ilustração da preparação do modelo para o planejamento automático da via Fontan.....	154
Figura 56	– Parametrização do enxerto Fontan.....	155
Figura 57	– Processo de fabricação para enxertos vasculares de engenharia de tecidos específicos do paciente.....	159
Figura 58	– Projeto de estudo de enxerto vascular de engenharia de tecido de nanofibra específico para paciente livre de células.....	160
Figura 59	– Processo de fabricação para enxertos vasculares de engenharia de tecidos específicos do paciente.....	162
Figura 60	– Imagens em DICOM do Paciente X visualizadas no InVesalius®.....	164
Figura 61	– Geometria em STL dos Pacientes A e B.....	165
Figura 62	– Fluxo de trabalho – Simulação Computacional.....	168
Figura 63	– Fluxo de trabalho – Obtenção do domínio.....	169
Figura 64	– Vista frontal da montagem da angiotomografia computadorizada do Paciente A, realizada pelo programa InVesalius®.....	169
Figura 65	– Obtenção do biomodelo 3D do Paciente X.....	170
Figura 66	– Geometria em STL do Paciente X, extraída das imagens DICOM e encerado.....	171
Figura 67	– Sólido após lapidação das pequenas facetas do arquivo STL.....	172
Figura 68	– Execução da geometria da parede das artérias no Ansys® Mechanical 2022 R2 – exemplo do Paciente C-0063.....	173
Figura 69	– Abaulamento das entradas e saídas das geometrias.....	174
Figura 70	– Segmentação da VCI no <i>Named Selection</i> – Paciente A.....	175
Figura 71	– Numeração das superfícies – Paciente A.....	175
Figura 72	– Geometria do domínio fluido e vasos sanguíneos preparada – Paciente A.....	176
Figura 73	– Malha Modelo C – Paciente A.....	177
Figura 74	– Comparação entre as malhas modelos A ao D.....	178
Figura 75	– Malha Modelo E – Paciente A-0063.....	180
Figura 76	– Distribuição das constantes do modelo Carreau.....	184

Figura 77 – Modelos de turbulência.....	185
Figura 78 – Indicação das entradas e saídas do fluido na geometria – Paciente A-0063.....	185
Figura 79 – Pressão estática relativa (Pa).....	195
Figura 80 – Tensão de cisalhamento (Pa).....	195
Figura 81 – Perfil de Velocidade (m/s).....	196
Figura 82 – Influência do fluxo das veias cavas nas artérias pulmonares – Simulação 1A.....	196
Figura 83 – Plotagem da velocidade do perfil transiente de entrada na VCI e VCS – Simulações 4A, 5A e 6A.....	198
Figura 84 – Vazões mássicas transientes e suas médias.....	199
Figura 85 – Gráfico da variação da tensão média de cisalhamento na parede durante um ciclo respiratório.....	200
Figura 86 – Pressão estática relativa média (Pa).....	201
Figura 87 – Tensão média de cisalhamento (Pa).....	201
Figura 88 – Perfil de velocidade média (m/s).....	201
Figura 89 – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares – Simulação 4A.....	202
Figura 90 – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – Simulação 4A.....	203
Figura 91 – Variação do escape das partículas ao tempo – Simulação 4A.....	204
Figura 92 – Vazões mássicas transientes e suas médias.....	206
Figura 93 – Gráfico da variação da tensão de cisalhamento média na parede durante um ciclo respiratório.....	207
Figura 94 – Pressão estática relativa média (Pa).....	208
Figura 95 – Tensão de cisalhamento média (Pa).....	208
Figura 96 – Perfil de velocidade média (m/s).....	209
Figura 97 – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares.....	209
Figura 98 – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – Simulação 7A e 8A.....	210
Figura 99 – Máximas e mínimas deformações nos vasos.....	212
Figura 100 – Gráfico da viscosidade para o modelo de Carreau-Yasuda.....	218
Figura 101 – Seccionamento da VCI – Paciente B.....	225

Figura 102 – Malhas – Paciente B.	226
Figura 103 – Indicação das entradas e saídas do fluido na geometria – Paciente B-0064.....	227
Figura 104 – Perfis pulsáteis – Descanso.....	227
Figura 105 – Vazões mássicas transientes e suas médias – Geometria de Glenn.	228
Figura 106 – Vazões mássicas transientes e suas médias – Geometria de Fontan original.	228
Figura 107 – Gráfico da variação da tensão média de cisalhamento na parede durante um ciclo respiratório – Geometria de Glenn.....	229
Figura 108 – Pressão estática relativa (Pa) – Geometria de Glenn.	230
Figura 109 – Tensão de cisalhamento (Pa).	231
Figura 110 – Perfil de Velocidade (m/s).	231
Figura 111 – Influência do fluxo da VCS às artérias pulmonares.....	231
Figura 112 – Pressão estática relativa (Pa).	232
Figura 113 – Tensão de cisalhamento (Pa).	232
Figura 114 – Perfil de Velocidade (m/s).	232
Figura 115 – Influência do fluxo médio das veias cavas às artérias pulmonares.	233
Figura 116 – PCF – Planejamento do posicionamento da VCI.....	233
Figura 117 – PCF – Identificação das dimensões da APE.....	234
Figura 118 – PCF – Identificação das dimensões da APD.	235
Figura 119 – PCF – Geometrias estudadas.....	239
Figura 120 – PCF – Pressão estática relativa média (Pa) – Geometrias estudadas.....	240
Figura 121 – PCF – Tensão média de cisalhamento (Pa) – Geometrias estudadas.....	240
Figura 122 – PCF – Perfil de velocidade média – Geometrias estudadas.	241
Figura 123 – PCF – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares – Geometrias estudadas.....	241
Figura 124 – PCF – Resultados qualitativos para F15 mm APE de 10 mm transiente.	243
Figura 125 – PCF – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – F15 mm APE de 10 mm transiente.....	244

Figura 126 – Área de trabalho do <i>software</i> InVesalius [®] , com a visualização e criação do biomodelo 3D do Paciente A.	276
Figura 127 – Aba “Dados/Superfície 3D”.	276
Figura 128 – Importação de arquivos DICOM.	277
Figura 129 – Distinção do contraste entre os grupos de imagens na importação dos arquivos DICOM.	277
Figura 130 – Mesclagem de todas as superfícies 3D obtidas por meio do InVesalius [®] para polimento final.	278
Figura 131 – Utilização do “ <i>Inspector</i> ” para inspeção e correção de falhas na malha do biomodelo 3D. À esquerda, indicação dos pontos de falha da malha; à direita, biomodelo com a malha corrigida.	279
Figura 132 – Utilização do comando “ <i>Shrinkwrap</i> ”	280
Figura 133 – Exemplo de medição do diâmetro médio da APE do Paciente X.	280
Figura 134 – Planificação das entradas e saídas da geometria para aplicação das condições de contorno.	282
Figura 135 – Vazão de entrada na VCI e VCS para condições de repouso e exercício.	283
Figura 136 – Perfil pulsátil VCI – Descanso.	283
Figura 137 – Perfil pulsátil VCS – Descanso (Vazão (mL/s) x Tempo (s))	284
Figura 138 – Perfil pulsátil VCI – Descanso.	284
Figura 139 – Perfil pulsátil VCS – Descanso.	285
Figura 140 – Perfis pulsáteis finais – VCI e VCS – Paciente A.	286
Figura 141 – Definição do rastreamento das partículas – caso permanente.	287
Figura 142 – Definição do rastreamento das partículas – caso transiente.	288
Figura 143 – Parametrização do relatório de rastreamento de partículas.	289
Figura 144 – Alerta do console para emissão do relatório de rastreio das partículas.	289
Figura 145 – Rastreamento de partículas da VCI – Simulação 1A.	290
Figura 146 – Rastreamento de partículas da VCS – Simulação 1A.	290
Figura 147 – <i>Workbench</i> das simulações em regime permanente e vasos rígidos.	291
Figura 148 – Métodos de solução adotados.	292
Figura 149 – Controles de relaxação adotados.	293

Figura 150 – Entrada do perfil pulsátil ao Ansys® Fluent 2022 R2.....	294
Figura 151 – Configuração do cálculo de variáveis médias no Ansys® Fluent 2022. R2.	295
Figura 152 – Configuração do <i>Autosave</i>	296
Figura 153 – Configuração do <i>Solution Animations</i>	296
Figura 154 – <i>Workbench – FSI 2 Way</i>	298
Figura 155 – <i>Task page/Solver Type – FSI 2 Way</i>	298
Figura 156 – <i>Dynamic Mesh – FSI 2 Way</i>	299
Figura 157 – <i>Dynamic Mesh Zones – FSI 2 Way</i>	300
Figura 158 – Definição do <i>Run Calculation – FSI 2 Way</i>	301
Figura 159 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos – Elástico Linear.	302
Figura 160 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos e gráfico de tensão x deformação para o modelo – Hiperelásticos Mooney-Rivlin de dois parâmetros.....	302
Figura 161 – Tensão deformação para Mooney-Rivlin.	303
Figura 162 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos.....	304
Figura 163 – <i>Analysis Settings – Transient Structural</i>	305
Figura 164 – Detalhe da malha dos vasos sanguíneos – Paciente A-0063.	305
Figura 165 – Condição de contorno estrutural – Saídas e entradas engastadas – Paciente A-0063.	306
Figura 166 – Restrição de movimentos das entradas e saídas da geometria – Paciente A-0063.....	307
Figura 167 – Detalhe da escolha da região de interface entre os domínios – Paciente A-0063.....	307
Figura 168 – Configuração do <i>Analysis Settings – o Ansys® System Coupling</i>	308
Figura 169 – Configuração do <i>Data Transfer – o Ansys® System Coupling</i>	309
Figura 170 – Configuração do <i>Data Transfer 2 – o Ansys® System Coupling</i>	310
Figura 171 – Configuração das expressões – CFD-Post.....	311
Figura 172 – Configuração da variável – CFD-Post.....	312
Figura 173 – Utilização da variável – CFD-Post.....	312
Figura 174 – Seccionamento da região de interesse.....	313

Figura 175 – Projeto da secção transversal.....	314
Figura 176 – Execução da manipulação da geometria.....	314
Figura 177 – Combinando geometrias.....	315
Figura 178 – Lapidação final.....	315

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Segmentação das palavras-chaves organizadas em grupos por ordem de relevância.....	44
Quadro 2	Definição da estrutura para pesquisa nas bases de busca.....	44
Quadro 3	Fases importantes do ciclo cardíaco.....	59
Quadro 4	Estatística descritiva de pico de fluxo e índice de pulsatilidade (IP) em voluntários saudáveis e pacientes com CCPT.	97
Quadro 5	Frequência cardíaca, frequência respiratória e duração da fase inspiratória relativa a todo o ciclo respiratório (fração inspiratória) durante medições de fluxo em repouso e durante o exercício.....	101
Quadro 6	Taxas médias de fluxo sanguíneo em dois ciclos respiratórios e taxas de fluxo médias correspondentes durante a inspiração e expiração na aorta, VCI e VCS em repouso e em dois níveis diferentes de exercício.	102
Quadro 7	Parâmetros do modelo de respiração usados para entrada da VCI com condições de contorno em repouso e três níveis de exercício.....	104
Quadro 8	Informações demográficas dos pacientes (n = 101). Os dados são relatados como média \pm desvio-padrão.....	107
Quadro 9	Dados dos fluxos dos 101 pacientes. Os dados são relatados como média \pm desvio-padrão.	107
Quadro 10	Características geométricas de corte. Os dados são relatados como média \pm desvio-padrão.	108
Quadro 11	Taxas médias de fluxo na VCI e VCS, reduções de resistência em repouso e em três níveis de exercícios simulados.....	126
Quadro 12	Distribuição do fluxo da VCI para a APD e APE durante condições de fluxo de repouso para os seis pacientes.	132
Quadro 13	Tensão de cisalhamento mínima e média da parede (WSS). Valores apenas sobre a porção de enxerto do modelo.....	133
Quadro 14	Taxas de perda de energia em mW de 21 configurações de “Fontan Fisiológico” extraídas de CFD.....	141

Quadro 15 – Caracterização dos pacientes quanto à cardiopatia e ao estágio de tratamento.....	165
Quadro 16 – Planejamento de simulações.....	167
Quadro 17 – Diâmetros médios das artérias pulmonares.....	173
Quadro 18 – Espessuras médias dos vasos sanguíneos.....	173
Quadro 19 – Características geométricas das malhas testadas.....	178
Quadro 20 – Qualidade das malhas testadas – Skewness.....	179
Quadro 21 – Qualidade das malhas testadas – Orthogonal Quality.....	179
Quadro 22 – Características geométricas das malhas testadas – Paciente C.....	179
Quadro 23 – Resultado das simulações para o teste de independência de malha – Paciente A.....	180
Quadro 24 – Dados específicos dos pacientes quanto às condições de contorno.....	181
Quadro 25 – Cálculo da vazão estimada para a VCS e VCI.....	182
Quadro 26 – Velocidade estimada para a VCS e VCI e número de Reynolds.....	183
Quadro 27 – Condições de contorno dos modelos – Velocidades e Pressões.....	183
Quadro 28 – Plano de simulações – Vasos Rígidos e Regime Permanente.....	191
Quadro 29 – Plano de simulações – Regime Vasos Rígidos e Regime Transiente.....	192
Quadro 30 – Plano de simulações – Vasos Flexíveis e Regime Transiente.....	192
Quadro 31 – Resultados das simulações – Vasos Rígidos e Regime Permanente.....	194
Quadro 32 – Distribuição das partículas na geometria – Simulação 1A.....	197
Quadro 33 – Resultados das simulações – Vasos Rígidos e Regime Transiente.....	199
Quadro 34 – Rastreamento de partículas ao tempo – Simulação 4A.....	204
Quadro 35 – Plano de simulações final – Vasos Flexíveis e Regime Transiente.....	205
Quadro 36 – Resultados das simulações – FSI.....	207
Quadro 37 – Dados para teste comparativo entre condições de contorno – Vasos Rígidos e Regime Permanente – Paciente A.....	214

Quadro 38 – Resultados do teste comparativo entre condições de contorno – Vasos Rígidos e Regime Permanente – Paciente A.	214
Quadro 39 – Resultados finais das simulações – Paciente A.	215
Quadro 40 – Resultados: Fluidos não newtonianos x newtonianos.	217
Quadro 41 – Resultados: Escoamento Laminar x Turbulento.	219
Quadro 42 – Resultados: Vazões obtidas.	220
Quadro 43 – Resultados: Regime Permanente x Transiente.	221
Quadro 44 – Resultados finais das simulações – Paciente A.	223
Quadro 45 – Planejamento de simulações para PCF.	226
Quadro 46 – Resultados das simulações PCF.	229
Quadro 47 – Dimensões das artérias pulmonares para o PCF.	236
Quadro 48 – Resultados finais das simulações PCF em regime permanente	237
Quadro 49 – Cálculo da perda de energia das simulações PCF – regime permanente.	238
Quadro 50 – Eficiência das geometrias para o PCF em regime permanente.	238
Quadro 51 – Resultados finais das simulações PCF – regime permanente versus transiente.	243

LISTA DE SIGLAS, SÍMBOLOS OU ABREVIATURAS

Letras latinas

2D	– Duas dimensões;
3D	– Três dimensões;
A	– Área;
ACP _{fluxo}	– Fluxo na colateral pulmonar (fluxo total da veia pulmonar – fluxo total da artéria pulmonar);
AD	– Átrio direito;
AE	– Átrio esquerdo;
a_{nb}	– Coeficientes da malha para os nós vizinhos;
Ao	– Aorta;
a'_p	– Coeficiente da malha de um nó central;
AP	– Artéria pulmonar;
APC	– Colaterais aortopulmonares;
APD	– Artéria pulmonar direita;
APDS	– Artéria pulmonar direita superior;
APE	– Artéria pulmonar esquerda;
$Area_{lowWSS}$	– Área da superfície luminal do enxerto com incidência de baixa tensão de cisalhamento ($WSS < 1 \text{ dine/cm}^2$);
$Area_{Fontan}$	– Área total da superfície do enxerto de Fontan;
ASC	– Área de superfície corporal;
BPM	– Batimentos por minuto;
C_1 e C_2	– Constantes materiais para modelo de <i>Mooney-Rivlin</i> ;
$C_{1\varepsilon}$ e $C_{2\varepsilon}$	– Constantes empíricas para escoamentos turbulentos;
CAD	– <i>Computer-aided design</i> ;
CAE	– <i>Computer-aided manufacturing</i> ;
CAM	– <i>Computer-aided engineering</i> ;
CCPT	– Conexão cavopulmonar total;
CCPP	– Conexão cavopulmonar parcial;
CEC	– Circulação extracorpórea;

CFD	– <i>Computational Fluid Dynamics</i> (Dinâmica dos Fluidos Computacionais);
CFL	– Condição de <i>Courant-Friedrichs-Lewis</i> ;
Co	– Número de <i>Courant</i> ;
cP	– Centipoise;
C_r	– Constante de resistência;
C_μ	– Constante;
D	– Forças difusivas;
DC	– Débito cardíaco;
dDFH	– Índice que quantifica a distribuição de fluxo hepático;
DFH	– Distribuição de fluxo hepático;
DICOM	– <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Comunicação e Imagem Digital em Medicina);
diPP	– Índice que quantifica a perda de potência indexada;
DNS	– Modelo de turbulência – <i>Direct Numerical Simulation</i> ;
DO ₂	– Oferta sistêmica de oxigênio;
dS	– Área diferencial da superfície;
DS	– Débito sistólico;
E	– Módulo de elasticidade do material;
\dot{E}	– Taxa de energia em uma superfície de entrada ou saída;
ECC	– Procedimento de CCPT com condutor extracardíaco;
E_{diss}	– Energia dissipada;
E_{efic}	– Eficiência energética;
E_{in}	– Energia que entra no volume de controle;
E_{out}	– Energia que sai do volume de controle;
EX	– Extracardíaco;
F	– Força/Forças conectivas/Fluxo na artéria pulmonar;
F_1 e F_2	– Funções de mistura no modelo $k-\omega$ SST;
FC	– Frequência cardíaca;
FDA	– <i>Federal Drug Administration</i> ;
F_R	– Fluxo retrógrado;
FSI	– <i>Fluid structure interaction</i> (Interação fluido-estrutura);
F_W	– Representa as forças conectivas;

h	– Distância;
IA	– Intra-atrial;
IC	– Índice cardíaco (L/min/m ²);
I_F	– Fração inspiratória;
IP	– Índice de pulsatilidade;
iPP	– Perda de potência indexada;
iQ_s	– Fluxo sistêmico indexado;
\hat{i}, \hat{j} e \hat{k}	– Vetores direcionais nas direções x , y e z , respectivamente;
\bar{I}_1 e \bar{I}_2	– Primeiro e o segundo invariante do tensor de deformações <i>Cauchy-Green</i> ;
k	– Constante de <i>Boltzmann</i> /Energia cinética turbulenta;
l	– Comprimento;
LES	– Modelo de turbulência – <i>Large Eddy Simulation</i> ;
MEF	– Método dos elementos finitos;
MVF	– Método dos volumes finitos;
n	– Expoente da lei da potência para <i>Carreau-Yasuda</i> ;
\mathbf{n}	– Vetor normal;
n_i	– Vetor normal unitário à superfície;
N_L	– Número à esquerda da saída da artéria pulmonar no modelo;
N_R	– Número à direita da saída da artéria pulmonar no modelo;
NURBS	– <i>Non-uniform rational basis splines</i> (Spline de base racional não uniforme);
O-CCPT	– Projeto de CCPT com deslocamento entre os eixos das cavas;
p	– Pressão;
P , W e E	– Pontos que representam o nó de uma malha e seus vizinhos a oeste e leste, respectivamente;
PA	– Pressão arterial;
PAVM	– <i>Pulmonary arteriovenous malformations</i> (malformações arteriovenosas pulmonares);
PCA	– Persistência do canal arterial;
PCF	– Planejamento Cirúrgico de Fontan;
PCMRI	– <i>Phase-contrast magnetic resonance imaging</i> (ressonância magnética de contraste de fase);

Pe	– Número de <i>Peclet</i> ;
PGA	– Poliglicolida;
PLE	– <i>Protein losing enteropathy</i> (Enteropatia perdedora de proteína);
PLLA	– Poli-L-lactídeo;
POP	– Pressão de oclusão pulmonar (mmHg);
PP	– Perda de potência;
\overline{PP}	– Perda de potência média no tempo;
PTFE	– Politetrafluoretileno;
q	– Vazão volumétrica;
Q	– Vazão na superfície de entrada ou saída;
Q_{APD}	– Vazão na artéria pulmonar direita;
Q_{APE}	– Vazão na artéria pulmonar esquerda;
Q_E	– Vazão média durante a expiração;
Q_I	– Vazão média durante a inspiração;
\overline{Q}_i	– Vazão média no tempo do vaso i ;
Q_{max}	– Vazão máxima no vaso ao longo de um ciclo cardíaco;
$Q_{médio}$	– Vazão média total;
Q_{min}	– Taxa de fluxo mínima no vaso ao longo de um ciclo cardíaco;
Q_p	– Fluxo sanguíneo pulmonar;
Q_s	– Fluxo sanguíneo sistêmico;
\overline{Q}_s	– Fluxo sistêmico médio no tempo;
Q_{VCI}	– Vazão na veia cava inferior;
Q_{VCS}	– Vazão na veia cava superior;
RM	– Ressonância magnética;
SCEH	– Síndrome do coração esquerdo hipoplásico;
R	– Frequência respiratória;
RANS	– Modelos de turbulência – <i>Reynolds Averaged Navier-Stokes</i> ;
RN	– Recém-nascido;
RV	– Retorno venoso;
RVP	– Resistência vascular pulmonar;
S	– Valor absoluto da taxa de deformação no modelo $k-\omega$ SST;
S_{M_x}, S_{M_y} e S_{M_z}	– Forças de campos atuantes nas direções x , y e z , respectivamente;

$S\phi$	– Representa o termo fonte, relacionado à geração de ϕ por unidade de volume;
STL	– <i>Stereolithography or Standard triangle language or Standard tessellation language</i> (Estereolitografia ou Linguagem padrão do triângulo ou Linguagem de tesselação padrão);
SUM	– <i>Surgeon's unconstrained modeling</i> (Modelagem irrestrita em argila pelo cirurgião);
T	– Tempo/Temperatura absoluta;
T_E	– Tempo de expiração;
TEVG	– <i>Tissue engineered vascular grafts</i> (Enxertos vasculares de engenharia de tecidos);
T_I	– Tempo de inspiração;
T_R	– Tempo para um ciclo respiratório;
TC	– Tomografia computadorizada;
TP	– Tronco pulmonar;
u	– Deslocamento/Velocidade;
UDF	– <i>User-defined functions</i> (Funções definidas pelo usuário);
u, v e w	– Grandeza na direção x, y e z, respectivamente;
\dot{u}	– Velocidade;
\ddot{u}	– Aceleração;
u_i	– Velocidade local no modelo <i>k-ω SST</i> /Componente do vetor velocidade;
u_w e u_e	– Representam o escoamento unidimensional a oeste e a leste, respectivamente;
V	– Velocidade/Volume;
VA	– Valva aórtica;
VCI	– Veia cava inferior;
VCI_{fluxo}	– Fluxo na veia cava inferior;
VCS	– Veia cava superior;
VCS_{fluxo}	– Fluxo na veia cava superior;
VCSL	– Veia cava superior lateral;
VD	– Ventrículo direito;
VE	– Ventrículo esquerdo;
VU	– Ventrículo de fisiologia única;

X	– Deslocamento linear (m);
x_i	– Tensor de direção das coordenadas no modelo $k-\omega$ SST;
Y-CCPT	– Projeto de CCPT com enxerto ligando a VCI à AP;
w e e	– Faces oeste e leste de um volume de controle qualquer;
W	– Energia de deformação por unidade de massa de tecido;
wIP	– Índice de pulsatilidade ponderada;
WSS	– <i>Wall shear stress</i> (Tensão de cisalhamento na parede);
%FTSP _{ape}	– Fração total do sangue pulmonar total para APE;
%WSS	– Percentual da área do enxerto em que há incidência de baixa tensão de cisalhamento ($WSS < 1 \text{ dine/cm}^2$).

Letras gregas e demais

α	– Deslocamento/Parâmetro adimensional para <i>Carreau-Yasuda</i> / Constante do modelo $k-\omega$;
β e β'	– Constantes do modelo $k-\omega$;
β_1 e β_2	– Constantes do modelo $k-\omega$ SST;
γ	– Intermitência no modelo $k-\omega$ SST;
$\dot{\gamma}$	– Taxa de cisalhamento;
δ	– Deslocamento (m);
δt	– Passo de tempo (s);
δx	– Tamanho do elemento de malha (m);
$\delta x_{Ww}, \delta x_{wP}$	– Distâncias entre as faces do ponto W ao w e w ao P , respectivamente;
δx_{Pe} e δx_{eE}	– Distâncias entre P ao e e e ao E , respectivamente;
δx_{WP}	– Comprimento característico da célula;
Δp	– Gradiente transpulmonar;
Δx	– Comprimento característico da célula;
ϵ_{ij}	– Deformação resultante;
η	– Viscosidade aparente;
η_0	– Viscosidade do fluido quando a taxa de cisalhante é zero para <i>Carreau-Yasuda</i> ;

η_{∞}	– Viscosidade com taxa cisalhante tendendo a infinito para <i>Carreau-Yasuda</i> ;
ϕ	– Hematócrito;
ϕ_e e ϕ_w	– Valores da propriedade ϕ analisando as faces leste e oeste da malha, respectivamente;
ϕ_P, ϕ_E e ϕ_W	– Valores da propriedade ϕ avaliados nos pontos nodais <i>P</i> , <i>E</i> e <i>W</i> , respectivamente;
θ_i	– Propriedade analisada na face de um volume de controle;
λ	– Constante de tempo para <i>Carreau-Yasuda</i> ;
λ_m	– Parâmetros do material para o modelo de <i>Mooney-Rivlin</i> ;
μ	– Viscosidade/Coeficiente de atrito/Módulo de cisalhamento;
ρ	– Pressão/Densidade do fluido/Difusividade de Prandtl;
σ_{ij}	– Tensor de tensões de <i>Cauchy</i> ;
σ_k e σ_{ω}	– Constante do modelo <i>k-ω</i> ;
τ	– Tensão de cisalhamento;
Γ	– Coeficiente de difusão associado à variável ϕ /Fluxo do fluido;
ϕ	– Variável calculada;
$ U $	– Normal da magnitude da velocidade local (m/s).

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	35
1.1	CONTEXTO DA PESQUISA – SÍNDROME DO CORAÇÃO ESQUERDO HIPOPLÁSICO.....	35
1.2	CONTEXTO DA PESQUISA – PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN.....	37
1.3	OBJETIVOS	39
1.3.1	Objetivo Geral	39
1.3.2	Objetivos Específicos	40
1.4	HIPÓTESE	40
1.5	JUSTIFICATIVA	40
1.5.1	Lacuna do Conhecimento e Aspectos de Ineditismo.....	43
1.6	DELIMITAÇÃO DA PESQUISA	45
1.7	CONTRIBUIÇÃO DO TRABALHO.....	46
1.8	ESTRUTURA DO TRABALHO	46
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	48
2.1	SISTEMA CIRCULATORIO HUMANO.....	48
2.1.1	Vasos Sanguíneos	53
2.1.1.1	Estrutura dos Vasos: Túnicas Íntima, Média e Externa	55
2.1.1.2	Artérias	56
2.1.1.3	Veias	58
2.1.2	Ciclo Cardíaco	59
2.1.3	Pressão Arterial	61
2.1.4	Retorno Venoso	61
2.2	CARDIOPATIAS DE VENTRÍCULO DE FISILOGIA ÚNICA (VU)	63
2.3	SÍNDROME DO CORAÇÃO ESQUERDO HIPOPLÁSICO (SCEH).....	64
2.3.1	Cirurgia de Norwood.....	67
2.3.2	Cirurgia de Glenn	68
2.3.3	Cirurgia de Fontan.....	69
2.3.4	Fisiopatologia Aplicada ao Tratamento de SCEH	73
2.3.5	Procedimento Híbrido para Tratamento da SCEH.....	74
2.4	REOLOGIA	76
2.4.1	Classificação dos Modelos Reológicos	78

2.4.1.1	Fluidos newtonianos.....	79
2.4.1.2	Fluidos não newtonianos.....	80
2.4.2	Modelos Matemáticos de Fluidos não Newtonianos.....	81
2.4.3	Características Reológicas do Sangue.....	82
2.5	MODELOS CONSTITUTIVOS DAS PAREDES DOS VASOS SANGUÍNEOS.....	85
2.6	MODELAGEM COMPUTACIONAL FLUIDODINÂMICA.....	86
2.6.1	Método dos Volumes Finitos (MVF).....	87
2.6.2	Método de Discretização de Variáveis Aplicado ao Método dos Volumes Finitos.....	88
2.6.3	Turbulência nos Vasos Sanguíneos.....	92
2.6.4	Fluxo Pulsátil na Circulação Fontan.....	95
2.7	INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA (FLUID STRUCTURE INTERACTION – FSI).....	110
3	ESTADO DA ARTE.....	115
3.1	PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN (PCF).....	144
3.2	ENXERTOS VASCULARES DE ENGENHARIA DE TECIDOS (TISSUE ENGINEERED VASCULAR GRAFTS –TEVG).....	156
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	163
4.1	MATERIAIS.....	163
4.2	MÉTODO.....	166
4.2.1	Preparo da Geometria para a Discretização do Domínio.....	168
4.2.1.1	Obtenção das imagens médicas.....	169
4.2.1.2	Importação dos arquivos DICOM.....	169
4.2.1.3	Segmentação da região de interesse.....	170
4.2.1.4	Obtenção do biomodelo 3D em STL.....	170
4.2.1.5	Polimento do biomodelo 3D em STL.....	171
4.2.1.6	Preparo da geometria para a discretização do domínio.....	171
4.2.2	Geração da Malha.....	176
4.2.3	Teste de Independência de Malha.....	179
4.2.4	Física do Problema.....	181
4.2.5	Determinação da Localização da Partícula do Fluido no Espaço.....	186
4.2.6	Determinação do Espaço de Tempo da Simulação.....	186

4.2.7	Modelagem Matemática	187
4.2.7.1	Equação de transporte: forma integral e diferencial	187
4.2.7.2	Equação da continuidade (conservação de massa).....	188
4.2.7.3	Equação da quantidade de movimento (2ª lei de Newton).....	189
4.2.8	Simulação do Fluxo Sanguíneo em Regime Permanente – Vasos Rígidos	191
4.2.9	Simulação do Fluxo Sanguíneo em Regime Transiente – Vasos Rígidos	192
4.2.10	Simulação do Fluxo Sanguíneo em Regime Transiente – Vasos Flexíveis	192
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	194
5.1	RESULTADOS PARCIAIS	194
5.1.1	Simulação em Regime Permanente – Vasos Rígidos.....	194
5.1.2	Simulação em Regime Transiente – Vasos Rígidos.....	198
5.1.3	Simulação em Regime Transiente – Vasos Flexíveis.....	205
5.2	DISCUSSÃO	213
5.2.1	Planejamento Cirúrgico de Fontan – Estudo de Caso – Paciente B-0064	224
6	CONCLUSÕES	246
7	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	249
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	250
	APÊNDICE A – PARECER COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA.....	264
	APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PAIS OU RESPONSÁVEIS LEGAIS (TECLE).....	268
	APÊNDICE C – AUTORIZAÇÃO ONG CORAÇÃO CURUMIM.....	273
	APÊNDICE D – PREPARO DA GEOMETRIA PARA A DISCRETIZAÇÃO DO DOMÍNIO	275

APÊNDICE E – DETERMINAÇÃO DOS PERFIS DE VELOCIDADE DAS VCIS E VCSS	283
APÊNDICE F – DETERMINAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DA PARTÍCULA DO FLUIDO NO ESPAÇO	287
APÊNDICE G – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME PERMANENTE – VASOS RÍGIDOS.....	291
APÊNDICE H – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME TRANSIENTE – VASOS RÍGIDOS.....	294
APÊNDICE I – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME TRANSIENTE – VASOS FLEXÍVEIS	298
APÊNDICE J – MÉTODO DE OBTENÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO QUALITATIVA MÉDIA DOS FLUXOS PROVENIENTES DAS VEIAS CAVAS SUPERIOR E INFERIOR ÀS PULMONARES EM ESCOAMENTOS TRANSIENTES	311
APÊNDICE K – MÉTODO DE MANIPULAÇÃO DE GEOMETRIAS PARA O PCF	313

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTO DA PESQUISA – SÍNDROME DO CORAÇÃO ESQUERDO HIPOPLÁSICO

A doença cardiovascular é a principal causa de morte em todo o mundo, com tendência a se manter em primeiro lugar em um futuro previsível (PASHNEH-TALA, *et al.*, 2015; TU, INTHAVONG e WONG, 2015).

A cada mil crianças nascidas vivas, há incidência de 8 a 10 indivíduos com cardiopatia congênita. No Brasil, anualmente 28.900 crianças nascem com cardiopatia congênita, das quais cerca de 80% necessitarão de cirurgia, sendo metade destas já no primeiro ano de vida (SOARES, 2020).

A incidência de SCEH ocorre em 0,016 a 0,036% dos nascimentos, nos quais 23% das mortes cardíacas ocorrem na primeira semana de vida, e 15% no primeiro mês de vida (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

Aproximadamente 4 mil crianças com cardiopatia congênita de ventrículo de fisiologia única nascem nos Estados Unidos a cada ano (BROWN, D.W.; COHEN, K.E.; O'BRIEN, P., *et al.*, 2015).

Como a meta de expandir o atendimento a crianças com cardiopatia congênita, o Ministério da Saúde lançou em 2017 um projeto federal para aumentar em 30% o atendimento a crianças cardiopatas, focando na realização de 12.600 procedimentos por ano (BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017).

Porém, em 2022 foram realizadas no Brasil 10.508 cirurgias cardiovasculares pediátricas, das quais somente 2.873 em pacientes menores de um ano, número este muito distante dos 23.120 procedimentos necessários (BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2023).

Brown, D.W.; Cohen, K.E.; O'Brien, P., *et al.* (2015) afirmam que entre os defeitos cardíacos congênitos, aqueles com a fisiologia de ventrículo único continuam sendo os mais complexos e apresentam maior taxa de morbidade associada.

As cardiopatias do tipo ventrículo de fisiologia única são aquelas em que o sangue oxigenado se mistura dentro do ventrículo com o sangue com pouca oxigenação, uma vez que só há uma câmara de bombeamento eficaz ou funcional, e geralmente são fatais logo após o nascimento se não forem tratadas (BAZILEVS, *et al.*, 2009; TRUSTY, 2018a).

Dentre as cardiopatias de ventrículo de fisiologia única, a mais severa é conhecida como Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico (SCEH), a qual, devido à sua gravidade, em muitos países a interrupção médica da gestação é indicada (DIONÍSIO, *et al.*, 2011).

Crianças com SCEH e outras formas de hipoplasia do coração apresentam as maiores taxas de morbidade pós-cirúrgica, até 45% em seus primeiros quatro anos de vida (BROWN, D.W.; COHEN, K.E.; O'BRIEN, P., *et al.*, 2015).

O termo “síndrome do coração esquerdo hipoplásico” foi introduzido por Noonan e Nadas em 1958 para descrever as características morfológicas da atresia mitral e da atresia aórtica combinadas (FONSECA, *et al.*, 2005; NOONAN e NADAS, 1958).

Dionísio, *et al.* (2011) relatam que a incidência de SCEH, segundo estudos epidemiológicos, é causada por influências multifatoriais em 90% dos casos, sendo as anomalias cromossômicas responsáveis por cerca de 6% de todas as cardiopatias congênitas. Relatam o risco de recorrência em irmãos de 0,5% e uma taxa de recorrência em gestações posteriores de 2% a 6%.

O exame de eleição para o diagnóstico da SCEH é a ecocardiografia bidimensional com estudo *Doppler*, podendo ser diagnosticada a partir da 18ª semana de gestação, por meio da ecocardiografia fetal (DIONÍSIO, *et al.*, 2011).

A maioria dos recém-nascidos (RN) afetados pela SCEH nasce com peso adequado à idade gestacional. Vinte e cinco por cento deles são acometidos por doenças genéticas associadas ou outra anomalia extracardíaca (DIONÍSIO, *et al.*, 2011).

Até o momento, não há tratamento definitivo para a SCEH, e sim dois tratamentos paliativos possíveis: o transplante cardíaco neonatal e a reconstrução paliativa estagiada, realizados em três etapas, conhecidos como cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan, respectivamente, além da variante conhecida como tratamento híbrido (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

Portanto, a história natural da SCEH, geralmente fatal no primeiro mês de vida (FLYER, 1980), foi modificada com a operação de Norwood, que publicou os primeiros casos de sucesso numa série de crianças operadas entre 1979 e 1981 (NORWOOD, *et al.*, 1981; NORWOOD, *et al.*, 1983).

Em casos mais graves – em que outras patologias ocorrem concomitantes ao ventrículo de fisiologia única ou quando a Circulação Fontan foi realizada, mas por algum motivo não foi satisfatória – o transplante cardíaco surge como possibilidade.

O transplante cardíaco tem importantes limitações, como a escassez de doadores compatíveis e os efeitos colaterais adversos da imunossupressão em longo prazo, impedindo que os órgãos transplantados tenham vida útil elevada, necessitando de outros transplantes no decorrer da vida (RAZZOUK, *et al.*, 1996; BAUER, *et al.*, 1997).

Já na década de 2000, notava-se uma redução progressiva na mortalidade cirúrgica em consequência dos protocolos multidisciplinares incorporados não só nas práticas da cirurgia pediátrica, mas em todo o suporte pré e pós-cirúrgico (*Guidelines for Pediatric Cardiovascular Centers*, 2002).

Técnicas cirúrgicas e anestésicas – além de um robusto desenvolvimento da circulação extracorpórea com proteção miocárdica e cerebral – colaboraram para a redução das taxas de mortalidade iniciais, contribuindo para a realização da cirurgia de Norwood no tratamento da SCEH. Porém, a maioria dos centros de cardiologia pediátrica detém resultados insatisfatórios no tratamento desta cardiopatia (ATIK, 2006).

1.2 CONTEXTO DA PESQUISA – PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN

Durante as últimas quatro décadas, a pesquisa sobre a patogênese e a progressão das doenças cardiovasculares empregou uma abordagem multidisciplinar envolvendo temáticas, desde a biologia molecular até a mecânica computacional e experimental de sólidos e fluidos, impulsionada pela necessidade de fornecer respostas a questões críticas, com o intuito de colaborar para a obtenção de um maior conhecimento sobre as mais variadas doenças (DEL ÁLAMO, *et al.*, 2009).

Na fronteira entre as áreas biológicas e exatas, a melhoria contínua na resolução espacial de equipamentos de imagens médicas, aliada ao crescimento exponencial da capacidade computacional, tem proporcionado valiosa oportunidade para as simulações numéricas e técnicas experimentais complexas, contribuindo para um diagnóstico mais preciso (DEL ÁLAMO, *et al.*, 2009).

A utilização de modelagem numérica e as simulações computacionais se infiltram no campo médico, avançando para o subcampo conhecido como engenharia

biomédica. A Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD), usada para a modelagem do fluxo cardiovascular com o auxílio de modelos de biofluido, estabelece um ramo denominado Hemodinâmica Computacional (TU, INTHAVONG e WONG, 2015).

Este robusto aparato de conhecimento multidisciplinar corrobora, portanto, não somente as simulações de novos tratamentos médicos e cirúrgicos com a Hemodinâmica Computacional, mas também a constituição de projetos de dispositivos biomédicos. Isso tudo, aliado ao surgimento de tecnologias avançadas em imagens médicas e a capacidade de processamento computacional (TU, INTHAVONG e WONG, 2015).

Em 2009, os pesquisadores Bazilevs, *et al.* publicaram o artigo intitulado “*Computational fluid-structure interaction: methods and application to a total cavopulmonar connection*”, sendo esta a primeira publicação identificada pela revisão bibliográfica estruturada específica sobre a análise tridimensional com o uso da interação fluido-estrutura totalmente acoplada para a conexão cavopulmonar total.

As simulações numéricas possibilitam a avaliação do escoamento no interior dos vasos sanguíneos. A condução de experimentos virtuais nos modelos, com base na realidade obtida da tomografia computadorizada, facilita a avaliação de estratégias e propicia melhor entendimento do comportamento físico do sistema. Esta técnica é uma alternativa particularmente útil para situações em que a intervenção direta é impossível, muito difícil ou dispendiosa (RODRIGUES, 2017).

Uma vez que pacientes cardíacos de ventrículo de fisiologia única possuem grande variedade de anatomias entre si, os estudos dos métodos numéricos avançados prestam-se muito bem quando há essas dissemelhanças, avaliando os efeitos da geometria da conexão Fontan, elucidando as características do fluxo sanguíneo e as perdas de energia associadas a um determinado desenho cirúrgico, o qual desempenha papel importante no sucesso geral da cirurgia (BAZILEVS, *et al.*, 2009).

Com o uso de programas de computador especializados, a visualização de soluções numéricas vetoriais, contornos e até animações de interações com os vasos sanguíneos, impacta na entrega de soluções. Não somente na obtenção de resultados, mas as técnicas utilizadas na compreensão da hemodinâmica computacional abrem novos métodos de ensino, como: cirurgias virtuais e animações

em três dimensões (3D), estudos da anatomia humana e fluxo cardiovascular (TU, INTHAVONG e WONG, 2015).

Para Trusty, *et al.* (2018b), a investigação do comportamento energético na Circulação Fontan é mandatória para a melhoria cirúrgica, levando à melhor compreensão do pós-cirúrgico e, conseqüentemente, à possibilidade de uma vida com menos intercorrências.

Experimentos *in vitro*, observações clínicas e modelagens computacionais reforçaram que a geometria da conexão de Fontan desempenha um papel fundamental nas perdas de energia e distribuição dos fluxos, os quais, por sua vez, terão um impacto no resultado clínico em longo prazo (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010).

Na última década, um esforço colaborativo baseado em imagens, chamado Planejamento Cirúrgico de Fontan, foi realizado e descrito para casos específicos (TRUSTY, *et al.*, 2019). Tem como escopo oferecer uma avaliação hemodinâmica precisa da condição pré-operatória, fornecer restrições anatômicas para possíveis opções cirúrgicas e produzir previsões pós-operatórias viáveis se as condições de contorno forem semelhantes o suficiente entre os estados pré-operatório e pós-operatório (TRUSTY, 2018a).

Portanto, avanços em modelagem computacional, aumento do poder computacional, melhora na qualidade de imagens e maior confiabilidade na obtenção de condições de contorno local levam ao desenvolvimento de ferramentas computacionais mais sofisticadas e simulações cada vez mais fisiologicamente realistas. Proporcionam potencial para melhorar as estratégias de manejo clínico e cirúrgico, identificando a hemodinâmica relevante para o início e progressão de complicações em longo prazo, permitindo que bioengenheiros e clínicos projetem tratamentos intervencionistas otimizados em uma base específica do paciente (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010; TRUSTY, 2018a; FOGEL, *et al.*, 2013; SLESNICK e YOGANATHAN, 2014).

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar, por meio de simulação computacional, o comportamento hemodinâmico do fluxo sanguíneo, como a velocidade, pressão e tensões na região pós-anastomose entre a artéria pulmonar e a veia cava inferior, desenvolvido na

cirurgia de Fontan para o tratamento de cardiopatias denominadas de ventrículo de fisiologia única.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Identificar e avaliar a significância da diferença nos resultados obtidos entre as simulações que utilizam condições de contorno realistas (fluido não newtoniano, turbulência, regime transiente e parede vascular flexível) e condições simplificadas (fluido newtoniano, escoamento laminar, regime permanente e parede vascular rígida);
- b) Propor método simplificado para a elaboração das simulações numéricas do Planejamento Cirúrgico de Fontan, com base nos resultados obtidos entre as simulações realistas e simplificadas.

1.4 HIPÓTESE

A comparação dos resultados obtidos por meio de simulação computacional – utilizando condições de contorno realistas e simplificadas pelo uso de ferramentas de modelagem numérica atuais, nas proximidades das estruturas modificadas pela cirurgia de Fontan – proporcionará a validação de um planejamento cirúrgico adequado, indicando a posição ótima das anastomoses cavopulmonares, a dimensão apropriada do enxerto, bem como eventuais modificações nas estruturas adjacentes.

A validação das variáveis necessárias para o equilíbrio entre o tempo de processamento computacional e a precisão dos resultados favorecerá a adoção do planejamento cirúrgico por meio da CFD por um maior número de centros especializados no tratamento de cardiopatias congênitas, possibilitando uma sobrevida mais duradoura do que a obtida atualmente.

1.5 JUSTIFICATIVA

Poucos centros de referência espalhados pelo planeta são capazes de proporcionar sobrevida a neonatos com Síndrome Hipoplásica do Coração Esquerdo (SCEH) por meio das complexas cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan (JIA e ESMAILY, 2022).

No Brasil, estima-se que nasçam anualmente entre 480 a 1.080 indivíduos com SCEH; e entre esses, 23% morrem na primeira semana de vida; e 15% no primeiro mês de vida (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

Poucos dados são observados em relação ao número de nascidos com SCEH, até mesmo porque, em muitos países, a interrupção médica da gestação é o método elencado.

De acordo com um estudo realizado nos hospitais membros do Child Health Corporation of America entre os anos de 1998 e 2001, de um total de 1.105 neonatos portadores de SCEH, 801 foram submetidos ao procedimento de Norwood, 39 a transplante cardíaco e os 265 restantes (24%) não foram submetidos a intervenção cirúrgica. Dos que foram submetidos à operação de Norwood, 68% sobreviveram (CHECCHIA, *et al.*, 2005).

Estes dados, portanto, são de centros de referência nesta cirurgia; e mesmo assim, a taxa de mortalidade é elevada. A cada nova cirurgia, maior é o aumento na taxa.

Desde 1971, quando o procedimento de Fontan foi criado, até os dias atuais, diversas modificações cirúrgicas foram propostas melhorando os resultados, reduzindo a mortalidade pós-operatória em grandes centros, para valores aproximados a 5%. No entanto, em longo prazo, esses pacientes são suscetíveis a inúmeras complicações, resultando numa taxa de sobrevida em 10 anos de 60% a 80% (JIA e ESMAILY, 2022).

Na Circulação Fontan, um ventrículo único tem que bombear sangue pelos leitos vasculares sistêmicos e pulmonares em série, resultando em uma pós-carga aumentada (incluindo as resistências vasculares sistêmica e pulmonar) e pré-carga diminuída (enchimento ventricular), com aumento significativo da pressão venosa central devido à falta de elevação da pressão tipicamente fornecida pelo ventrículo direito (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010).

De acordo com Corno, *et al.* (2019) e Tang, *et al.* (2020), os resultados em longo prazo da Circulação Fontan são complicados pela morbidade substancial. Alguns dos problemas citados pelos autores são: disfunção ventricular progressiva, arritmias atriais, regurgitação da valva atrioventricular, malformações arteriovenosas pulmonares (PAVMs – *pulmonary arteriovenous malformations*), capacidade de exercício diminuída, enteropatia perdedora de proteínas (PLE – *protein losing*

enteropathy), retardo do crescimento somático, complicações trombóticas e desfechos neurológicos ruins, hipertensão venosa crônica com aumento da pressão capilar hidrostática, derrames pericárdicos e pleurais recorrentes, ascite, retenção generalizada de líquidos, insuficiência renal, insuficiência hepática, disfunção gastrointestinal, tromboembolismo pulmonar e sistêmico e colaterais venosas, hipoxemia persistente e/ou progressiva, comprometimento progressivo da função ventricular, intolerância ao exercício e bronquite plástica.

Trusty, *et al.* (2018b) relacionaram o impacto hemodinâmico causado pelas conexões de Fontan com a ocorrência de fibrose hepática, utilizando a dinâmica do fluxo detalhado derivado de exames de Ressonância Magnética (RM) e estudos de Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD), avaliando e correlacionando os fluxos, perdas de energia e a existência de fibrose hepática.

Desta forma, a necessidade de melhoria para a cirurgia de Fontan é evidente. Devido à grande variedade de anatomias, a identificação de uma solução única se torna algo de difícil solução. A ideia de distribuir de maneira ideal o fluxo sanguíneo provindo das veias cavas para as artérias pulmonares, oportunizando a menor resistência vascular possível, é o que motiva este e vários trabalhos desde os anos 2000 (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010).

Com a utilização de métodos numéricos, como o método de volumes finitos, é possível compreender o comportamento do fluxo sanguíneo nas anastomoses geradas antes e após as três cirurgias do tratamento eletivo. As várias particularidades do sistema circulatório e os inúmeros problemas de saúde que o envolvem exigem estudo minucioso, colaborando na obtenção de tratamentos, bem como orientações de prevenção de problemas cardiovasculares futuros.

E nesse aglomerado de variáveis, a conexão realizada nas anastomoses das veias cavas à artéria pulmonar é o parâmetro sobre o qual os cirurgiões têm algum controle, seja na posição e angulação da anastomose, seja no formato dos enxertos, sendo o ponto, portanto, passível de aprofundamento na busca de projetos que contribuam para uma mínima queda de pressão e perdas de energia em todo o sistema circulatório (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010).

Portanto, o enlace das engenharias provendo métodos e ferramentas que possam prever o comportamento hemodinâmico pós-cirúrgico – e as áreas médicas discutindo e aplicando o conhecimento previamente às cirurgias – apresenta uma

alternativa clara na compreensão da mecânica da circulação sanguínea nas áreas destacadas, possibilitando a obtenção de resultados adequados ao tratamento das mais variadas cardiopatias.

1.5.1 LACUNA DO CONHECIMENTO E ASPECTOS DE INEDITISMO

Por meio de revisão bibliográfica de forma narrativa, foram identificados trabalhos que analisam a reologia do fluido na região das anastomoses entre as veias cavas e a artéria pulmonar. Porém, neste estudo não foi evidenciado o uso de simulações nas quais a interação fluido-estrutura fosse utilizada. Outro ponto de destaque foi a falta de estudos das dimensões das artérias pulmonares, evidenciando uma lacuna no conhecimento.

Baseado nas palavras-chaves dos artigos aderentes a esta pesquisa, encontrados anteriormente na revisão narrativa, foi montada a estrutura base para a realização da revisão bibliográfica de forma sistemática, buscando comprovar o ineditismo da lacuna de conhecimento encontrada.

Definidas as palavras, a semelhança entre elas foi adotada para que, pelo menos uma das palavras encontradas estivesse no resultado da busca, obtendo-se, assim, oito grupos que, organizados por ordem de relevância, serviriam para embasar a revisão de forma sistemática (**Quadro 1**).

Desta forma, os termos para a pesquisa ficaram conforme descritos no **Quadro 2**, sendo testados nas bases de busca *Web of Science* e *Scopus*.

Analisando os oito grupos observados, alguns pontos são relevantes e merecem destaque:

- a. Os grupos 1, 2 e 3 delimitam a pesquisa, são importantes e devem obrigatoriamente estar presentes nas bases de busca;
- b. O grupo 4 reforça o grupo 3 delimitando-o; porém não é obrigatório estar presente na busca a ser realizada;
- c. O grupo 5 delimita a área exata de investigação, uma vez que a pesquisa narrativa já tinha sinalizado lacuna neste tema;
- d. O grupo 6 fecha a área de pesquisa, uma vez que a pesquisa narrativa sinalizou a falta de trabalhos que utilizem os grupos de 1 a 5. Desta forma, os grupos de 1 a 5 participarão da revisão, e com a inclusão do grupo 6 comprovaremos a existência da lacuna;

- e. Caso seja necessária maior delimitação, serão utilizados os grupos 7 e 8. Não são importantes, mas delimitam a lacuna.

Quadro 1 – Segmentação das palavras-chaves organizadas em grupos por ordem de relevância.

1 - Método	CFD	4 - Chave	Hemodynamic assessment
	Computational fluid dynamics		Hemodynamic performance of surgical operations
	Flow modeling computational		Blood flow
	Fluid dynamics		
	Finite element analysis		
	Finite volume analysis		
	Mathematical models		
	Numerical model		
2 - Procedimento/ doenças	Fontan	5 - Chave	Cavopulmonary assist device
	Glenn		Cavopulmonary connection
	Congenital heart defects		Cavopulmonary shunt
	Congenital heart diseases	6 - Método Chave	Computational fluid-structure interaction
	Congenital heart surgery		Fluid-structure interaction
	Univentricular heart		
	Norwood	7 - Chave	Cardiovascular engineering
	Hypoplastic left heart syndrome		Cardiovascular parameters
	Left ventricular hypertrophy		
	Hypoplastic right heart syndrome	8 - Chave	Hemorheology
Pediatric surgery	Blood rheology		
	Blood drainage rheology		
3 - Método	3D reconstruction		
	Biomodeling		
	Three-dimensional models		
	Virtual biomodeling		
	Physiological design		
	Physiological models		
	Human heart model		
	Biomechanics		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 2 – Definição da estrutura para pesquisa nas bases de busca.

1 -	(Cfd OR Computational fluid dynamics OR Flow modeling computational OR Fluid dynamics OR Finite element analysis OR Finite volume analysis OR Mathematical models OR Numerical model)
2 -	(Fontan OR Glenn OR Congenital heart defects OR Congenital heart diseases OR Congenital heart surgery OR Univentricular heart OR Norwood OR Hypoplastic left heart syndrome OR Left ventricular hypertrophy OR Hypoplastic right heart syndrome OR Pediatric surgery)
3 -	(3D reconstruction OR Biomodeling OR Three-dimensional models OR Virtual biomodeling OR Physiological design OR Physiological models OR Human heart model OR Biomechanics)
4 -	(Hemodynamic assessment OR Hemodynamic performance of surgical operations OR Blood flow)
5 -	(Cavopulmonary assist device OR Cavopulmonary connection OR Cavopulmonary)
6 -	(Computational fluid-structure interaction OR Fluid-structure interaction)
7 -	(Cardiovascular engineering OR Cardiovascular parameters)
8 -	(Hemorheology OR Blood rheology OR Blood drainage rheology)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Analisando as bases *Web of Science* e *Scopus* e fazendo as interpolações entre os grupos, evidenciou-se que a utilização de um grupo de palavras convergia para demonstrar a lacuna do conhecimento, conforme segue:

“((CFD OR Computational fluid dynamics OR Flow modeling computational OR Fluid dynamics OR Finite element analysis OR Finite volume analysis OR Mathematical models OR Numerical model) AND (Fontan OR Glenn OR Congenital heart defects OR Congenital heart diseases OR Congenital heart surgery OR Univentricular heart OR Norwood OR Hypoplastic left heart syndrome OR Left ventricular hypertrophy OR Hypoplastic right heart syndrome OR Pediatric surgery) AND (Cavopulmonary assist device OR Cavopulmonary connection OR Cavopulmonary) AND (Computational fluid structure interaction OR Fluid structure interaction))”

Com 15 resultados na *Web of Science* e cinco na *Scopus*, não foram identificadas pesquisas focadas na verificação da melhor posição para se realizar as anastomoses cavopulmonares por meio de ferramentas CFD, com o objetivo de encontrar a posição ótima destas anastomoses, considerando a interação fluido-estrutura.

A busca retornou trabalhos focados em pontos como: fenestração, análise computacional do fluxo sanguíneo em um tipo de anastomose cavopulmonar e o estudo de um *bypass* para anastomose cavopulmonar.

A partir destes artigos e suas referências, outros assuntos foram incorporados na lacuna, como o Planejamento Cirúrgico de Fontan e os diversos estudos elaborados sobre o tema. Por fim, a definição do conjunto ideal de variáveis numa simulação de CFD, propondo um Planejamento Cirúrgico seguro, porém simplificado, foi obtida como lacuna a ser abordada neste estudo.

1.6 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA

Foi investigado o comportamento do fluxo sanguíneo em portadores de SCEH pós-anastomose entre a artéria pulmonar e a veia cava inferior após a cirurgia de Fontan, comparando os resultados da perda de energia, distribuição do fluxo entre os pulmões esquerdo e direito e a tensão na parede do enxerto, utilizando condições de contorno realistas e comparando-as com as simplificadas.

As condições de contorno foram consideradas em pacientes em descanso, uma vez que os resultados obtidos nesta condição poderão ser extrapolados. Para condições em exercício, a alteração é dada em condições normalmente impostas, como aumento da pressão e velocidade de entrada do fluxo sanguíneo e aumento da resistência pulmonar, tema que será discutido no Capítulo 3, Estado da Arte.

1.7 CONTRIBUIÇÃO DO TRABALHO

A principal contribuição esperada desta pesquisa é validar as condições de contorno necessárias para a realização do Planejamento Cirúrgico de Fontan, comparando condições realistas com as simplificadas, a fim de que haja equilíbrio entre a precisão e o tempo de processamento computacional dos resultados.

Com a validação das condições, há possibilidade de que centros de recurso reduzido sejam inseridos à tecnologia, favorecendo a obtenção de simulações pré-cirúrgicas adequadas ao tratamento das mais variadas cardiopatias.

1.8 ESTRUTURA DO TRABALHO

A presente tese foi organizada da seguinte forma:

Este capítulo apresenta o contexto em que o trabalho se insere, juntamente com o problema de pesquisa, ambos embasados na bibliografia. Além disso, aqui são apresentados os objetivos gerais e os específicos, hipótese, justificativa, obtenção da lacuna do conhecimento, delimitação da pesquisa e a contribuição esperada.

Por compreender conteúdos multidisciplinares, o campo de estudo, foco deste trabalho, tangencia definições médicas interpoladas a conceitos de engenharia, devendo, para compreensão do leitor, ser obrigatoriamente esclarecidas as definições elementares, conforme destacado no Capítulo 2.

No Capítulo 3, uma ampla revisão foi realizada acerca do tema desta pesquisa, culminando com o Planejamento Cirúrgico de Fontan.

Já no Capítulo 4, de forma detalhada, são descritos os materiais e o método de pesquisa utilizados no trabalho, assim como estratégias e principais atividades realizadas para a sua condução.

O Capítulo 5 traz os resultados obtidos com as simulações em regime permanente e transiente, com vasos rígidos; e após, em regime transiente, com vasos flexíveis, comparando e discutindo os resultados.

O Capítulo 6 aponta as principais conclusões da pesquisa.

E por fim, no Capítulo 7 são propostas sugestões de temas para trabalhos futuros relacionados ao tema.

Após as **Referências Bibliográficas**, foi apresentado um conjunto de **Apêndices** que inclui o parecer do comitê de ética e pesquisa, a apresentação do termo de consentimento livre e esclarecido para pais e responsáveis, a autorização para participação da ONG Coração Curumim e, por fim, o conjunto de tutoriais do método proposto.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Por se tratar de um trabalho multidisciplinar envolvendo medicina e engenharia, há a necessidade de abordar termos que, enquanto para uns são elementares, para outros são desconhecidos. Desta forma, neste capítulo serão abordados os seguintes temas: sistema circulatório humano, cardiopatias de ventrículo de fisiologia única, síndrome do coração esquerdo hipoplásico, reologia, modelos constitutivos das paredes dos vasos sanguíneos, modelagem computacional fluidodinâmica e, por fim, será abordada a interação fluido-estrutura.

2.1 SISTEMA CIRCULATÓRIO HUMANO

A função do sistema circulatório, ou cardiovascular, é basicamente distribuir os nutrientes absorvidos pelo sistema digestório, o oxigênio absorvido pelos pulmões e os hormônios para todo o organismo do indivíduo. Ele também retira das células os resíduos do metabolismo, as excretas nitrogenadas e o gás carbônico produzido no metabolismo celular para que possam ser eliminados do corpo (SOUZA e ELIAS, 2006).

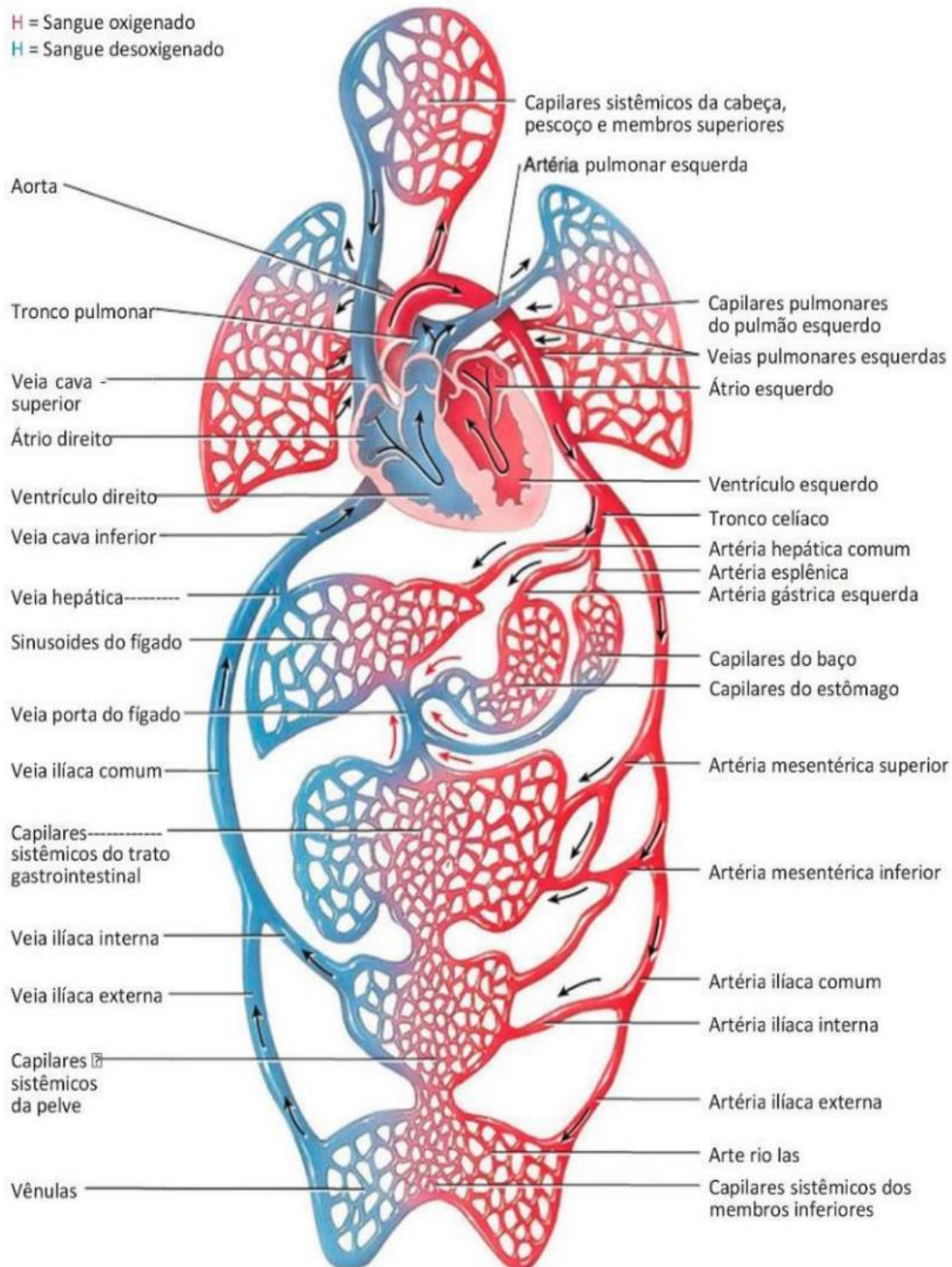
Conforme descrevem Fattini e Dângelo (2002), o sistema circulatório é constituído de:

- a) Sistema sanguíneo, ou cardiovascular, composto por vasos condutores de sangue e o coração;
- b) Sistema linfático, formado pelos vasos linfáticos, capilares linfáticos, troncos linfáticos e órgãos linfoides (linfonodos e tonsilas);
- c) Órgãos hematopoiéticos, representados pela medula óssea e órgãos linfoides, como o baço e o timo.

Sendo essencial para a fisiologia humana, esse sistema está relacionado aos batimentos cardíacos e à distribuição do sangue e linfa por todo o organismo. A circulação sanguínea acontece pelas vias de circulação conhecidas como veias, artérias e vasos capilares. Do sistema exposto anteriormente, o coração é a bomba muscular responsável por manter a circulação sanguínea corporal, composta por uma imensa rede de vasos cujo trajeto começa e termina no coração, funcionando em um ciclo contínuo de contração e relaxamento, impulsionando o sangue pelo sistema cardiovascular (SOUZA e ELIAS, 2006).

Na circulação pós-natal, o coração bombeia sangue a cada batida para dois circuitos dispostos em série: a circulação pulmonar e a circulação sistêmica, e ambas são interligadas, conforme ilustra a **Figura 1**.

Figura 1 – Vias circulatórias¹



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

¹ As setas pretas longas indicam a circulação sistêmica, as setas pretas curtas, a circulação pulmonar; e as setas vermelhas, a circulação porta hepática.

Resumidamente, a circulação sistêmica promove o fluxo sanguíneo para todos os tecidos corporais, exceto para os pulmões, sendo chamada também de grande circulação ou circulação periférica. Já a circulação pulmonar promove o fluxo sanguíneo para os pulmões (GUYTON e HALL, 2011).

Na circulação natural, descrita por Tortora e Derrickson (2016), o sangue venoso, rico em dióxido de carbono, retorna ao coração pelo átrio direito, através das veias cavas inferior e superior, além do seio coronário. O início da circulação pulmonar ocorre no átrio direito, quando o sangue passa pela valva tricúspide, alcançando o ventrículo direito.

Através da valva tronco pulmonar o sangue é bombeado para as artérias pulmonares e seus ramos, para, finalmente, dentro dos pulmões esquerdo e direito, realizar as trocas gasosas, onde, nos capilares pulmonares, recebe o oxigênio do ar contido nas vias aéreas, eliminando o dióxido de carbono.

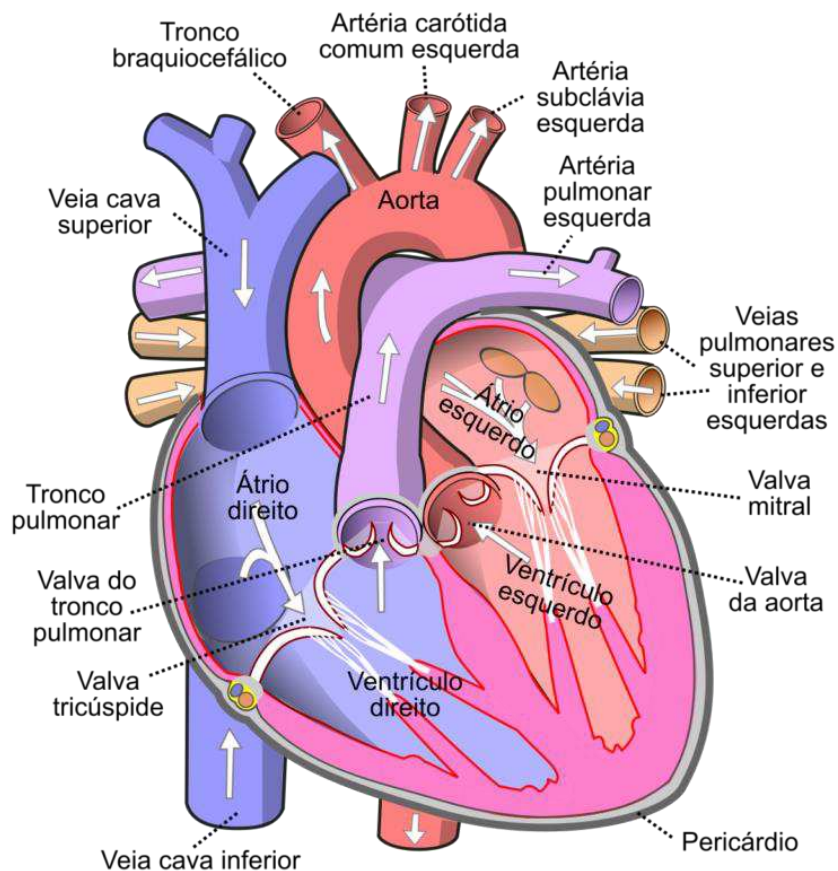
Após as trocas gasosas nos capilares o sangue arterial, rico em oxigênio, é coletado pelo sistema de veias pulmonares e retorna ao coração, dirigindo-se ao átrio esquerdo, concluindo a circulação pulmonar. Esse fluxo ocorre em grande parte dentro do coração, conforme detalhado na **Figura 2** (VAN DE GRAAFF, 2003).

O lado esquerdo do coração é a bomba para a circulação sistêmica, que recebe o sangue dos pulmões, rico em oxigênio, pelo átrio esquerdo onde alcança o ventrículo esquerdo pela valva mitral, sendo bombeado, através da valva da aorta, para a aorta e, em seguida, para as artérias sistêmicas menores, que transportam o sangue para todos os órgãos do corpo². Já nos tecidos sistêmicos, as artérias dão origem às arteríolas, de diâmetro menor, que finalmente levam o sangue aos extensos leitos dos capilares sistêmicos (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Através das finas paredes dos capilares são realizadas as trocas de nutrientes e gases, onde o sangue cede oxigênio e capta dióxido de carbono. Partindo dos capilares, o sangue flui para as vênulas sistêmicas que levam o sangue desoxigenado para longe dos tecidos. Fundem-se formando veias sistêmicas, que convergem para formar as grandes veias cavas superior e inferior, retornando novamente ao coração pelo átrio direito, encerrando-se a circulação sistêmica (SOUZA e ELIAS, 2006).

² Exceto os alvéolos dos pulmões, que são irrigados pela circulação pulmonar.

Figura 2 – Sistema circulatório – coração.



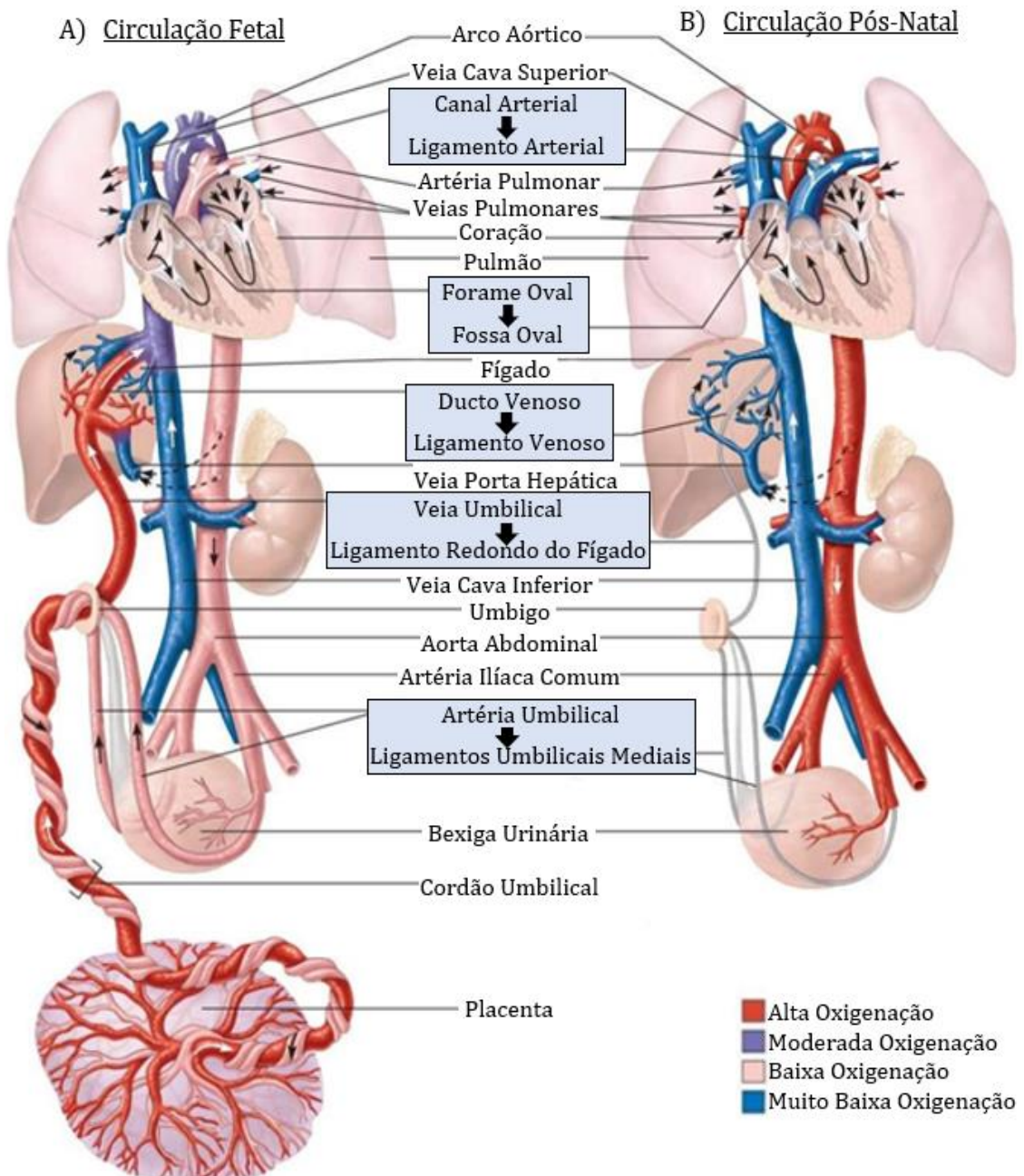
Fonte: Adaptado de Netter, (2011).

Esta atividade circulatória ininterrupta mantém a viabilidade e a função de todos os tecidos do organismo. O dióxido de carbono é eliminado pelos pulmões, enquanto outros dejetos são eliminados pelos rins ou metabolizados no fígado, para posterior excreção (SOUZA e ELIAS, 2006).

A circulação sanguínea fetal difere da pós-natal anatômica e funcionalmente, possibilitando que fetos com SCEH sobrevivam até momentos pós-parto (**Figura 3 – A**). Ela é estruturada para suprir as necessidades do organismo em rápido crescimento em um ambiente de hipóxia relativa, onde a única conexão entre o feto e o meio externo é a placenta, suprindo de nutrientes, retirando produtos em degradação e provendo trocas gasosas. Desta forma, na circulação fetal há estruturas especiais que permitem ao feto a troca de substâncias com sua mãe. Difere da circulação pós-natal, pois os pulmões, rins e os órgãos gastrointestinais não funcionam antes do nascimento (VAN DE GRAAFF, 2003).

Após o nascimento, as funções pulmonares, renais e digestivas se iniciam, ocorrendo diversas alterações vasculares. O canal arterial, o ducto venoso, o forame oval e os vasos umbilicais não são mais necessários (**Figura 3 – B**). Dessa forma, ocorre o fechamento do forame oval, do ducto venoso e o canal arterial se contraem (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Figura 3 – Desenvolvimento da circulação fetal (A) e suas mudanças na etapa pós-natal (B).



Fonte: Moore & Persaud (2003).

O fechamento do forame oval ocorre normalmente logo após o nascimento, pelo aumento de pressão no átrio esquerdo sobre sua válvula contra o *septum secundum*, transformando-se na fossa oval, uma depressão no septo interatrial. Quando o recém-nascido faz sua primeira respiração, os pulmões se expandem e aumenta o fluxo de sangue nos pulmões. O sangue, retornando dos pulmões para o coração, aumenta a pressão no átrio esquerdo. Isso fecha o forame oval, empurrando a válvula que o protege contra o septo interatrial. O fechamento permanente ocorre dentro de aproximadamente um ano (VAN DE GRAAFF, 2003).

O fechamento do canal arterial por vasoconstrição ocorre quase imediatamente após o nascimento, transformando-se no ligamento arterial; parece ser mediado pela bradicinina, uma substância liberada pelos pulmões durante a sua distensão inicial. Essa substância tem potentes efeitos contráteis na musculatura lisa, atuando na dependência do alto teor de oxigênio do sangue aórtico. Quando a pressão de oxigênio no sangue que passa pelo ducto arterial excede 50 mmHg, este tende a se contrair. Isso ocorre porque altas concentrações de oxigênio indicam que o sangue está sendo oxigenado adequadamente pelos pulmões e não há necessidade de desviar o sangue para o ducto arterial (MOORE e PERSAUD, 2003).

O fechamento do ducto venoso ocorre pela contração do seu esfíncter, possibilitando que o sangue que entra no fígado percorra os sinusoides hepáticos. Porém, vale ressaltar que a mudança do padrão circulatório fetal para o padrão adulto não ocorre repentinamente. Algumas alterações ocorrem com a primeira respiração; e outras, após horas, dias ou até meses (MOORE e PERSAUD, 2003).

A porção intra-abdominal da veia umbilical se torna o ligamento redondo do fígado; o ducto venoso se transforma no ligamento venoso. Após todas estas modificações, o bebê terá a circulação semelhante à de um adulto humano.

A seguir, serão abordados os diferentes tipos e funções dos vasos sanguíneos, uma vez que há relevância significativa para o êxito do presente trabalho.

2.1.1 VASOS SANGUÍNEOS

O conjunto de artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias pode ser chamado de vasos sanguíneos. Sendo os vasos sanguíneos estruturas contidas no sistema circulatório humano, merecem definição e diferenciação para o completo

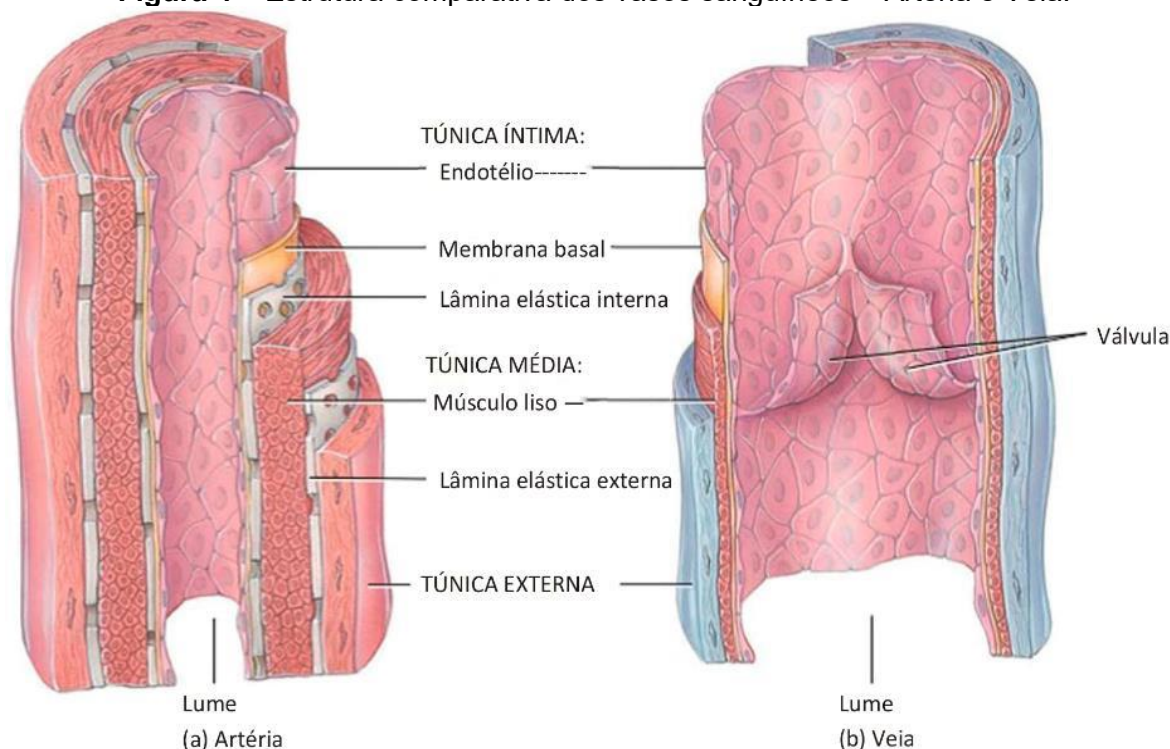
entendimento do presente trabalho. Segundo Gozzi (2020), cada um destes órgãos tem função e estrutura distintas na condução do sangue pelo organismo.

As artérias têm a função de transportar o sangue do coração para os tecidos, órgãos e periferia do corpo. Das grandes artérias elásticas são formadas as artérias musculares de tamanho médio, encontradas em diversas partes do corpo humano.

Estas, por sua vez, se ramificam em artérias menores, chamadas arteríolas. À medida que as arteríolas entram em um tecido, se ramificam em uma miríade de vasos minúsculos, chamados capilares, que têm a função de permitir a troca de substâncias entre o sangue e os tecidos do corpo (VAN DE GRAAFF, 2003).

De um grupo de capilares, no interior do tecido, há a formação de diminutas veias, denominadas vênulas. Com a fusão destas, surgem os vasos sanguíneos, progressivamente maiores, chamados de veias, que transportam o sangue dos tecidos de volta ao coração (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Figura 4 – Estrutura comparativa dos vasos sanguíneos – Artéria e Veia.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

A parede de um vaso sanguíneo é composta por três camadas: túnica íntima, túnica média e túnica externa. Cada camada é composta por um tecido diferente, sendo um revestimento interno epitelial, na túnica interna; uma camada média que

consiste em um músculo liso e tecido conjuntivo elástico, na túnica média; e um revestimento externo de tecido conjuntivo, na túnica externa (**Figura 4**) (VAN DE GRAAFF, 2003).

Tortora e Derrickson (2016) descrevem que, com a modificação da arquitetura básica das túnicas, são criados os cinco principais tipos de vasos sanguíneos (artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias), diferenciando-se em função e estrutura.

2.1.1.1 ESTRUTURA DOS VASOS: TÚNICAS ÍNTIMA, MÉDIA E EXTERNA

A túnica íntima forma o revestimento interno dos vasos sanguíneos e está em contato direto com o sangue, sendo fundamental para este trabalho, uma vez que o estudo da relação entre o fluido (sangue) e as paredes celulares (estrutura) está contido no objetivo definido. A abertura interior do vaso é chamada lume, e sua camada mais interna, endotélio, que é composto por uma fina lâmina de células planas revestindo a face interna de todo o sistema circulatório, tendo a função de influenciar fisicamente no fluxo sanguíneo, produzir localmente mediadores químicos que influenciam o estado contrátil do músculo liso do vaso e realizar assistência na permeabilidade capilar (**Figura 4**) (VAN DE GRAAFF, 2003).

O segundo componente da túnica íntima é a membrana basal, que fornece uma base de suporte físico para a camada epitelial, dando resistência significativa à tensão, além de elasticidade para distensão e retração. A parte mais externa da túnica íntima, que forma o limite entre a túnica íntima e a túnica média, é a lâmina elástica interna, caracterizada por conter uma superfície fina de fibras elásticas com uma quantidade variável de aberturas em forma de janela, que lhe dão o aspecto de um queijo suíço. Estas aberturas facilitam a difusão de substâncias da túnica íntima para a túnica média, mais espessa (**Figura 4**) (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

A túnica média é uma lâmina de tecido conjuntivo e muscular, que apresenta maior variação entre os diferentes tipos de vasos, sendo relativamente espessa, composta basicamente de células musculares lisas e quantidades substanciais de fibras elásticas. A função básica das células musculares lisas que se estendem de forma circular em torno do lume é regular o seu diâmetro (**Figura 4**) (VAN DE GRAAFF, 2003).

Importante descrever que a velocidade do fluxo sanguíneo pelas diferentes partes do corpo é regulada pela amplitude de contração do músculo liso nas paredes de vasos específicos, sendo fundamental na regulação da pressão arterial. Além de regular o fluxo sanguíneo e a pressão arterial, o músculo liso se contrai quando os vasos são danificados. Para ajudar a limitar a perda de sangue pelo vaso danificado, as células musculares lisas ajudam a produzir as fibras elásticas no interior da túnica média, o que permite a distensão e a retração dos vasos sob pressão aplicada pelo sangue (**Figura 4**) (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

A última camada do vaso sanguíneo, a túnica externa, é formada por fibras colágenas e elásticas (**Figura 4**). Ancorada numa rede de fibras elásticas, a lâmina elástica externa é parte da túnica média. Tem a função de fornecer inervação à parede do vaso e aos próprios vasos, além de ajudar a ancorar os vasos nos tecidos adjacentes (VAN DE GRAAFF, 2003).

Para este trabalho, foram utilizados os vasos com maiores calibres do corpo humano, como as artérias e veias, merecendo aqui uma descrição mais aprofundada.

2.1.1.2 ARTÉRIAS

As artérias têm por função conduzir o sangue para fora do coração, bombeando-o com pressão elevada, para que assim o fluido alcance os tecidos. Por esse motivo, possuem paredes vasculares robustas, onde o sangue flui em alta velocidade (GUYTON e HALL, 2011).

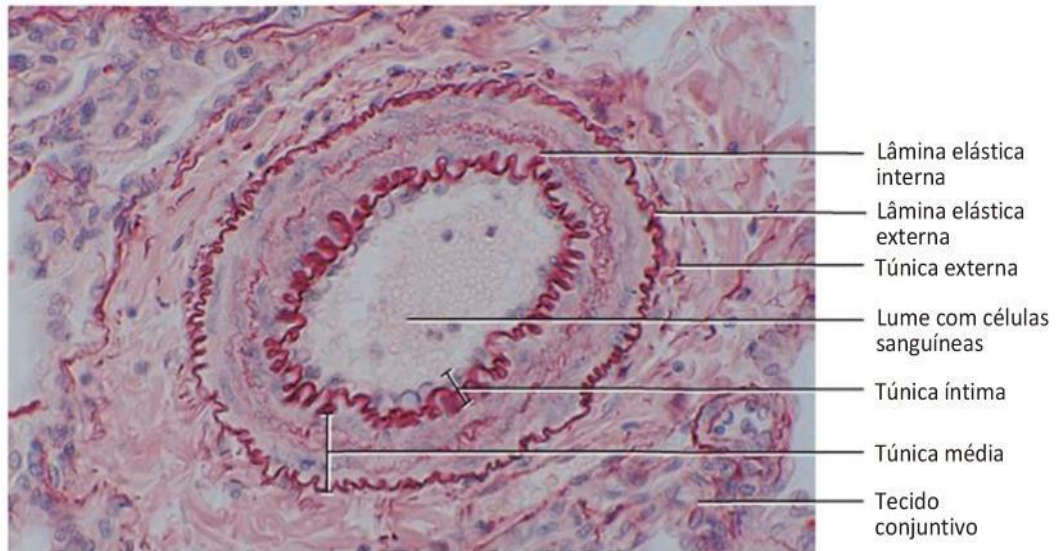
A parede de uma artéria contém os três revestimentos de um vaso sanguíneo típico, diferenciando-se dos demais pela túnica média espessa, variando de muscular a elástica. Possui alta complacência³ em resposta a pequenos aumentos de pressão conforme ilustra a **Figura 5**. Contraí-se e relaxa com facilidade, reduzindo e aumentando o lume, causando assim vasoconstrição ou vasodilatação (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

As maiores artérias do corpo são chamadas de artérias elásticas, ou artérias condutoras. Incluem a aorta, o tronco pulmonar, o tronco braquiocefálico, as artérias subclávia, carótida comum e ilíaca comum. Têm a importante função de ajudar no impulsionamento do sangue, enquanto os ventrículos estão relaxados. Nesse

³ Poder que as artérias possuem de suas paredes se distenderem facilmente ou se expandirem sem se romperem em resposta a pequenos aumentos de pressão.

momento, suas paredes, altamente elásticas, se distendem, acomodando o fluxo sanguíneo, e com isso armazenam energia mecânica atuando como um reservatório de pressão.

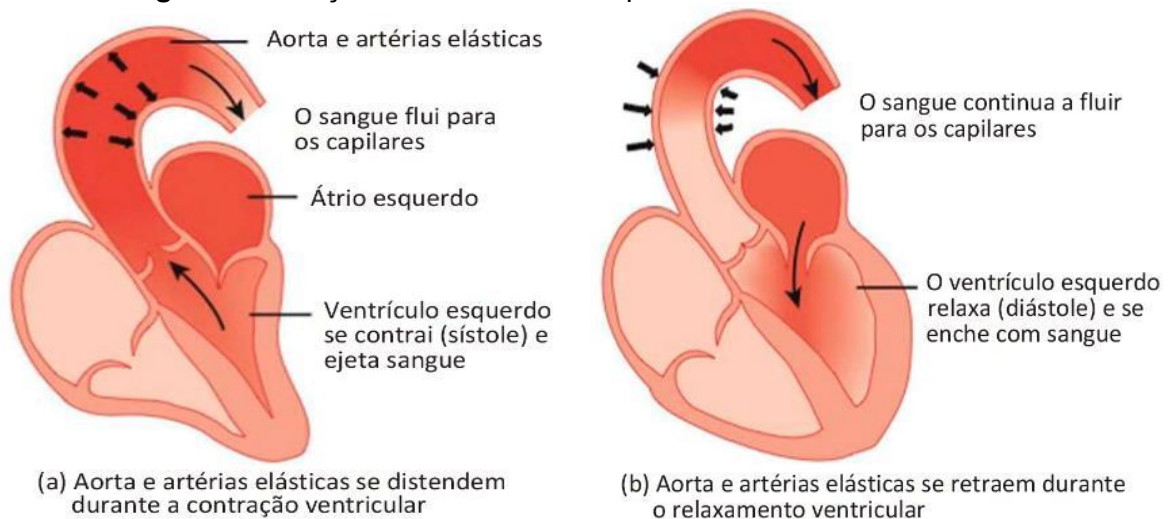
Figura 5 – Corte transverso através de uma artéria.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

Em seguida, as fibras elásticas se retraem e convertem a energia potencial armazenada no vaso em energia cinética do sangue. Desta forma, o sangue continua a se movimentar pelas artérias, mesmo quando os ventrículos estão relaxados, conforme ilustrado na **Figura 6** (VAN DE GRAAFF, 2003).

Figura 6 – Função do reservatório de pressão das artérias elásticas.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

As artérias de tamanho médio são chamadas de artérias musculares. Contêm mais músculo liso e menos fibras elásticas do que as artérias elásticas. Têm como característica vasoconstrição e vasodilatação elevadas, ajustando assim a intensidade do fluxo sanguíneo. Com a ramificação destas artérias musculares surgem as artérias distribuidoras, que levam o sangue para os diversos órgãos do corpo. Estas últimas têm a característica de permitir alterações no diâmetro do vaso, mas também evitam o encurtamento ou sua retração quando este é cortado⁴ (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

2.1.1.3 VEIAS

As veias são responsáveis por conduzir o sangue de volta ao coração e remover as toxinas dos tecidos para que sejam eliminadas. Além disso, as veias atuam como importantes reservatórios de sangue extra (GUYTON e HALL, 2011).

As veias têm início após os vasos capilares, pois estes representam a junção entre as artérias e as veias. Pelo fato de a pressão no sistema venoso ser muito baixa, em geral as veias possuem paredes muito finas em relação ao seu diâmetro total, sendo compostas pelas mesmas três camadas de túnicas presentes nas artérias; porém, com espessuras distintas das citadas. Mesmo assim, são suficientemente musculares para se contraírem e expandirem, agindo como um reservatório controlável para o sangue extra, de acordo com as necessidades da circulação (GUYTON e HALL, 2011).

Conforme descrevem Tortora e Derrickson (2016), a túnica íntima das veias é mais espessa do que a das artérias; a túnica média das veias é muito mais fina do que a das artérias, com relativamente poucas fibras elásticas e musculares lisas. A túnica externa das veias é a camada mais espessa, e é formada por fibras colágenas e elásticas. As veias não possuem as lâminas elásticas interna e externa encontradas nas artérias (**Figura 4**).

Mesmo sendo suficientemente distensíveis, adaptando-se às variações de volume e pressão do sangue que passa por elas, as veias não estão preparadas para resistir altas pressões. O lume de uma veia é proporcionalmente maior que o de uma artéria. Portanto, o motivo de as veias e artérias serem diferentes está na diferença

⁴ A capacidade do estado de contração parcial e manutenção do músculo na parede dos vasos sanguíneos, é chamada de tônus vascular.

de pressão que suportam; nas veias a pressão é inferior que a encontrada nas artérias (**Figura 4**) (VAN DE GRAAFF, 2003).

O bombeamento do sangue, feito pelo coração, é o principal fator para o retorno venoso, sendo auxiliado pelas contrações musculoesqueléticas realizadas pelos membros inferiores. Muitas veias também possuem válvulas, apontadas no sentido do coração, com a função de auxiliar no retorno venoso, impedindo o fluxo retrógrado do sangue (**Figura 4**) (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

2.1.2 CICLO CARDÍACO

O ciclo cardíaco é o conjunto de eventos que ocorrem entre dois batimentos cardíacos. Inicia-se com a geração de um estímulo elétrico do nodo sinusal, localizado na parede lateral superior ao átrio direito, próximo à abertura da veia cava superior. Este estímulo elétrico se difunde rapidamente deste ponto para ambos os átrios e, através do feixe atrioventricular, para os ventrículos. Há um retardo de mais de 0,1 segundo entre a passagem do impulso cardíaco dos átrios aos ventrículos, permitindo que os átrios se contraíam antes dos ventrículos (GUYTON e HALL, 2010).

Quadro 3 – Fases importantes do ciclo cardíaco

	Fase	Mecanismo	Fluxo sanguíneo
Sístole ventricular	Contração isovolumétrica	- Valvas semilunares fechadas; - Valvas atrioventriculares fechadas; - Início da contração dos ventrículos.	Aumento da pressão intraventricular sem alteração no fluxo do sangue.
	Ejeção ventricular rápida	- Valvas semilunares abertas; - Valvas atrioventriculares fechadas; - Contração dos ventrículos.	Saída de sangue, em velocidade e pressão elevadas, dos ventrículos para as artérias pulmonar e aorta.
	Ejeção ventricular lenta	- Valvas semilunares abertas; - Valvas atrioventriculares fechadas; - Contração dos ventrículos.	Continuidade do escoamento do sangue dos ventrículos para as artérias pulmonar e aorta.
Diástole ventricular	Relaxamento isovolumétrico	- Valvas semilunares fechadas; - Valvas atrioventriculares fechadas; - Relaxamento dos ventrículos.	Sem alteração no fluxo do sangue.
	Enchimento ventricular rápido	- Valvas semilunares fechadas; - Valvas atrioventriculares abertas; - Não há contração atrial.	Escoamento do sangue contido nos átrios aos ventrículos relaxados, em velocidade e pressão elevadas.
	Enchimento ventricular lento (diástase)	- Valvas semilunares fechadas; - Valvas atrioventriculares abertas; - Não há contração atrial.	Continuidade do escoamento do sangue aos ventrículos a partir dos átrios, veias cavas e veias pulmonares.
	Sístole atrial	- Valvas semilunares fechadas; - Valvas atrioventriculares abertas; - Contração dos átrios.	Passagem do restante do sangue dos átrios aos ventrículos.

Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2010).

Inicialmente, os átrios bombeiam sangue para o interior dos ventrículos e só após há a grande contração ventricular. Assim, origina-se o ciclo cardíaco, iniciando a circulação sanguínea (GUYTON e HALL, 2010).

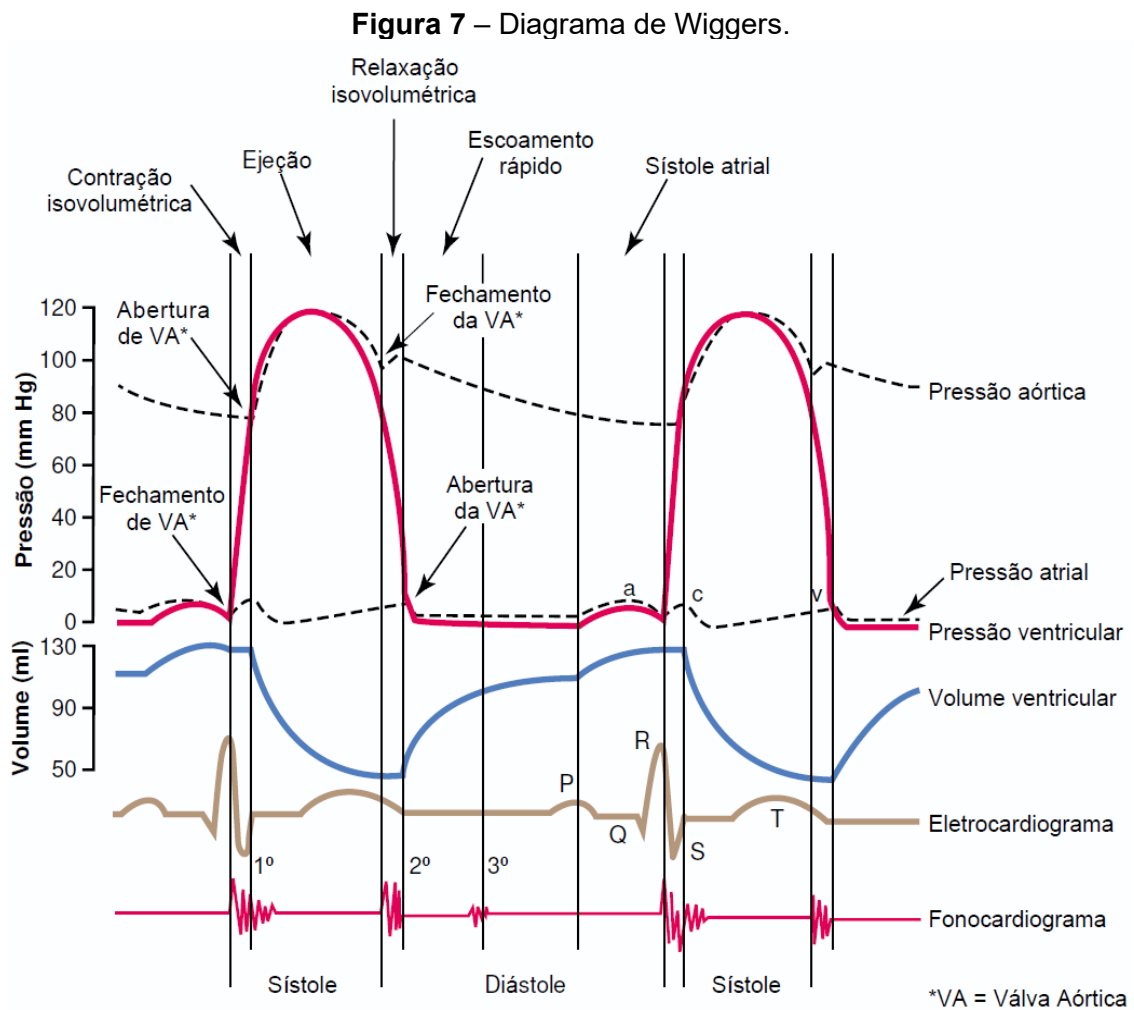
Este ciclo abrange dois períodos:

1 – Diástole (relaxamento): momento em que o coração é preenchido por sangue;

2 – Sístole (contração): período em que o sangue é ejetado do coração.

O ciclo cardíaco pode ser resumido em seis importantes fases conforme evidenciado no **Quadro 3**.

O diagrama de Wiggers (**Figura 7**) detalha a sequência de eventos que ocorrem no ciclo cardíaco para o coração esquerdo. Pressão arterial, volume ventricular, fluxo sanguíneo arterial e eletrocardiograma são simultaneamente plotados contra o tempo neste gráfico, evidenciando vários aspectos do ciclo cardíaco.

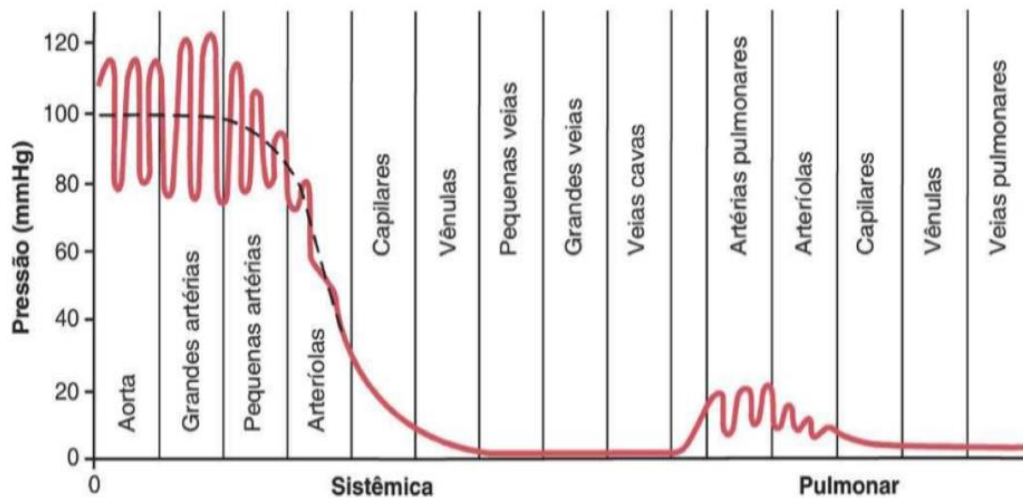


Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2010).

2.1.3 PRESSÃO ARTERIAL

A pressão arterial (*PA*) é a pressão hidrostática exercida pelo sangue nas paredes de um vaso sanguíneo devido à contração dos ventrículos. Ela é determinada pelo débito cardíaco, volume de sangue e resistência vascular. É mais alta nas artérias próximas ao coração e mais baixa próximo às veias cavas, como ilustra a **Figura 8** (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Figura 8 – Pressões sanguíneas normais nas diferentes partes do sistema circulatório, quando a pessoa está na posição horizontal.



Fonte: Guyton e Hall (2011).

2.1.4 RETORNO VENOSO

Como visto, quanto mais distante do ventrículo esquerdo, menor a pressão arterial no vaso sanguíneo. Em um homem adulto jovem, normal e em repouso, como ilustrado na **Figura 8**, a PA sobe para aproximadamente 120 mmHg durante a sístole e desce para aproximadamente 80 mmHg durante a diástole próximo à aorta. Na extremidade venosa dos capilares, a pressão venosa diminuiu para aproximadamente 16 mmHg e continua diminuindo, chegando a 0 mmHg próximo ao átrio direito (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Desta forma, a diferença entre a pressão das extremidades venosas e o ventrículo direito, mesmo sendo pequena, é suficiente para provocar retorno venoso ao coração (GUYTON e HALL, 2011).

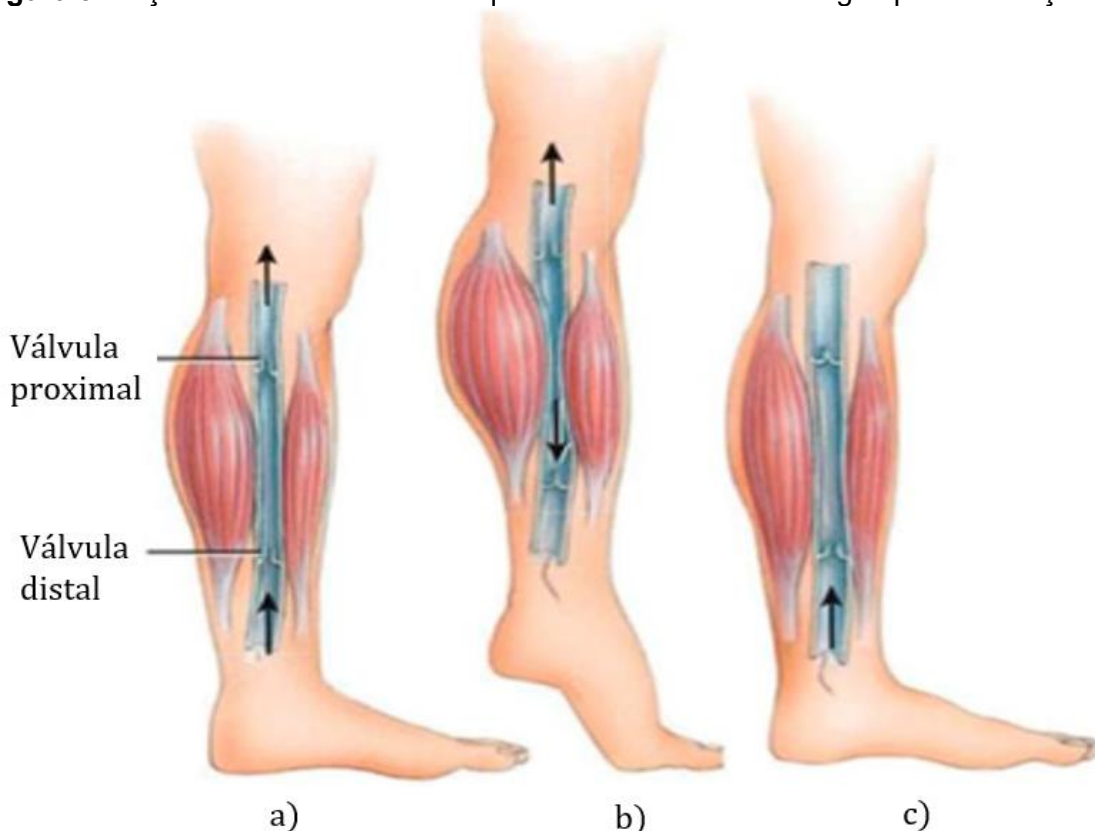
Uma das causas do aumento da pressão no átrio direito é a insuficiência da valva atrioventricular direita (valva tricúspide), que deixa o sangue regurgitar realizando-se assim, fluxo retrógrado quando os ventrículos se contraem. O resultado

é a redução do retorno venoso e o acúmulo de sangue no lado venoso da circulação sistêmica⁵ (VAN DE GRAAFF, 2003).

Uma vez que a pressão venosa nos membros inferiores é baixa, mal superando a força da gravidade, dois outros mecanismos exercem pressão auxiliar para que o sangue seja direcionado ao átrio direito: a bomba musculoesquelética (**Figura 9**) e a bomba respiratória, ambas dependentes da presença das válvulas nas veias (GUYTON e HALL, 2011).

Veias de grande calibre estão situadas adjuntas aos músculos esqueléticos. Quando ocorre a contração desses músculos, há compressão desses vasos, colaborando no aumento da pressão sanguínea (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

Figura 9 – Ação da bomba musculoesquelética no retorno do sangue para o coração.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

Resumidamente, a ação da bomba musculoesquelética seria:

⁵ Este tema é importante quando se trata de cardiopatias de VU, principalmente da Síndrome do coração esquerdo hipoplásico, uma vez que a insuficiência da valva tricúspide é frequente e, portanto, merece destaque como referência bibliográfica.

- a) Em repouso, as válvulas venosas distais (mais distantes do coração) e proximais (mais próximas do coração) ficam abertas, permitindo o retorno venoso ao coração (átrio direito) (**Figura 9 a**);
- b) Com a contração do músculo dos membros inferiores, o sangue é impulsionado através da válvula proximal, ficando a válvula distal fechada. Esta ação é chamada ordenha (**Figura 9 b**);
- c) À medida que os músculos dos membros inferiores relaxam, a válvula proximal se fecha e a distal se abre. Quando as veias estão preenchidas, a válvula proximal abre-se novamente (**Figura 9 c**).

Assim como a bomba musculoesquelética, a bomba respiratória se baseia na compressão e descompressão das veias de forma alternada. Na inspiração o diafragma se desloca para baixo, reduzindo a pressão na cavidade torácica, aumentando a pressão na cavidade abdominal. As veias abdominais, nesse momento, são comprimidas, e um maior volume de sangue se desloca destas para as veias torácicas descomprimidas e em seguida ao átrio. Na expiração, as pressões se invertem, as válvulas, nas veias, impedem o fluxo retrógrado do sangue das veias torácicas para as abdominais (GUYTON e HALL, 2011).

Com o embasamento teórico estabelecido sobre o sistema circulatório humano fetal e pós-natal, o sangue humano e seus constituintes, é possível neste momento, descrever de forma mais clara as cardiopatias, foco deste trabalho.

2.2 CARDIOPATIAS DE VENTRÍCULO DE FISILOGIA ÚNICA (VU)

Cardiopatias de ventrículo de fisiologia única (VU) é o nome dado ao conjunto de cardiopatias que possuem um único ventrículo capaz de suportar todo o sangue proveniente do corpo e do pulmão pelos átrios direito e esquerdo. Isso ocorre quando uma das duas câmaras de bombeamento do coração (ventrículos) não é do tamanho adequado ou quando a força de contratilidade é incapaz de gerar funcionamento adequado. Este ventrículo sozinho terá a função de enviar o sangue para as artérias pulmonar e aorta (SABARÁ HOSPITAL INFANTIL, 2020; BOSTON CHILDREN'S HOSPITAL, 2020).

Desta forma, segundo o Boston Children's Hospital (2020), várias cardiopatias, como as do grupo VU, são conhecidas, incluindo:

- Atresia tricúspide;

- Síndrome do coração esquerdo hipoplásico (SCEH);
- Atresia valvar mitral (geralmente associada à SCEH);
- Ventrículo esquerdo único;
- Ventrículo esquerdo de entrada dupla;
- Ventrículo direito de dupla saída;
- Atresia pulmonar com septo ventricular intacto;
- Anomalia de Ebstein;
- Defeito do canal atrioventricular desbalanceado.

Esse conjunto de cardiopatias varia muito quanto ao tipo de ventrículo principal, podendo ser o direito, o esquerdo e até indeterminado. As estruturas nas quais este ventrículo está conectado, como o átrio direito, átrio esquerdo, artéria pulmonar e artéria aorta, podem variar conforme a anomalia do ventrículo inutilizado, transformando cada cardiopatia de VU numa cardiopatia única. Cada variante associada também poderá ter lesões associadas, inexistência de estruturas entre outros (SABARÁ HOSPITAL INFANTIL, 2020; BOSTON CHILDREN'S HOSPITAL, 2020).

São cardiopatias raras e complexas que, segundo o Boston Children's Hospital (2020), afetam 1 a cada 20 mil recém-nascidos, sendo a Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico a de maior complexidade – cardiopatia esta que será estudada conforme o objetivo deste trabalho.

2.3 SÍNDROME DO CORAÇÃO ESQUERDO HIPOPLÁSICO (SCEH)

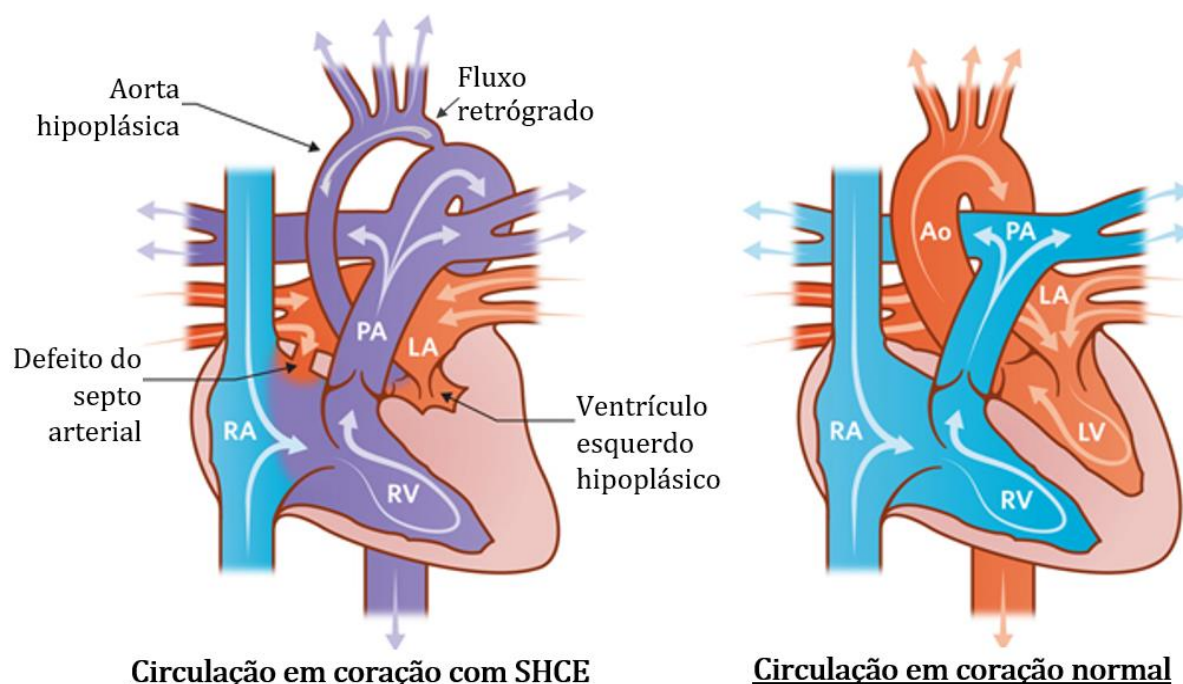
O termo Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico foi introduzido por Noonan e Nadas, em 1958, para descrever as características morfológicas da atresia mitral (estreitamento da valva mitral) e da atresia aórtica (estreitamento da valva aórtica) combinadas (NOONAN e NADAS, 1958).

Entretanto, pode ser ampliado o conceito de SCEH para os casos que tenham valvas mitral e aórtica, mas que o hipodesenvolvimento do ventrículo esquerdo incapacite de manter a circulação sistêmica (BHARATI e LEV, 1984).

Em conjunto com a atresia aórtica, é frequente observar a coarctação da aorta (estreitamento da aorta) associada à SCEH, onde evita o fluxo sanguíneo retrógrado (em sentido à periferia) para uma pequena aorta ascendente (**Figura 10**).

Silva, Lopes e Silva (2013) afirmam que há um amplo espectro morfológico na SCEH. Nesta síndrome, há inadequada fisiologia do coração esquerdo, forçando o ventrículo direito a se responsabilizar por manter as circulações pulmonar e sistêmica, devido ao hipodesenvolvimento variável de estruturas cardíacas esquerdas, das mais variadas combinações. Sendo assim, o coração é incapaz de sustentar o débito cardíaco sistêmico.

Figura 10 – Comparação entre a anatomia de um coração normal e um coração com SCEH, assim como o comportamento dos seus fluxos.



Fonte: The Royal Children's Hospital Melbourne (2020).

Assim, segundo os autores, a abordagem terapêutica fica limitada a reconstruções univentriculares por meio das cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan ou do transplante cardíaco.

Na SCEH são comuns a dilatação e a hipertrofia do ventrículo direito, além da dilatação do tronco pulmonar. O canal arterial permanece patente, assim como a hipoplasia do ventrículo esquerdo e da aorta. É evidenciado que em 95% dos casos de atresia aórtica o ventrículo esquerdo é gravemente hipoplásico. O ventrículo direito hipertrofiado – geralmente três vezes maior do que em neonatos normais, com valvas tricúspide e pulmonar também maiores e anel tricúspide dilatado – favorece ao regurgitamento em grau variado, provendo insuficiência tricúspide significativa em 9%

dos casos, sendo isto um fator de risco para a sobrevida (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

Não há consenso nas causas embriológicas que levam ao desenvolvimento da SCEH. A teoria mais aceita é a presença de atresia aórtica isolada, a qual resulta no desenvolvimento anormal das estruturas cardíacas em estágio embrionário (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

Os neonatos portadores de SCEH apresentam circulação que depende totalmente do ventrículo direito como bomba. Inicialmente, o sangue que entra pelas veias cavas inferior e superior passa pelo átrio direito e, através da valva tricúspide, atinge o ventrículo direito. Em seguida é ejetado através da valva pulmonar, perfundindo os pulmões. Através da mesma valva pulmonar e atravessando o canal arterial, o sangue atinge o arco aórtico retrogradamente. Por fim, uma fração do sangue atinge a aorta descendente, distribuindo o fluxo pelo corpo. Sem este fluxo retrógrado na aorta descendente (**Figura 10**), não haveria perfusão coronariana; e por conter baixo fluxo, o estímulo para o crescimento da aorta ascendente é pequeno, resultando na hipoplasia desta estrutura (SILVA, LOPES e SILVA, 2012).

Até o momento, não há tratamento definitivo para a SCEH. Seria necessário que toda estrutura hipoplásica do lado esquerdo fosse restabelecida, e para isso o desenvolvimento de um coração totalmente biocompatível seria a solução.

Desta forma, há dois tratamentos paliativos possíveis, e mesmo com a evolução da medicina, poucas mudanças ocorreram desde que Norwood, *et al.* (1983) os descreveram: o transplante cardíaco neonatal e a reconstrução paliativa estagiada, realizada em três etapas (cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan) (SILVA, LOPES e SILVA, 2013).

O transplante cardíaco tem importantes limitações, como a escassez de doadores compatíveis e os efeitos colaterais adversos da imunossupressão em longo prazo, além de órgãos transplantados terem vida útil de aproximadamente dez anos, necessitando de outros transplantes no decorrer da vida (RAZZOUK, *et al.*, 1996; BAUER, *et al.*, 1997). Sendo assim, a reconstrução paliativa estagiada, com as cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan é a alternativa mais atrativa para o tratamento da SCEH (FANTINI, *et al.*, 2004).

Brown, D.W., Cohen, K.E., O'Brien, P., *et al.* (2015) afirmam que crianças com SCEH e outras formas de hipoplasia do coração esquerdo apresentam as maiores

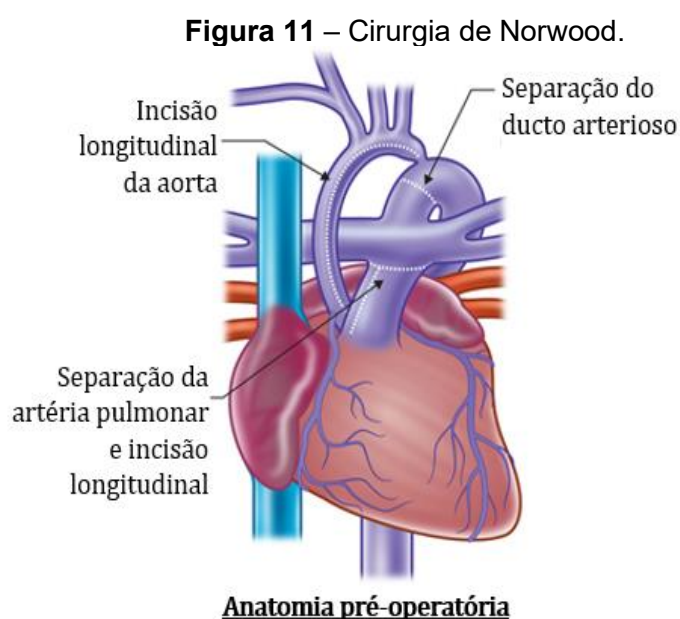
taxas de morbidade, chegando a 45% em seus primeiros quatro anos de vida, sendo 15% a 20% no primeiro estágio de tratamento (cirurgia de Norwood) e 10% a 15% interestágios antes da operação de Glenn. Morbidades são associadas à SCEH como baixo crescimento, disfunção renal, convulsões, atraso de desenvolvimento, paralisia de cordas vocais, dificuldade em alimentação e hospitalizações frequentes, por vezes prolongadas.

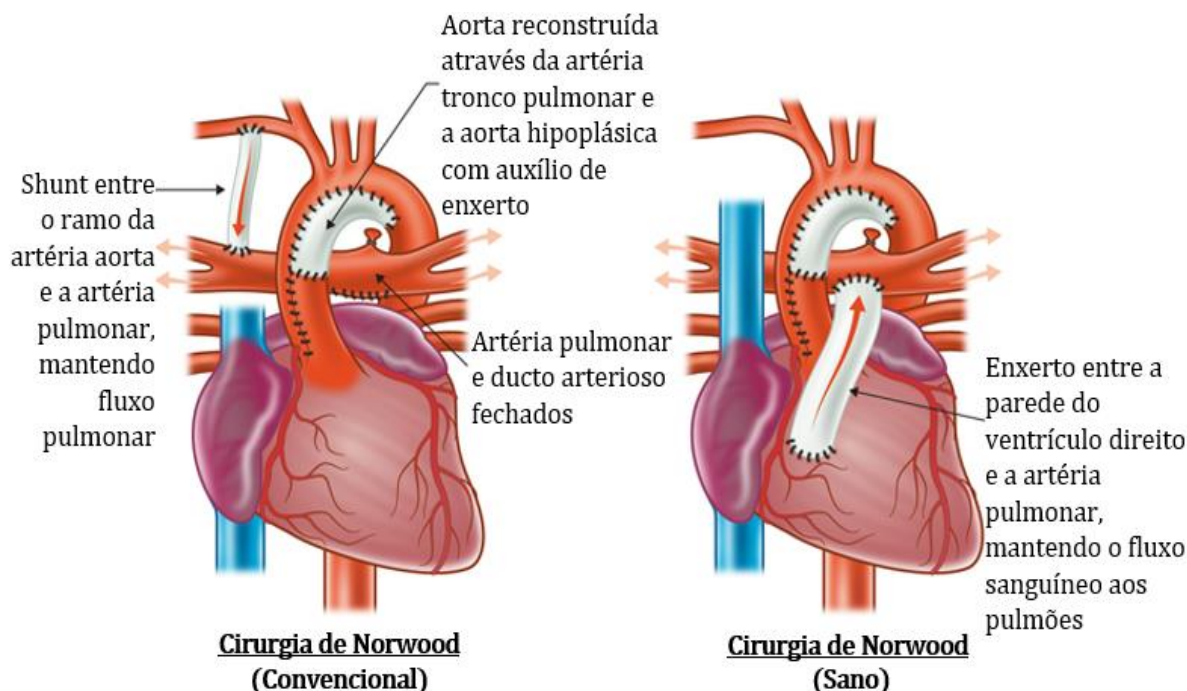
2.3.1 CIRURGIA DE NORWOOD

A história natural da SCEH, geralmente fatal no primeiro mês de vida (FLYER, 1980), foi modificada com a Cirurgia de Norwood, que publicou os primeiros casos de sucesso numa série de crianças operadas entre 1979 e 1981 (NORWOOD, *et al.*, 1981; NORWOOD, *et al.*, 1983).

O primeiro estágio da reconstrução paliativa é realizado em recém-nascidos com até sete dias de vida. Para isso, é alcançada a estabilização hemodinâmica, mantendo o canal arterial aberto, com a infusão de prostaglandina, além de suporte ventilatório adequado conforme necessário.

Esse procedimento consiste em conectar o tronco da artéria pulmonar ao arco aórtico previamente ampliado com enxerto de politetrafluoretileno (PTFE), homoenxerto da artéria pulmonar criopreservada ou até mesmo de pericárdio bovino, formando uma nova aorta (neoaorta) (**Figura 11**).





Fonte: The Royal Children's Hospital Melbourne (2020).

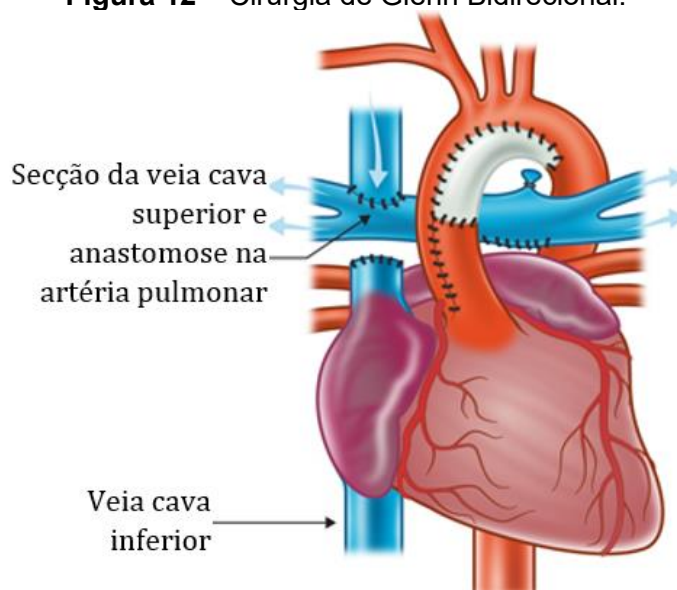
A perfusão pulmonar é mantida por um enxerto tubular de PTFE (3,5 a 4 mm de diâmetro) anastomosado nas artérias subclávia direita e pulmonar direita, para a opção criada por Blalock-Taussing; ou entre a artéria pulmonar e o ventrículo direito, na modificação proposta por Sano conforme destacado na **Figura 11** (FANTINI, *et al.*, 2004).

2.3.2 CIRURGIA DE GLENN

No segundo estágio da reconstrução paliativa, chamada de Cirurgia de Glenn Bidirecional ou Hemi-Fontan, a derivação sistêmico-pulmonar é substituída por uma anastomose cavopulmonar bidirecional, ligando a veia cava superior (VCS) à artéria pulmonar através de uma anastomose, além da ressecção da prótese de PTFE implantada na primeira cirurgia, conforme ilustra a **Figura 12** (FANTINI, *et al.*, 2004).

Ocorrendo em pacientes entre dois e seis meses de idade, essa cirurgia tem como objetivo aumentar a oxigenação sanguínea, reduzindo a sobrecarga de volume do ventrículo direito e aumentando o fluxo coronariano, decorrente da redução da pressão arterial diastólica (FONSECA, *et al.*, 2005).

Figura 12 – Cirurgia de Glenn Bidirecional.



Fonte: The Royal Children's Hospital Melbourne (2020).

2.3.3 CIRURGIA DE FONTAN

Desde 1971, quando Francis Fontan publicou sua técnica de derivação átrio pulmonar, uma série de técnicas cirúrgicas foi desenvolvida para o tratamento de cardiopatias univentriculares (KREUTZER, *et al.*, 1973; YACOUB, *et al.*, 1975; BJÖRK, *et al.*, 1979; DE LEVAL, *et al.*, 1988 *apud* FANTINI, *et al.*, 2009).

Inicialmente, o átrio direito era conectado diretamente à árvore arterial pulmonar. Essa configuração levava, muitas vezes, à dilatação grave do átrio direito com arritmias atriais resultando em perda de potência e hemodinâmica de fluxo ineficientes (SLESNICK e YOGANATHAN, 2014).

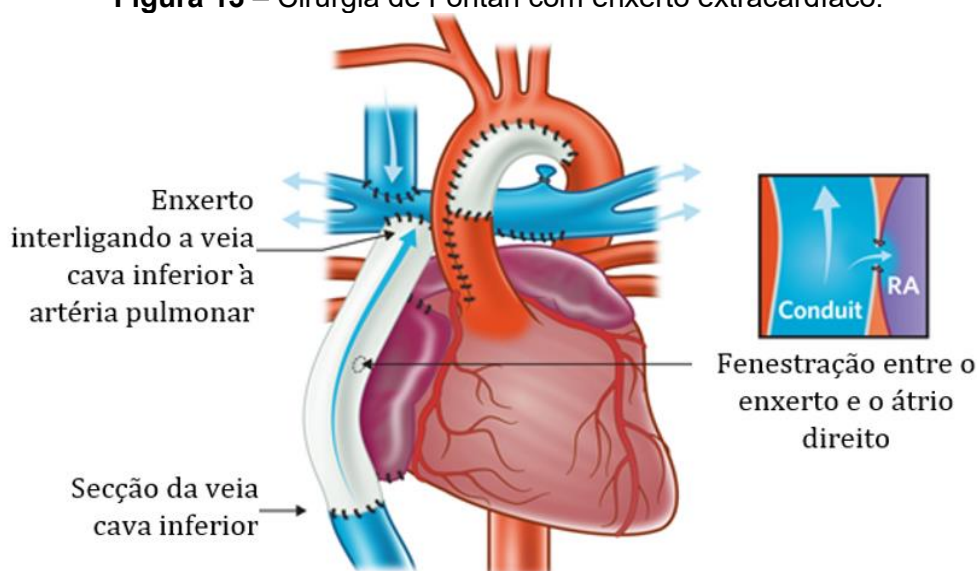
Em 1988, De Leval, *et al.* propuseram o uso de um túnel lateral, ou Fontan Intracardiaco. O procedimento consistia em criar um túnel dentro do átrio direito, entre a veia cava inferior e a artéria pulmonar, com o auxílio de prótese suturada na face lateral do próprio átrio direito, propiciando fluxos mais laminares; porém, não resultando em redução significativa na incidência de complicações, principalmente arritmias atriais e disfunção do nó sinusal (FANTINI, *et al.*, 2009; SLESNICK e YOGANATHAN, 2014). Segundo Slesnick e Yoganathan (2014), embora essa nova variante fosse atraente em sua capacidade de crescer com o paciente, havia o risco de arritmias atriais devido às suturas na parede atrial direita, sendo também difícil prever a geometria da evolução do túnel lateral.

Em 1990, Marceletti, *et al.* apresentaram uma nova técnica para a realização da conexão cavopulmonar total, interpondo um conduto protético extracardiaco entre

a VCI e a face inferior da APD, objetivando a manutenção do átrio direito como câmara de baixa pressão e livre de suturas potencialmente arritmogênicas (BROMBERG, *et al.*, 1998). O problema desta técnica está na incapacidade de o tubo protético crescer com o desenvolvimento do paciente (SLESNICK e YOGANATHAN, 2014).

Independentemente do método, a reconstrução paliativa é finalizada com a terceira cirurgia, denominada de Fontan, ou anastomose cavopulmonar total, consistindo no desvio do fluxo da veia cava inferior (VCI) para a artéria pulmonar através de uma anastomose. Também conhecida como conexão cavopulmonar total (CCPT), é realizada quando o paciente apresenta idade entre 18 e 36 meses de vida, conforme destacado na **Figura 13**.

Figura 13 – Cirurgia de Fontan com enxerto extracardíaco.



Fonte: The Royal Children's Hospital Melbourne (2020).

Há necessidade da utilização de um conduto que conecta a veia cava inferior à artéria pulmonar, normalmente feita de PTFE com fenestração (pequeno orifício elipsoide que comunica o conduto extracardíaco com o átrio venoso pulmonar) com cerca de 2 a 4 mm por 4 a 7 mm⁶ (FONSECA, *et al.*, 2005; SILVA, *et al.*, 2012; COSTA, *et al.*, 2007). A conexão direta das cavas com as artérias pulmonares exclui do sistema

⁶ Outras técnicas de realização da Cirurgia de Fontan são possíveis, como a confecção de um túnel intracardíaco lateral. Porém, este trabalho focará a técnica em que são realizados enxertos extracardíacos, ligando a cava inferior à artéria pulmonar, conforme descrito, uma vez que, desta forma, como descrevem Costa, *et al.* (2011) evitam-se suturas em parede atrial, a fim de minimizar a ocorrência tardia de arritmias. Já Lee, *et al.* (2007) reforçam que o uso do conduto extracardíaco para a Cirurgia de Fontan reduz o risco de disfunção do nó sinusal e mostra melhor resultado da hemodinâmica pós-operatória imediata.

circulatório o ventrículo subpulmonar, criando nesses indivíduos uma circulação do tipo univentricular, completando-se assim a reconstrução paliativa (FONSECA, *et al.*, 2005).

Todas as técnicas cirúrgicas atuais para a realização da conexão cavopulmonar total desviam o sangue da VCS, que constitui aproximadamente 1/3 do retorno venoso sistêmico, para o pulmão direito, ocupando 60% do volume pulmonar total, enquanto o sangue provindo da VCI, que constitui 2/3 do retorno venoso sistêmico, é desviado para o pulmão esquerdo, com 40% do volume pulmonar total (CORNO, *et al.*, 2019).

Na conclusão da reconstrução paliativa estagiada têm-se as conexões cavopulmonares totais, onde as veias cavas inferior e superior são anastomosadas diretamente à artéria pulmonar sem passar pelo coração direito, possibilitando sobrevida de qualidade a pacientes com estas malformações, onde apenas uma câmara de bombeamento cardíaco é eficaz ou funcional (BARETTA, *et al.*, 2011).

Com a conexão cavopulmonar total (CCPT), os pacientes com câmara de bombeamento cardíaco único passam a ter uma circulação denominada Circulação Fontan. Nela, o ventrículo único bombeia o sangue que provém dos pulmões para o corpo, e o sangue que retorna do corpo escoia passivamente para os pulmões através das conexões anastomosadas no tratamento paliativo (DE LEVAL; DEANFIELD, 2010).

Na Circulação Fontan, o fluxo venoso sistêmico é orientado para o pulmão, desativando o mecanismo pulsátil do ventrículo pulmonar. Desta forma, o sangue oxigenado e o sangue pobre em oxigênio não se misturam, colocando as circulações sistêmica e pulmonar em série, permitindo ao corpo funcionar com apenas um ventrículo de trabalho (TRUSTY, 2018b).

Como resultado, o único ventrículo funcional experimenta uma pós-carga aumentada (incluindo as resistências vasculares sistêmica e pulmonar) e pré-carga diminuída (enchimento ventricular). Além disso, há um aumento significativo da pressão venosa central devido à falta de elevação da pressão tipicamente fornecida pelo ventrículo direito (DE ZÉLICOURT, *et al.*, 2010).

COSTA, *et al.* (2011) descrevem que, com a evolução histórica da anastomose cavopulmonar total (Cirurgia de Fontan), algumas modificações foram propostas, diminuindo a morbidade e mortalidade de maneira significativa. Uma destas modificações foi a realização de uma fenestração entre o tubo de enxerto de Fontan

e o átrio sistêmico, que tem o objetivo de auxiliar no período pós-operatório imediato, reduzindo a pressão do circuito de Fontan e aumentando o débito cardíaco.

Estes autores sugerem a utilização da fenestração – conforme abordado na técnica usada para este trabalho – logo após a cirurgia de Fontan particularmente para pacientes de alto risco, como aqueles com função ventricular deprimida, insuficiência da valva atrioventricular, hipoplasia ou distorção da árvore pulmonar, pressão pulmonar aumentada (> 18 mmHg) e resistência vascular pulmonar elevada (> 2 unidades Wood), nos quais a síndrome do baixo débito cardíaco pode aumentar significativamente a morbidade e a mortalidade cirúrgicas.

O ponto que deve ser verificado é que, com a fenestração, uma quantidade de fluido passará diretamente ao átrio sistêmico sem passar pela artéria pulmonar e, conseqüentemente, os pulmões, reduzindo discretamente a saturação arterial de oxigênio. Porém, como bem reforçam Costa, *et al.* (2011), esta redução discreta é bem tolerada no pós-operatório imediato, compensando, portanto, realizar a fenestração na grande maioria dos casos.

Após o pós-operatório precoce a presença de cianose e dessaturação significativa abaixo de 85% em condições basais, com piora na execução de esforços, fadiga, dispneia e outros pode levar à necessidade do fechamento da fenestração conforme relata Costa, *et al.* (2011).

O estudo da necessidade ou não do fechamento desta fenestração após o pós-operatório precoce deve ser realizado. Porém, por não se tratar do objetivo deste trabalho, caso o leitor tenha necessidade de se aprofundar no tema, sugere-se o artigo escrito por Costa, *et al.* (2011): *Percutaneous occlusion of Fontan fenestrations in the late postoperative period.*

Mesmo com bons resultados em curto prazo, a mortalidade em longo prazo entre pacientes de ventrículo de fisiologia única permanece alta. De acordo com Jia e Esmaily (2022), a insuficiência e a hipertrofia do ventrículo único, a síndrome da veia cava superior, artérias pulmonares subdesenvolvidas ou desigualmente desenvolvidas e outras complicações resultantes das operações de primeiro e segundo estágios (Norwood e Glenn) são problemas que desafiam a ciência para a busca de melhores resultados tardios.

Em pacientes com Circulação Fontan, em comparação a sistemas circulatórios biventriculares, a pressão venosa central é elevada e o débito cardíaco menor, além

de potencial disfunção ventricular, aumento da impedância vascular e congestão venosa. À medida que esses pacientes sobrevivem ao início da idade adulta, inúmeras complicações de longo prazo são comumente reconhecidas, como: crescimento e desenvolvimento deficientes, insuficiência linfática manifestada como enteropatia perdedora de proteínas, bronquite plástica e insuficiência hepática (TRUSTY, *et al.*, 2018b).

2.3.4 FISIOPATOLOGIA⁷ APLICADA AO TRATAMENTO DE SCEH

A alteração do fluxo sanguíneo imposta pela SCEH é das mais severas, motivando a compreensão da fisiopatologia pós-Norwood, que é importante para aumentar a sobrevida do indivíduo.

No pós-cirúrgico de Norwood, o desafio é realizar com eficácia a manutenção do equilíbrio entre o fluxo sanguíneo sistêmico (Qs) e o pulmonar (Qp), cujas variáveis como a resistência vascular pulmonar (RVP) e a sistêmica (RVS) são de importância direta. Em física, se duas resistências distintas são ligadas em paralelo, supridas por uma única fonte, a menor resistência terá um fluxo maior. Extrapolando para o problema em questão, se um ventrículo único fornece para dois leitos vasculares, conectados através de uma anastomose sistêmica-pulmonar com resistências distintas, será ejetado mais sangue para o vaso de menor resistência (ATIK, 2006).

Essa resistência, segundo o mesmo autor, pode ser maior no leito sistêmico, causando hiperfluxo pulmonar; ou maior no leito pulmonar, gerando perfusão sistêmica adequada, mas com baixa oxigenação sanguínea. Uma vez que pouco do fluxo sanguíneo foi ejetado no leito pulmonar, há baixa troca gasosa.

A avaliação da incompatibilidade entre Qp e Qs no pós-Norwood vem sendo estudada há décadas. Entre 1980 e 1995, Bartram, *et al.* (1997) avaliaram 122 pacientes pós-Norwood, identificando que esta incompatibilidade entre os fluxos Qp e Qs era a segunda causa principal de óbitos, abaixo apenas de causas coronarianas.

Evidências clínicas e modelos matemáticos confirmam a ideia de equilíbrio dos fluxos, sustentando a adequada oferta de oxigênio aos tecidos (DO₂). Barnea, *et al.*

⁷ A fisiopatologia é o estudo de alterações funcionais no corpo que ocorrem em resposta a doença ou lesão.

(1998) examinaram os efeitos da razão $\frac{Q_p}{Q_s}$, na oferta sistêmica de oxigênio (DO_2), identificando que $\frac{Q_p}{Q_s} = 1$ era o ideal.

O que Atik (2006) discute é que uma abordagem fixa ao tratamento é impossível, uma vez que há necessidade da individualização das necessidades pós-operatórias.

Este mesmo autor discute que dentre várias técnicas utilizadas a fim de se obter uma circulação equilibrada, a maioria concentra-se em limitar o fluxo sanguíneo pulmonar e melhorar o fluxo sanguíneo sistêmico. Desta forma, já que o método tradicional adotado para a cirurgia de Norwood utiliza um *shunt* sistêmico pulmonar, a sua dimensão pode aumentar ou reduzir a resistência no local, colaborando diretamente para o equilíbrio desta circulação.

Porém, não somente métodos cirúrgicos são utilizados para a manipulação do fluxo sanguíneo sistêmico e pulmonar. Manobras manipulam o Q_p pela redução da ventilação por minuto e a inalação de misturas de gases com baixo ou alto teor de oxigênio. Há também a possibilidade de manipular o Q_s por meio de infusão de vasodilatadores sistêmicos (ATIK, 2006).

2.3.5 PROCEDIMENTO HÍBRIDO PARA TRATAMENTO DA SCEH

Além da cirurgia de Norwood convencional, a partir dos anos 2000 foi criado o procedimento híbrido como uma palição alternativa (HONJO E CALDARONE, 2010). Uma vez que o tratamento paliativo para cardiopatias de VU consiste num conjunto de três cirurgias de modo estagiado, os objetivos do primeiro estágio cirúrgico são:

1. Estabelecer um fluxo de saída sistêmico desobstruído;
2. Estabelecer comunicação intra-atrial desobstruída;
3. Estabelecer fonte de sangue pulmonar eficaz.

A cirurgia de Norwood, único procedimento até então capaz de obter os resultados almejados, choca-se com a elevada necessidade de especialização, sendo possível ser realizada apenas em grandes centros de referência. Há alta mortalidade devido à circulação em paralelo que é essencialmente instável da fisiologia de Norwood através de um *shunt* sistêmico-pulmonar, além do estresse cirúrgico

conduzido por circulação extracorpórea (CEC), parada hipotérmica profunda e a subsequente resposta inflamatória sistêmica⁸ (HONJO E CALDARONE, 2010).

Como palição alternativa à cirurgia de Norwood, o procedimento híbrido surge com o intuito de suprir os pontos negativos da primeira cirurgia, evitando o uso da CEC, de paradas cardíacas como a cardioplégica ou hipotérmica profunda, o que minimiza a resposta inflamatória durante esta fase de palição e, por fim, sendo mais simples de ser realizado que a cirurgia de Norwood. Como pontos potencialmente negativos, aqueles autores incluem como arco aórtico não reparado, podendo acarretar má perfusão devido à obstrução retrógrada do arco aórtico, possível restrição da comunicação interatrial, distorções mecânicas nas artérias pulmonares e requisitos cirúrgicos significativamente maiores para o segundo estágio cirúrgico.

Os autores relatam que não foram confirmados benefícios significativos em relação à sobrevida na abordagem híbrida em relação à Norwood convencional, sendo indicada sua realização especialmente a centros que não sejam de referência, ou àqueles que se especializaram na técnica.

O procedimento híbrido estabiliza a circulação regulando a distribuição do fluxo entre a circulação pulmonar e sistêmica, através de bandas bilaterais nas artérias pulmonares (**Figura 14**). A fim de realizar a manutenção sistêmica, um *stent* é inserido no canal arterial, permitindo fluxo sanguíneo irrestrito do ventrículo de fisiologia única à circulação sistêmica (YOUNG, *et al.*, 2014).

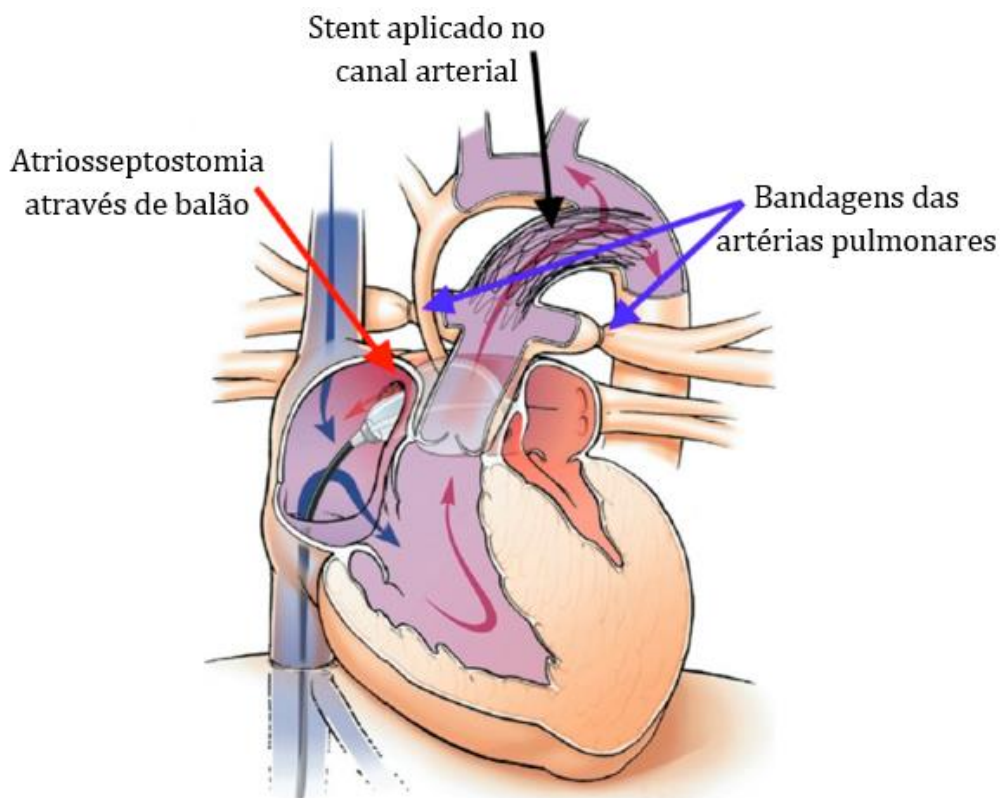
Após cerca de dez dias é realizada a atrioseptostomia, ampliando o forame oval, permitindo assim que, o fluxo rico em oxigênio que retorna dos pulmões, flua ao ventrículo direito (GALANTOWICZ, *et al.*, 2008).

Entre o quarto e o sexto mês, quando a criança estiver com peso entre 5 e 6 quilos, é realizado o segundo estágio do tratamento paliativo, podendo, segundo Pedra (2023), ser chamado de operação de Norwood-Glenn. Neste caso, o cirurgião cardíaco retira as bandagens pulmonares e o *stent*, unindo a artéria pulmonar e a

⁸ A resposta inflamatória sistêmica é uma resposta imunológica do corpo a uma infecção, lesão ou agressão, que pode levar a uma série de alterações em diferentes sistemas do corpo. Na parada circulatória hipotérmica, a redução da temperatura corporal e a interrupção temporária do fluxo sanguíneo podem levar a uma resposta inflamatória sistêmica. Isso ocorre porque a hipotermia induzida pode danificar os tecidos do corpo e, assim, desencadear uma resposta imunológica, com liberação de mediadores inflamatórios, como citocinas e outras moléculas. Essa resposta inflamatória pode levar a uma série de consequências, incluindo alterações na pressão arterial, aumento da permeabilidade vascular, coagulação sanguínea e outros efeitos que podem afetar negativamente a recuperação do paciente (SALLES, *et al.* 1999).

aorta na neoaorta, e secciona a veia cava inferior do átrio direito, anastomosando-a à artéria pulmonar, assim como na cirurgia de Glenn convencional.

Figura 14 – Procedimento híbrido.



Fonte: Galantowicz, *et al.* (2008).

2.4 REOLOGIA

O termo reologia é definido como o estudo da deformação e escoamento da matéria. Esta definição foi aceita quando a Sociedade Americana de Reologia foi fundada, em 1929. Inicialmente, foi introduzida pelo professor Bingham, do Lafayette College, em Easton, PA (Estados Unidos). Atualmente, a definição mais aceita para a reologia seria: o estudo do comportamento deformacional e do fluxo de matéria submetido a tensões, sob determinadas condições termodinâmicas ao longo de um intervalo de tempo. Inclui propriedades como: elasticidade, viscosidade e plasticidade (BARNES, *et al.*, 1993).

De um ponto de vista histórico, a teoria da elasticidade clássica iniciou-se com Robert Hooke quando, em 1678, desenvolveu sua “Verdadeira Teoria da Elasticidade”, propondo que a força produzida por uma mola é diretamente proporcional ao seu deslocamento do estado de equilíbrio, ou seja: se dobrar a tensão,

dobrará a extensão da mola. Atualmente, esta lei é conhecida como Lei de Hooke. Desta forma, a maioria dos materiais em que a deformação resultante de um carregamento seja elástica – isto é, após a remoção do carregamento o material volta às dimensões anteriores – é chamada de sólidos *hookeanos* (BARNES, *et al.*, 1993).

$$\sigma_{ij} = E \epsilon_{ij}, \text{ para } i \text{ e } j = x, y, \quad (2.1)$$

Onde,

- σ_{ij} é a tensão atuante de Cauchy;
- E é o módulo de elasticidade do material;
- ϵ_{ij} é a deformação resultante.

Por outro lado, Isaac Newton publica, em 1687, o “*Principia*”, dando atenção aos líquidos, postulando que “a resistência que surge a partir da falta de deslizamento das partes do líquido é proporcional à velocidade com a qual as partes do líquido são separadas uma da outra”, dando embasamento para a definição de viscosidade (BARNES, *et al.*, 1993).

Especificamente sobre a reologia do sangue e fluxo sanguíneo, o primeiro trabalho documentado foi realizado pelo médico e cientista francês Jean-Leonard Marie Poiseuille, em 1828. No trabalho “*Recherches sur les causes du mouvement du sang dans les vaisseaux capillaires*”⁹, Poiseuille realizou experiências em tubos de vidro de diâmetro diminuto, simulando capilares. Destes experimentos, surgiu o que hoje é conhecido como Lei de Poiseuille ou Hagen-Poiseuille (O’REAR, *et al.*, 2004).

Embora os estudos de reologia sanguínea datem de 1828, pelo menos os primeiros estudos de Poiseuille, conceitos modernos só foram estabelecidos na segunda metade do século XX. Em 1948, Alfred Lewin Copley introduziu a palavra “*Biorheology*”, ou biorreologia, em português, com o intuito de descrever a reologia dos sistemas biológicos, sendo, portanto, a ciência que estuda a interface entre a biologia e a reologia (O’REAR, *et al.*, 2004).

Conforme os mesmos autores, a biorreologia fornece informações sobre as causas das doenças e seus diagnósticos, analisa o complexo fluxo sanguíneo e as equações de transferência de massa nas bifurcações circulatórias, artérias coronárias e, até em vasos maiores, onde o fluido pode ser tratado como homogêneo. Para isso,

⁹ Pesquisas sobre as causas do movimento do sangue nos vasos capilares. (Tradução livre)

produziram mecanismos que podem explicar a formação de um aneurisma, por exemplo, ou o papel da hipertensão na aterosclerose.

Somente em 1952, Alfred Lewin Copley propôs o termo “*Hemorheology*”, hemorreologia, em português, para englobar as propriedades deformáveis e de fluxo dos constituintes celulares e plasmáticos do sangue, bem como copropriedades reológicas das paredes vasculares em interação direta com o sangue. Portanto, a hemorreologia é a reologia específica do sangue e dos vasos sanguíneos (SILVA e SALDANHA, 2020).

Dedicando-se à homeostase sanguínea, Copley sugeriu, em 1960, que o sangue circulante e os vasos sanguíneos constituíam um órgão com funcionalidade integrada (COPLEY, 1960), sendo, duas décadas mais tarde, denominado e aceito como “órgão vaso-sangue” (SILVA e SALDANHA, 2020).

Com o avanço científico, foi evidenciada ampla participação vascular (em particular, alterações da camada endotelial e da vasomotricidade) nas propriedades do sangue, sugerindo uma interdependência recíproca de fatores sanguíneos no comportamento da parede vascular, definindo, portanto, um comportamento próprio do “órgão vaso-sangue” (SILVA e SALDANHA, 2020).

Para Diaz, *et al.* (2004), o parâmetro de maior interesse para a reologia dos fluidos, no qual este trabalho está contido, é a viscosidade.

O conceito de viscosidade foi definido por Newton, em 1687, como sendo a resistência ao deslizamento das moléculas do fluido devido à fricção interna.

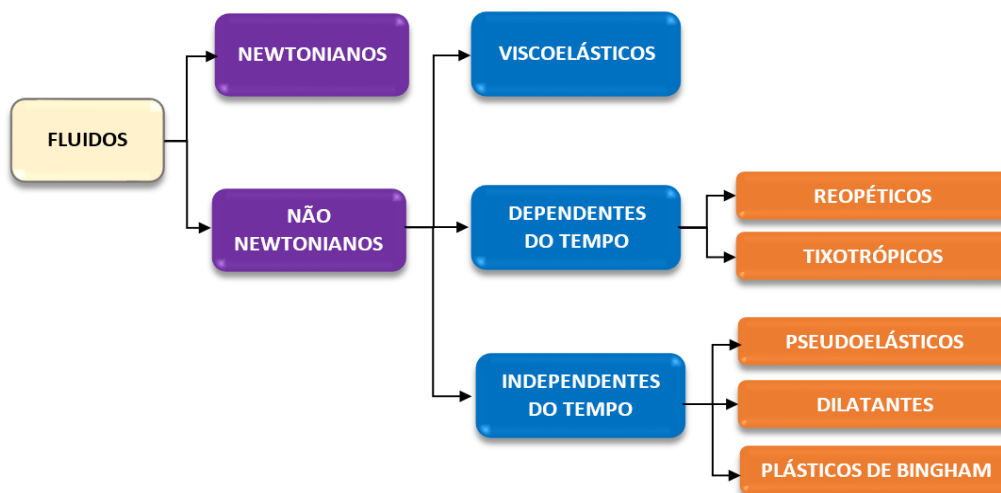
Segundo Schramm (2006), a viscosidade pode depender de seis parâmetros independentes, quais sejam: temperatura, pressão, taxa de cisalhamento, natureza físico-química da substância, campo elétrico e o tempo de cisalhamento.

2.4.1 CLASSIFICAÇÃO DOS MODELOS REOLÓGICOS

Os fluidos dividem-se em ideais e reais. Os ideais são os que possuem viscosidade igual a zero e são hipotéticos. Num escoamento ideal não existem tensões cisalhantes (SCHRAMM, 2006).

Os fluidos reais podem ser divididos em dois grupos: fluidos newtonianos e não newtonianos, sendo estes últimos divididos em três classes, conforme sintetizado na **Figura 15** (BASKURT e MEISELMAN, 2003).

Figura 15 – Classificação dos fluidos reais segundo seu comportamento reológico.

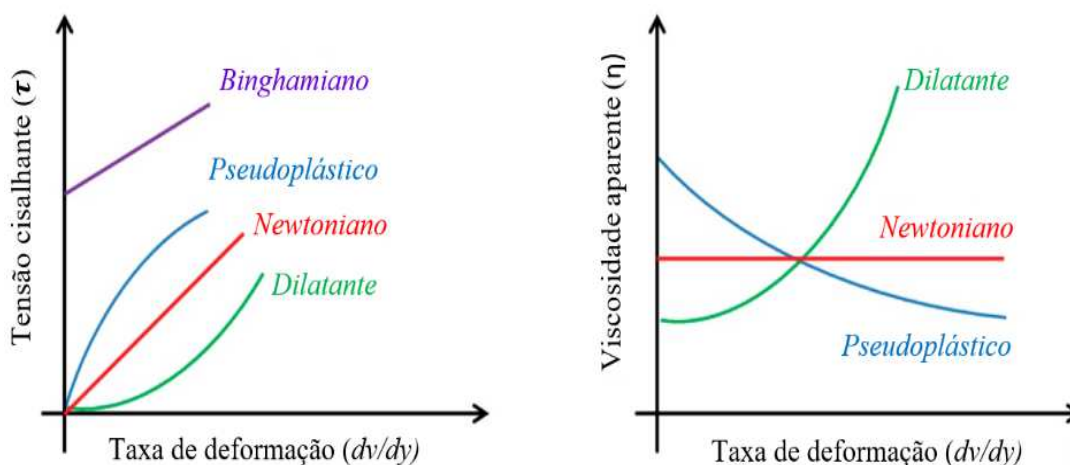


Fonte: Schramm (2006).

2.4.1.1 FLUIDOS NEWTONIANOS

Os fluidos newtonianos são definidos por Çengel e Cimbala (2015) como sendo fluidos para os quais a tensão de cisalhamento¹⁰ é linearmente proporcional à taxa de deformação de cisalhamento. Nestes fluidos, a viscosidade independe das variações na taxa de deformação de cisalhamento ou na tensão de cisalhamento.

Figura 16 – Comportamento reológico dos fluidos newtonianos e não newtonianos independentes do tempo.



Fonte: Adaptado de Oliveira (2010).

¹⁰ A tensão de cisalhamento é definida como uma força aplicada em uma determinada área, necessária para mover um fluido de maneira proporcional à sua taxa de deformação (FOX, *et al.*, 2016).

Para esses fluidos, a inclinação da relação tensão de cisalhamento e a taxa de deformação de cisalhamento são constantes ao longo da faixa de tensão de cisalhamento examinada e, portanto, a viscosidade é constante, conforme ilustrado na **Figura 16** (BASKURT e MEISELMAN, 2003).

2.4.1.2 FLUIDOS NÃO NEWTONIANOS

Fluidos não newtonianos são aqueles em que a tensão de cisalhamento não está linearmente relacionada com a taxa de deformação de cisalhamento, apresentando comportamento distinto do previsto por Newton.

São divididos em três grupos, de acordo com seu comportamento, conforme ilustra a **Figura 15**, localizada no subcapítulo 2.4.1:

- a) Fluidos independentes do tempo;
- b) Fluidos dependentes do tempo: apresentam, segundo Machado (2002), alteração na viscosidade em função do tempo, sob condições constantes de taxa de cisalhamento e são subdivididos em reopéticos e tixotrópicos;
- c) Fluidos viscoelásticos: apresentam características tanto de sólidos, com a elasticidade; quanto de líquidos, com a viscosidade, exibindo uma recuperação elástica parcial após a deformação (ÇENGEL e CIMBALA, 2015).

O sangue apresenta características de fluidos não newtonianos independentes do tempo tipo Pseudoplásticos e Bingham. Os fluidos não newtonianos independentes do tempo, segundo Vliet e Lyklema (2005), são aqueles cujas propriedades reológicas independem do tempo de aplicação da tensão de cisalhamento, sendo subdivididos em pseudoplásticos, dilatantes e plásticos de Bingham:

- a) Pseudoplásticos: em repouso, apresentam as moléculas em um estado desordenado. Quando submetidos a uma tensão de cisalhamento, suas moléculas tendem a se orientar na direção da força aplicada. Quanto maior esta força, maior será a ordenação e, conseqüentemente, menor será a viscosidade aparente. Como exemplo de fluidos pseudoplásticos pode-se citar a polpa de frutas, melão de cana e tintas (ÇENGEL e CIMBALA, 2015);
- b) Dilatantes: quanto mais este fluido é cisalhado, mais viscoso ele se torna e, portanto, possui comportamento contrário ao dos pseudoplásticos. No caso de suspensões, à medida que se aumenta a tensão de cisalhamento, o líquido que preenche os vazios entre as partículas, lubrificando-as, é incapaz de preencher

os espaços devido a um aumento de volume que frequentemente acompanha o fenômeno, proporcionando contato direto entre estas partículas e, conseqüentemente, um aumento da viscosidade aparente. Por exemplo, suspensões de amido, areia movediça, silicato de potássio (ÇENGEL e CIMBALA, 2015);

- c) Plásticos de Bingham: estes fluidos necessitam de uma tensão de cisalhamento inicial para começarem a escoar. Para esta tensão é dado o nome de tensão de escoamento. Desta forma, comportam-se como um sólido em condições estáticas e, após aplicação de certa força, começam a fluir. Sua curva não passa pela origem do gráfico, e após começar a fluir, o comportamento torna-se linear e, portanto, newtoniano. Como exemplo, cita-se o creme dental ao sair do tubo (ÇENGEL e CIMBALA, 2015).

2.4.2 MODELOS MATEMÁTICOS DE FLUIDOS NÃO NEWTONIANOS

Com o objetivo de facilitar a escolha do modelo matemático que mais se adapta às características fluidodinâmicas do sangue, um fluido não newtoniano, há importância considerável em estudar modelos já propostos, empíricos e teóricos, a fim de relacionar a tensão de cisalhamento e a taxa de deformação destes fluidos.

Modelos como Power-Law ou Modelo de Ostwald-de-Waele, Bingham, Cross e Herschel-Bulkley, Casson, só para citar alguns, são utilizados como modelos matemáticos importantes. Porém, para a simulação sanguínea, o modelo comumente adotado é o de Carreau-Yasuda, por ser confiável e robusto (BOYD, BUICK e GREEN, 2017; CHHABRA E RICHARDSON, 2008; ANSYS®, 2023).

Autores como Boyd, Buick e Green (2017), além de Chhabra e Richardson (2008), descrevem o modelo de Carreau-Yasuda como mais robusto que o Power-Law, uma vez que, diferente deste último, modela também valores muito baixos e muito altos da taxa de deformação, com a utilização dos parâmetros η_0 e η_∞ , limitando os valores da viscosidade. Segundo citam os autores, o modelo de Carreau-Yasuda é descrito pela seguinte equação:

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = \left[1 + (\lambda \dot{\gamma}_{xy})^\alpha \right]^{\frac{n-1}{\alpha}} \quad (2.2)$$

Onde,

- η_0 é a viscosidade do fluido quando a taxa cisalhante é zero;
- η_∞ é a viscosidade com taxa cisalhante tendendo ao infinito;
- λ é a constante de tempo;
- $\dot{\gamma}_{xy}$ é a taxa de cisalhamento;
- n é o expoente da lei de potência;
- α é um parâmetro adimensional que descreve a região de transição entre a região de taxa cisalhante zero e a zona de lei de potência.

Para o caso de $n=1$ e/ou $\lambda=0$, observa-se o comportamento de um fluido newtoniano. O parâmetro α representa a região de transição entre o η_0 e a região de Power-Law.

2.4.3 CARACTERÍSTICAS REOLÓGICAS DO SANGUE

O sangue tem a função de transportar o oxigênio dos pulmões, o dióxido de carbono das células e os nutrientes do trato intestinal e os hormônios das glândulas endócrinas para dentro e fora das células do corpo, contribuindo para a homeostasia¹¹, além de colaborar na regulação do pH e da temperatura, fornecendo proteção contra doenças, por meio da fagocitose¹² e da produção de anticorpos (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

O sangue aloja-se, confinado ao sistema circulatório que o mantém em movimento unidirecional regular, devido primordialmente às contrações rítmicas do coração (JUNQUEIRA, L.; CARNEIRO, J., 2013).

É mais denso e viscoso do que a água; tem temperatura de 38 °C aproximadamente – 1 °C acima da temperatura corpórea oral – e apresenta pH ligeiramente alcalino, variando de 7,35 a 7,45. A cor varia conforme a concentração de oxigênio diluído, sendo vermelho vivo, quando a concentração é alta; e vermelho escuro, quando baixa. O volume de sangue para um homem adulto médio oscila de 5 a 6 litros; e para uma mulher adulta média, de 4 a 5 litros (WAITE e FINE, 2007).

O sangue, como toda matéria existente, possui características intrínsecas que afetam sua deformação e seu fluxo, chamadas características ou propriedades

¹¹ A homeostase é a capacidade dos organismos de manterem seu meio interno em certa estabilidade (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

¹² A fagocitose é o processo de ingestão e destruição de partículas sólidas, como bactérias ou pedaços de tecido necrosado, por células ameboides chamadas fagócitos (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

reológicas, que, quando o objeto de estudo é o sangue, costuma-se referir como hemorreologia (SILVA e SALDANHA, 2020).

Constitui-se de plasma sanguíneo – matriz extracelular líquida aquosa contendo substâncias dissolvidas –, e elementos figurados (eritrócitos, leucócitos e plaquetas), que são as células e os fragmentos celulares, sendo 45% de elementos figurados e 55% de plasma sanguíneo (TORTORA e DERRICKSON, 2016).

O plasma é um fluido newtoniano por conter basicamente água (90% em massa), porém o sangue tem comportamento não newtoniano, devido à presença dos elementos figurados, principalmente glóbulos vermelhos (PEREIRA, MALAGONI e FINZER, 2015).

A densidade do sangue é ligeiramente superior à da água, com valor aproximado de 1.060 kg/m^3 . Em relação à viscosidade, a da água está em torno de $7 \times 10^{-4} \text{ Pa.s}$ (0,7cP) à temperatura ambiente. Já a viscosidade do sangue, segundo Banerjee, Cho e Kensey (1998), encontra-se entre 3×10^{-3} e $6 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ (3 e 6 cP). Portanto, o sangue é um fluido incompressível, não newtoniano, sendo sua viscosidade dependente da temperatura, taxa de deformação, pressão, diâmetro do vaso e hematócrito (WAITE e FINE, 2007).

Segundo Waite e Fine (2007), hematócrito é definido como a porcentagem em volume ocupada por eritrócitos no volume total do sangue, sendo importante parâmetro, uma vez que a responsabilidade de transportar oxigênio e dióxido de carbono é realizada justamente pelos eritrócitos.

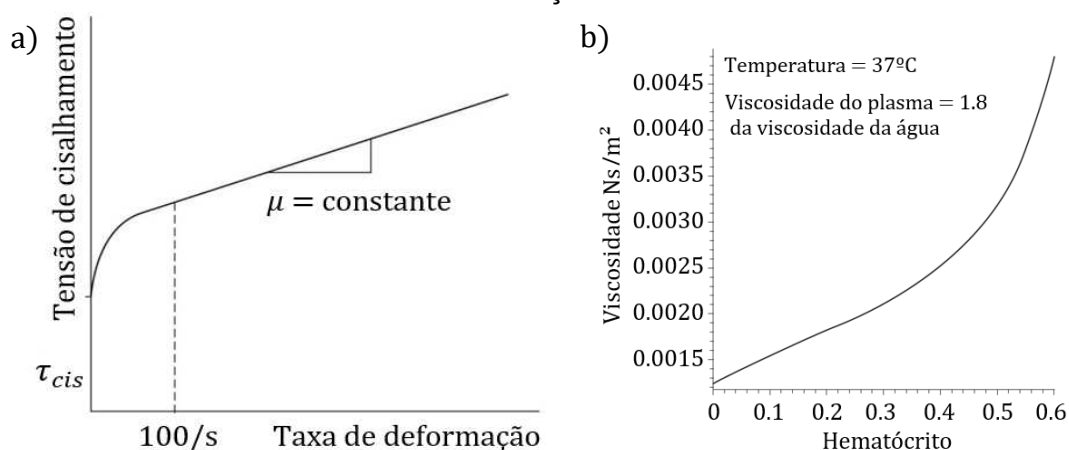
Analisando a **Figura 17** a, constata-se o fato de que o sangue é um fluido não newtoniano pseudoplástico, uma vez que sua viscosidade aparente diminui com o aumento da tensão cisalhante, comportamento verificado até a taxa de deformação próxima a 100/s. Acima desta deformação, nota-se uma reta, em que a viscosidade é constante, podendo o sangue nesta região ser tratado como um fluido newtoniano.

Devido ao princípio da homeotermia¹³ no corpo humano, não se faz necessária a avaliação da viscosidade em função da pressão e temperatura, devendo-se, sempre, dar valor a parâmetros como: nível de hematócrito e diâmetro do vaso sanguíneo, variáveis influenciadoras da viscosidade do sangue (RODRIGUES, 2017).

¹³ Homeotermia é a característica que alguns animais têm de manter suas temperaturas corporais relativamente constantes, mesmo com as variações da temperatura ambiental (RODRIGUES, 2017).

Desta forma, a **Figura 17 b** ilustra a relação entre a viscosidade e o hematócrito numa faixa de 0 a 0,65¹⁴, à temperatura constante de 37 °C, sendo a viscosidade do plasma igual a 1,8 da viscosidade da água¹⁵ (WAITE e FINE, 2007).

Figura 17 – Tensão de cisalhamento em função da taxa de deformação do sangue e viscosidade em função do hematócrito.



Fonte: Waite e Fine (2007).

Em faixas normais de hematócritos, a relação entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação é constante, característica típica de fluidos newtonianos. Segundo Waite e Fine (2007), a viscosidade aparente para tais suspensões pode ser expressa pela equação de Einstein, que considera um fluido com partículas esféricas em suspensão, em função do hematócrito, conforme descrito na equação (2.3).

$$\mu = \mu_p \left(\frac{1}{1 - \alpha\phi} \right) \quad (2.3)$$

Onde μ é a viscosidade aparente do sangue, μ_p é a viscosidade do plasma, ϕ é o hematócrito, sendo o α definido pela equação (2.4).

$$\alpha = 0,0076 \exp \left[2,49\phi + \frac{1107}{T} \exp(-1,69\phi) \right] \quad (2.4)$$

A equação (2.4) fornece ferramenta para estimar a viscosidade do sangue em várias temperaturas e hematócritos com base na viscosidade do plasma com glóbulos

¹⁴ Para homens saudáveis, os valores médios encontram-se entre 0,42; e para mulheres, 0,38.

¹⁵ A viscosidade da água à temperatura de 37 °C é de 0,6915 cP.

vermelhos em suspensão. O gráfico da **Figura 17 b** é gerado por meio desta equação onde T é a temperatura absoluta em Kelvin.

2.5 MODELOS CONSTITUTIVOS DAS PAREDES DOS VASOS SANGUÍNEOS

Conforme detalhado na seção 2.1.1, os vasos sanguíneos são tubos elásticos, constituídos de fibras de colágeno e elastina, em camadas de células de tecido muscular liso e conjuntivo, conferindo-lhes um estado de tensão-deformação não linear, generosamente deformável, viscoelástico e anisotrópico (HOLZAPFEL, *et al.*, 1998).

Pela complexa rede de fatores que envolve o estudo do comportamento dos vasos sanguíneos, diversos modelos foram formulados com o objetivo de representar as propriedades mecânicas da parede dos vasos sanguíneos, sejam elas veias ou artérias.

Na década de 1990, o pesquisador Gerhard A. Holzapfel estudou o comportamento biomecânico das artérias. Holzapfel e seu colega Ray W. Ogden publicaram, em 2010, um artigo, dentre tantos outros, denominado “*Constitutive modelling of arteries*”, no qual se concentram em discutir as principais teorias que tangem à modelagem matemática das propriedades dos tecidos biológicos moles que constituem as paredes das artérias, sendo uma importante contribuição.

O conhecimento detalhado das propriedades biomecânicas das paredes dos vasos sanguíneos é crucial para a compreensão das alterações no sistema cardiovascular decorrentes da idade, arteriosclerose e hipertensão. Um profundo conhecimento da elasticidade é ainda mais importante; por exemplo: em cirurgia vascular, no *design* ideal de próteses arteriais e na escolha adequada de transplantes vasculares, bem como para estudar causas que levem a estenoses ou aneurismas (HOLZAPFEL; WEIZSÄCKER, 1998).

Vários modelos são conhecidos, como o Moens-Korteweg; Modelo Função Energia de Deformação: Polinomial e Exponencial; Modelo Polinomial de Patel e Vaishnav; Modelo Exponencial; Modelo Pseudo Função Energia-Deformação: Fung-Fronek-Patitucci.

Entre os modelos hiperelásticos, os mais citados são o de Mooney Rivlin, Neo-Hookean, Ogden e Holzapfel e Weizsäcker, sendo o primeiro o mais utilizado para a

consideração da hiperelasticidade das artérias em simulações numéricas (SIMSEK e KWON, 2015; ANSYS®, 2023; ALI, 2010).

Um sólido de Mooney-Rivlin é um modelo de material hiperelástico cuja função densidade de energia de deformação é uma combinação linear de dois invariantes do tensor Green-Cauchy, função energia de deformação. Foi proposto por Melvin Mooney em 1940 e expresso em termos de invariantes por Roland Rivlin em 1948, sendo a equação expressa a seguir (KEERTHIWANSA, *et al.*, 2018).

$$W = C_1(\bar{I}_1 - 3) + C_2(\bar{I}_2 - 3) \quad (2.5)$$

Onde,

- $\bar{I}_1 = J^{-\frac{2}{3}} I_1$;
- $\bar{I}_2 = J^{-\frac{4}{3}} I_2$;
- $J = \det \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$;
- $I_1 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2$;
- $I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$
- W é a energia de deformação por unidade de massa de tecido;
- C_1 e C_2 são constantes materiais determinadas empiricamente;
- \bar{I}_1 e \bar{I}_2 são o primeiro e o segundo invariantes do tensor de deformações Cauchy-Green. Para valores de $J = 1$ o material é incompressível;
- λ_m são parâmetros do material.

2.6 MODELAGEM COMPUTACIONAL FLUIDODINÂMICA

A modelagem computacional fluidodinâmica, ou dinâmica dos fluidos computacionais (CFD), na sigla em inglês, é um ramo da mecânica dos fluidos. Baseada em análise numérica estruturada para resolver problemas, a CFD envolve os mais variados fluidos e seus comportamentos, com a utilização de cálculo computacional e programas de computador específicos, simulando o fluxo destes fluidos e suas interações com superfícies definidas por condições de contorno (WENDT, 2009).

O escoamento em vasos sanguíneos é transiente, com fluido de propriedades não newtonianas, incompressível, podendo haver turbulência e, portanto, enigmático. A interação do comportamento do fluido biológico intrinsecamente conectado ao

comportamento dos vasos por onde o fluxo ocorre gera uma série de variáveis, demandando condições de contorno de elevada complexidade (POSSATTI JÚNIOR, 2019).

A análise da conservação de energia será desprezada, uma vez que o escoamento é realizado em temperatura constante, em estado homeotérmico (POSSATTI JÚNIOR, 2019).

2.6.1 MÉTODO DOS VOLUMES FINITOS (MVF)

O Método dos Elementos Finitos surgiu no início do século XX, resultado de esforços de pesquisadores de diversas áreas do conhecimento. De maneira prática, teve seu uso iniciado para a resolução de problemas de engenharia aeroespacial para a análise de problemas de elasticidade plana (CLOUGH, 1960; HUEBNER, 2008). Problemas físicos complexos são resolvidos com o emprego do método dos elementos finitos (MEF), devido à sua capacidade de revelar soluções para equações diferenciais parciais, como as equações de Poisson e Laplace (BASTOS e SADOWSKI, 2003).

Este método subdivide o domínio de um problema em partes menores, denominadas elementos finitos, com a vantagem de representar precisamente geometrias complexas, incluir propriedades distintas em materiais dissimilares e identificar efeitos localizados, como concentrações de tensão (REDDY, 2006).

Derivado do MEF, foi elaborado o Método de Volumes Finitos (MVF) na década de 1970, resultando melhor aproximação dos resultados, especialmente na dinâmica dos fluidos, por se tratar de um método conservativo com elevada versatilidade e resultados precisos (MCDONALD, 1971; MACCORMACK e PAULLAY, 1972).

O MVF é o método numérico mais aplicável quando se trata do estudo de fluidos e a resolução de problemas complexos, com a utilização das equações de Navier-Stokes (NEVES e BEZERRA, 2013). A solução para MVF satisfaz a conservação de quantidades como energia, massa e movimento, sendo estas uma das principais vantagens do seu uso. Sua propriedade conservativa é válida para cada um dos volumes de controle existentes, bem como para todo o domínio computacional, sejam em malhas refinadas ou grosseiras. Além disso, o MVF pode ser utilizado para qualquer tipo de malha, adequando-se às geometrias complexas (ARAUJO, 2017).

O MVF consiste na divisão do Volume de Controle (VC) de um escoamento em vários elementos e nós, considerando todas as equações que regem o escoamento (EYMARD; GALLOUËT; HERBIN, 2000).

Segundo Araujo (2017), para a resolução do problema, em geral, são realizados os seguintes passos:

- Decompor o domínio em volume de controle;
- Formular as equações integrais de conservação para cada volume de controle;
- Aproximar numericamente as integrais;
- Aproximar os valores das variáveis nas faces e as derivadas com a informação das variáveis nodais;
- Montar e resolver o sistema algébrico obtido.

Uma vez que a Equação do Transporte é utilizada como ponto de partida para a modelagem computacional em MVF, se faz importante realizar uma breve descrição, conforme segue na seção seguinte.

2.6.2 MÉTODO DE DISCRETIZAÇÃO DE VARIÁVEIS APLICADO AO MÉTODO DOS VOLUMES FINITOS

O Método dos Volumes Finitos (MVF) determina os valores discretos da variável escalar ϕ nos centros de cada um dos Volumes de Controle (VC). Todavia, se faz necessário calcular, por meio da interpolação dos valores centrais, os valores das faces ϕ_f dos VC em questão (ARAUJO, 2017).

Com a complexidade do escoamento sanguíneo, é necessária a escolha do Método de Discretização de Variáveis (MDV) pertinente às propriedades analisadas no escoamento sanguíneo.

Com o objetivo de encontrar o valor das variáveis nas faces dos volumes de controle, os autores Versteeg e Malalasekera (1995) apresentaram diversos MDVs (esquema das diferenças centrais, Híbrido, *Power-Law*, *Upwind* e outros) que regem o comportamento fluidodinâmico, necessário para a aplicação da Equação do Transporte. Estes métodos estão presentes no programa Fluent-ANSYS® 2022 R2, utilizado para a realização das simulações de escoamento presentes neste trabalho.

Versteeg e Malalasekera (1995) alertam que os resultados numéricos só serão fisicamente realistas quando o esquema de discretização dispuser de certas

propriedades fundamentais como Conservatividade, Limiaridade e Transportabilidade.

A Conservatividade é a propriedade que visa garantir a conservação de ϕ para todo o domínio da solução do fluxo de ϕ deixando um volume de controle em uma determinada face ser igual ao fluxo de ϕ entrando em um volume de controle adjacente através da mesma face, onde ϕ é a propriedade a ser transportada no fluxo (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

Já a Limiaridade é a relação entre os coeficientes discretizados nas equações que garante a condição suficiente para a convergência de um método iterativo (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995), tal como destacado na seguinte equação.

$$\frac{\sum |a_{nb}|}{|a'_p|} \left\{ \begin{array}{l} \leq \text{para todos os nós} \\ < 1 \text{ do primeiro nó ao último} \end{array} \right. \quad (2.6)$$

Onde,

- a_{nb} são os coeficientes da malha para os nós vizinhos;
- a'_p é o coeficiente da malha de um nó central.

Para satisfazer o critério de Limiaridade e, assim, o método iterativo convergir, o esquema de diferenças deverá produzir coeficientes que respeitem o critério acima, gerando uma matriz resultante dos coeficientes diagonalmente dominantes.

Já a propriedade de Transportabilidade do fluxo de um fluido, segundo Versteeg e Malalasekera (1995), pode ser ilustrada considerando o efeito em um determinado ponto P devido a duas fontes constantes de ϕ em pontos próximos W e E , ambos os lados como mostrado na **Figura 18**.

Estes autores definiram um número adimensional como uma medida das forças relativas de convecção e difusão no escoamento, denominado Número de Peclet, descrito na equação abaixo.

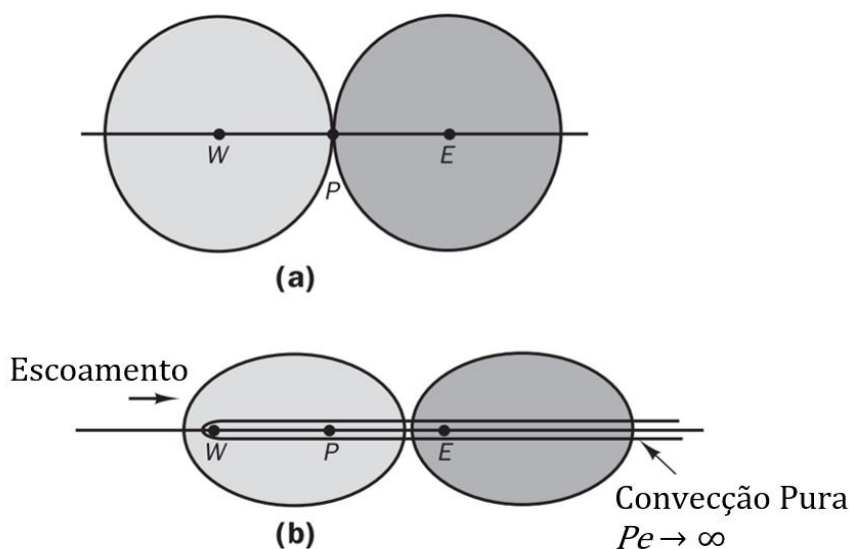
$$Pe = \frac{F}{D} = \frac{\rho u}{\Gamma / \delta x} \quad (2.7)$$

Onde,

- Pe é o número de Peclet. Para $Pe \rightarrow 0$ o escoamento é difusivo e para $Pe \rightarrow 1$ o escoamento é convectivo;
- F representa as forças convectivas;

- D representa as forças difusivas;
- ρ é a massa específica do fluido;
- u é a velocidade do fluido;
- Γ é o fluxo do fluido;
- δx é o comprimento característico da célula.

Figura 18 – Distribuição de ϕ nas proximidades de duas fontes em diferentes números Peclet: (a) convecção pura, $Pe \rightarrow 0$; (b) difusão e convecção.



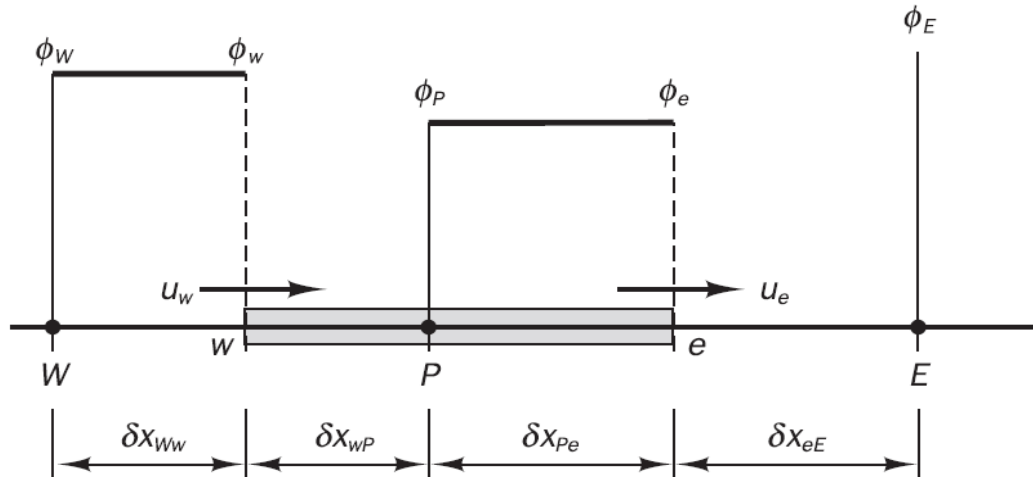
Fonte: Versteeg e Malalasekera (1995).

A interpolação com o objetivo de encontrar o valor das variáveis nas faces dos volumes de controle, uma vez que o método dos volumes finitos determina os valores discretos da variável escalar ϕ nos centros de cada um dos volumes de controle, é realizada com base nas técnicas de interpolação. Alguns destes esquemas serão tratados a seguir (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995). Para este trabalho, foi utilizado o Esquema *Upwind*, pela sua robustez e facilidade de convergência para os estudos elaborados (ANSYS®, 2023).

O esquema *Upwind* diferencia-se por levar em conta a direção do fluxo ao determinar o valor em uma face da célula; desta forma, o valor convectivo de ϕ de uma das faces da célula é considerado igual ao valor no nó “*Upstream*” (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

Na figura **Figura 19** evidenciam-se os valores nodais usados para calcular os valores de face da célula quando o fluxo está na direção positiva (oeste para leste).

Figura 19 – Esquema de discretização *Upwind* – direção positiva.



Fonte: Versteeg e Malalasekera (1995).

Já na **Figura 20**, a orientação da direção é contrária à figura anterior, sendo, portanto, negativa. As variáveis da **Figura 19** e da **Figura 20** representam:

- P é o ponto que representa o nó da malha;
- W e E são os nós vizinhos a oeste e leste, respectivamente;
- w e e são as faces oeste e leste do volume de controle;
- u_w e u_e representam o escoamento unidimensional a oeste e a leste, respectivamente;
- δx_{Ww} , δx_{wP} , δx_{Pe} e δx_{eE} representam as distâncias entre as faces do ponto W ao w , w ao P , P ao e e e ao E , respectivamente;
- θ_i é a propriedade analisada na face.

Quando o fluxo está na direção positiva $u_w > 0, u_e > 0$, o esquema *Upwind* define:

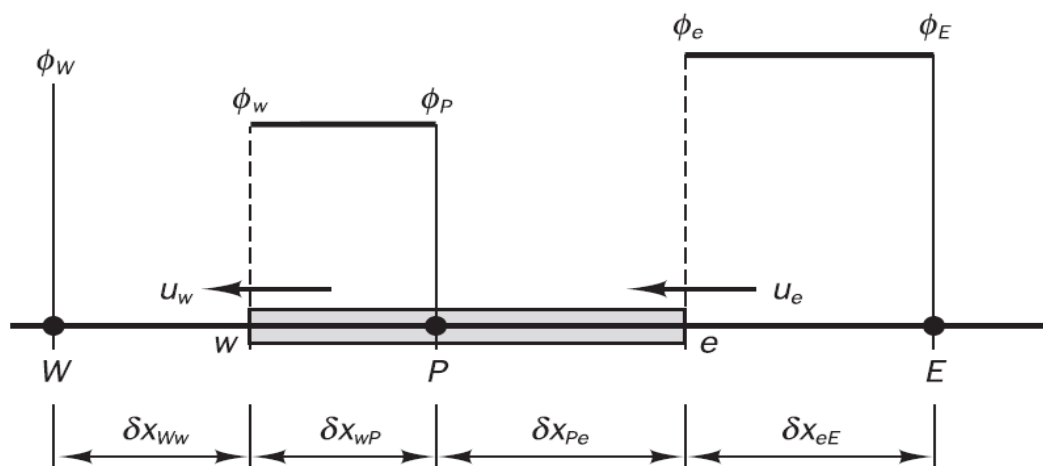
$$\phi_W = \phi_w \text{ e } \phi_P = \phi_e \quad (2.8)$$

Quando o fluxo está na direção negativa $u_w < 0, u_e < 0$, o esquema *Upwind* define:

$$\phi_w = \phi_P \text{ e } \phi_e = \phi_E \quad (2.9)$$

Devido à sua simplicidade, descreve Possatti Junior (2009), esse esquema é amplamente utilizado nas simulações de dinâmica de fluidos computacionais sendo facilmente estendido a problemas multidimensionais.

Figura 20 – Esquema de discretização *Upwind* – direção negativa.



Fonte: Versteeg e Malalasekera (1995).

Importante descrever que o esquema *Upwind* respeita as propriedades fundamentais de convergência, sendo sua acuracidade baseada na diferenciação retroativa cuja precisão é de primeira ordem, com base no erro de truncamento da série de Taylor (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

2.6.3 TURBULÊNCIA NOS VASOS SANGUÍNEOS

O fluxo sanguíneo no sistema vascular humano é essencialmente laminar. Alteração de direção no escoamento de forma aguda, superfícies ásperas, estreitamento ou obstruções dos vasos, mudanças bruscas de velocidade e intensidade elevada do fluxo são agentes potencializadores para a causa da turbulência na circulação sanguínea (OLIVEIRA, *et al.*, 2010).

Na região da artéria aorta, a turbulência ocorre devido ao gradiente de pressão adverso durante o ciclo cardíaco nas ramificações do vaso sanguíneo, ou seja, quando a pressão estática aumenta na direção do fluxo sanguíneo (LIN, *et al.*, 2017).

A turbulência é um fenômeno natural complexo, ocasionando rotineiramente em escoamentos dos mais diversos, não se devendo apenas ao movimento dos fluidos, mas também ao elevado número de graus de liberdade do regime turbulento e outros motivos (CARVALHO, 2022).

É o regime predominante em escoamentos gerais e, devido à sua importância, coloca-se entre os mais seriamente pesquisados no último século, fornecendo um testemunho das dificuldades e dos desafios científicos declarados por este tema, sendo ainda muito mal compreendido nas suas bases fundamentais (NETO, 2020).

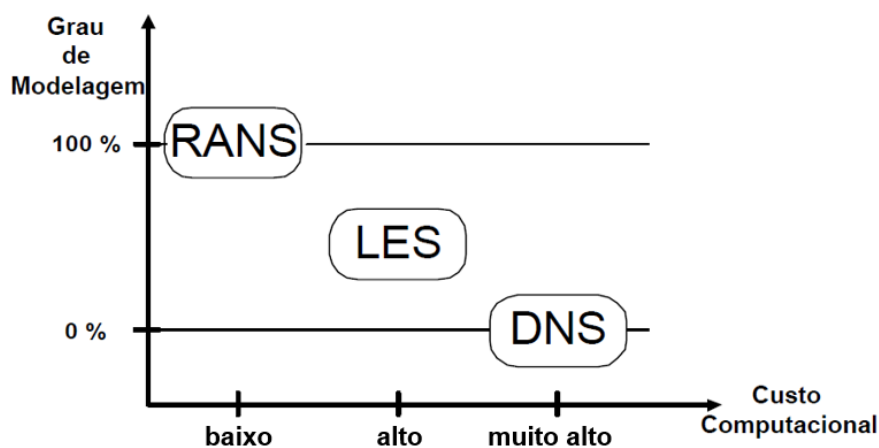
Atualmente, graças a recursos computacionais poderosos e estudos laboratoriais experimentais, a extração de informações mais precisas e detalhadas de escoamentos, com visualizações tridimensionais, se faz possível (NETO, 2020).

Para a realização da modelagem da turbulência, são utilizadas soluções numéricas para obtenção de modelos que buscam prever seus efeitos para vários níveis de aproximação, adotando-se maior ou menor descrição no detalhamento das características do escoamento (PIOMELLI, 1999).

Mesmo havendo uma quantidade elevada de modelos de turbulência disponíveis, não há algum que possa ser aplicado adequadamente a todos os tipos de escoamento (GONÇALVES, 2020).

Na literatura, destacam-se três modelagens de turbulência: LES (*Large Eddy Simulation*), DNS (*Direct Numerical Simulation*) e a RANS (*Reynolds Averaged Navier-Stokes*). Para este trabalho, foi apresentado o modelo de turbulência RANS $k-\omega$ SST, o mais citado e utilizado nas simulações em CFD para os casos de estudos hemodinâmicos (GONÇALVES, 2020; MAHALINGAM, *et al.*, 2016) (**Figura 21**).

Figura 21 – Grau de modelagem *versus* custo computacional dos modelos de turbulência.



Fonte: Adaptado de Rezende (2009).

Reiteradamente, os modelos considerados para obtenção da turbulência limitam-se a uma geometria idealizada, sem curvaturas, sem estenoses. Em busca de maior precisão, Mahalingam, *et al.* (2016) sugerem o modelo de turbulência $k-\omega$ SST (*Shear-Stress Transport*) como o mais adequado para simular escoamento sanguíneo, uma vez que combina as características desejáveis dos modelos $k-\epsilon$ e $k-\omega$.

Além dessas vantagens, o modelo $k-\omega$ SST possui relativo baixo custo computacional comparado aos modelos LES (*Large Eddy Simulation*) e DNS (*Direct Numerical Simulation*), como ilustra a **Figura 21** (PIOMELLI, 1999; GONÇALVES, 2020).

O modelo $k-\omega$ SST, a exemplo dos modelos $k-\varepsilon$ e o $k-\omega$, é um modelo de viscosidade turbulenta de duas equações. Utilizado para modelar turbulência de escoamentos com gradientes adversos de pressão e separação da camada limite, foi proposto por Menter (1994) e utiliza a formulação dos modelos citados ($k-\varepsilon$ e $k-\omega$).

Esse novo modelo se comporta como um $k-\omega$ próximo à parede e como um $k-\varepsilon$ distante da parede, em corrente livre. Para tal, o modelo $k-\varepsilon$ é descrito em termos da taxa específica de dissipação ω . Os modelos $k-\varepsilon$ e $k-\omega$ são multiplicados por uma função de mistura (F_1) e somados. A função de mistura é definida como um valor único na região interna da camada limite turbulenta (modelo padrão $k-\varepsilon$) e é zero na região distante da camada limite turbulenta (modelo padrão $k-\omega$) (FIUZA e REZENDE, 2019).

O modelo de turbulência $k-\omega$ SST é composto pela equação de transporte da energia cinética turbulenta (k) e pela equação da taxa de dissipação específica (ω), de acordo com as equações (2.10) e (2.11), respectivamente.

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_i k)}{\partial x_i} = \gamma \cdot P_k - \beta_1 \rho k \omega + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\left(\mu + \frac{\mu_{turb}}{\alpha_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] \quad (2.10)$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_i \omega)}{\partial x_i} = \mu A p S^2 - \beta_2 \rho k \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\left(\mu + \frac{\mu_{turb}}{\alpha_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_i} \right] + 2(1 - F_1) \rho \frac{1}{\sigma \omega_2} \frac{\partial k}{\partial x_i} \frac{\partial \omega}{\partial x_i} \quad (2.11)$$

Onde,

- $\frac{\partial(\rho k)}{\partial t}$ é o termo transiente, assim como o $\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t}$;
- μ_{turb} é a viscosidade turbulenta dada por $\mu_{turb} = \frac{\rho k}{\omega} \frac{1}{\max\left(\frac{1}{\alpha^*}, \frac{SF_2}{a_1 \omega}\right)}$;
- F_1 e F_2 são funções de mistura no modelo $k-\omega$ SST;
- S é o valor absoluto da taxa de deformação;
- u_i é a velocidade local;
- μ é a viscosidade cinemática;
- x_i é o tensor de direção das coordenadas;
- β_1 e β_2 são constantes empíricas do modelo SST;
- σ é a difusividade de Prandtl;

- γ é a intermitência;
- P_k é um termo de produção de energia cinemática turbulenta.

2.6.4 FLUXO PULSÁTIL NA CIRCULAÇÃO FONTAN

De um ponto de vista estritamente mecânico, o desempenho do sistema cardiovascular é determinado por uma interação complexa entre contratilidade, pré-carga e pós-carga das quatro câmaras cardíacas¹⁶, interações mecânicas entre essas câmaras e as propriedades de impedância distribuídas nas respectivas redes vasculares (MYNARD; SMOLICH, 2015).

O sangue é bombeado em pressão elevada do ventrículo esquerdo para a aorta. Espalha-se de forma pulsátil da aorta para os demais vasos sanguíneos em um padrão de ramificação. Quanto mais distante do ventrículo esquerdo, menor será a pressão sanguínea, sendo desta forma menos pulsátil, até o retorno ao átrio direito. As ondas rebatidas pelas bifurcações das ramificações retornam à aorta, criando um entalhe dicrótico na forma de onda de pressão, empurrando a válvula aórtica (TU, INTHAVONG e WONG, 2015).

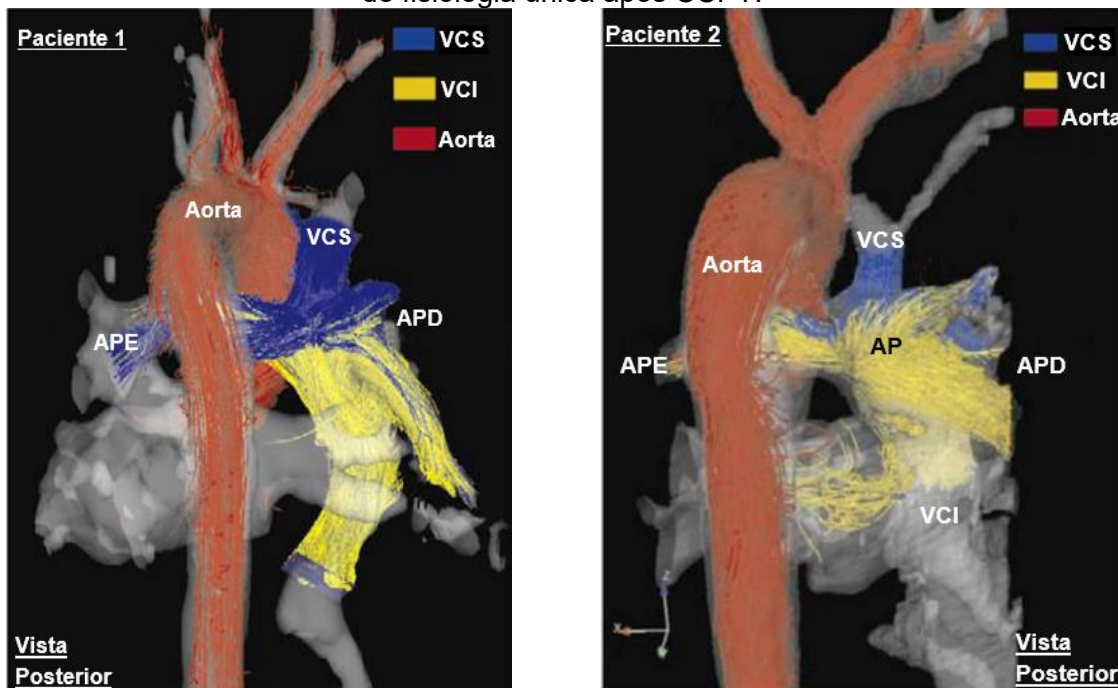
Esse fluxo pulsátil é transiente e claramente instável. De natureza complexa multidirecional, é, por exemplo, alterado pela frequência respiratória, atividade física e postura, sendo, portanto, de difícil caracterização (TU, INTHAVONG e WONG, 2015; MARKL, *et al.*, 2011).

Atualmente, com o uso de ressonância magnética sensível ao fluxo (4D-flow MRI), já é possível a codificação tridimensional das informações deste fluxo sanguíneo multidirecional nos vasos sanguíneos, possibilitando, portanto, a caracterização do escoamento sanguíneo de maneira próxima ao real (MARKL, *et al.*, 2011).

Markl, *et al.* (2011) estudaram as características do fluxo cardíaco, utilizando o 4D-flow MRI em quatro voluntários saudáveis e compararam com quatro voluntários com Circulação Fontan, em conexão cavopulmonar total (CCPT), na sigla em inglês. Realizaram o mapeamento do escoamento sanguíneo nas cavas inferior (VCI) e superior (VCS) e nas artérias pulmonares direita e esquerda anastomosadas, caracterizando, portanto, o fluxo cirurgicamente alterado, como ilustrado na **Figura 22**.

¹⁶ Átrio e ventrículo direito e átrio e ventrículo esquerdo.

Figura 22 – Mapas de conectividade de fluxo 3D ilustrando o enchimento da aorta (traços vermelhos) e do sistema pulmonar (traços amarelos e azuis) em dois pacientes de ventrículo de fisiologia única após CCPT.



Fonte: Markl, et al. (2011).

Identificaram nas amostras que:

1. O fluxo da veia cava inferior contribui igualmente para o preenchimento das artérias pulmonares esquerda (APE) e direita (APD) em todos os pacientes;
2. O fluxo da veia cava superior direcionado para os pulmões esquerdo e direito diferiu entre os pacientes, ocorrendo diferença considerável entre o fluxo para o pulmão esquerdo e para o pulmão direito;
3. O fluxo para a artéria pulmonar direita foi consistente, maior para os pacientes de Fontan em comparação com os pacientes controle normais:

$$\text{Razão de fluxo pacientes com Fontan: } \frac{APD}{APE} = 1,7 \pm 0,6 \quad (2.12)$$

$$\text{Razão de fluxo pacientes controle: } \frac{APD}{APE} = 1,1 \pm 0,1 \quad (2.13)$$

4. A distribuição do fluxo em direção aos pulmões direito e esquerdo depende da posição da anastomose cavopulmonar;

5. Pulsatilidade substancialmente reduzida no retorno venoso e fluxo para os pulmões;
6. Pulsatilidade semelhante das curvas fluxo-tempo da aorta entre pacientes de Fontan em comparação aos pacientes controle, com fluxo de pico reduzido.

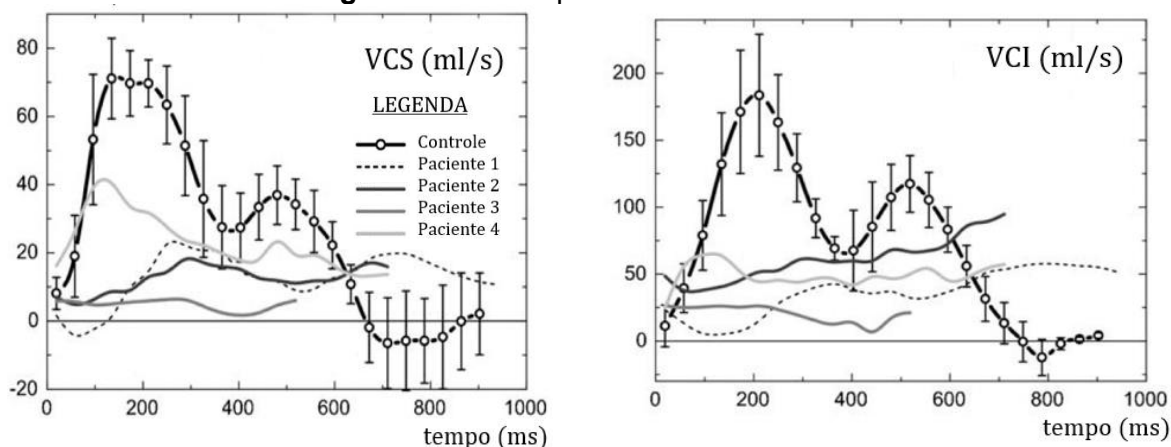
Quadro 4 – Estatística descritiva de pico de fluxo e índice de pulsatilidade (IP) em voluntários saudáveis e pacientes com CCPT.

	Aorta		VCS		VCI	
	Controles	Pacientes	Controles	Pacientes	Controles	Pacientes
Fluxo de pico (mL/s)	436 ± 53	317 ± 74	76 ± 7	22 ± 14	187 ± 42	61 ± 28
Índice de Pulsatilidade	4,4 ± 0,6	4,1 ± 0,2	3,1 ± 1,3	1,3 ± 0,5	2,5 ± 0,8	1,0 ± 0,3

	APD		APE	
	Controles	Controles	Controles	Pacientes
Fluxo de pico (mL/s)	182 ± 25	51 ± 24	172 ± 21	40 ± 19
Índice de Pulsatilidade	4,1 ± 0,6	1,1 ± 0,4	4,1 ± 0,6	1,7 ± 0,8

Fonte: Markl, *et al.* (2011).

Figura 23 – Fluxo pulsátil na VCS e VCI.¹⁷



Fonte: Markl, *et al.* (2011).

Com os dados obtidos da ressonância magnética sensível ao fluxo (4D-flow MRI), Mark, *et al.* (2011) organizaram um descritivo indicando os picos de fluxo e o índice de pulsatilidade¹⁸ (IP) em voluntários saudáveis e pacientes com CCPT (**Quadro 4**). Assim, foi possível traçar a curva que expressa o fluxo na artéria aorta

¹⁷ As barras de erro representam os desvios-padrão interindividuais entre os voluntários. Observe que o paciente 3 apresentou redução clara no fluxo em comparação com voluntários e todos os outros pacientes devido à idade mais jovem (12 anos) em comparação com os outros pacientes (16, 18 e 26 anos).

¹⁸ Índice de pulsatilidade (IP) = (fluxo máximo – fluxo mínimo) / fluxo médio.

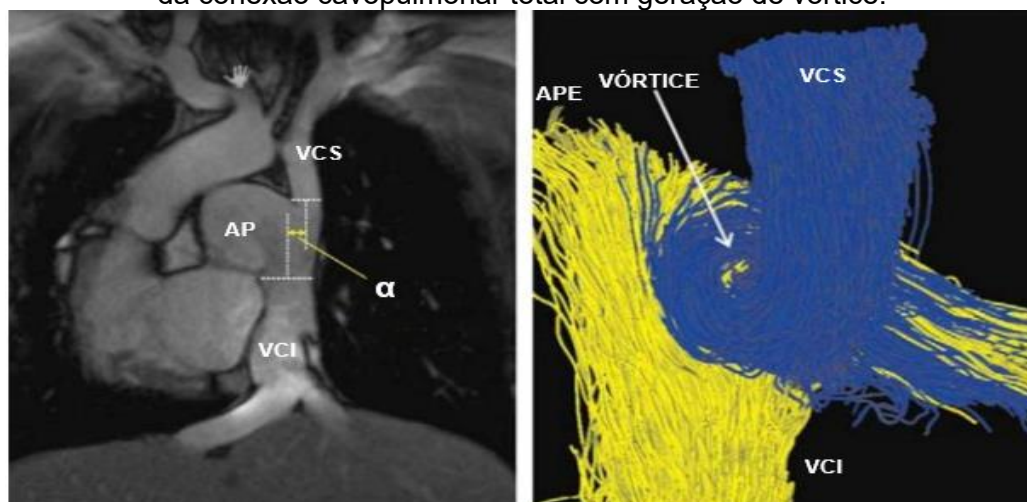
ascendente, veias cavas inferior e superior para cada paciente avaliado e a média do grupo de controle (**Figura 23**).

Os autores reforçam que as alterações de fluxo mais pronunciadas ocorreram no paciente em que o eixo da VCS era mais distante do eixo da VCI, ocorrendo vórtice substancial, indicando perda de energia e eficiência prejudicada no enchimento pulmonar (**Figura 24**).

Na **Figura 24**, destaca-se do lado esquerdo, a ressonância magnética indicando a existência do deslocamento entre o eixo da VCS e o eixo da VCI (α). Já do lado direito, é ilustrado o mapa de conectividade do fluxo 3D, demonstrando a existência de um vórtice do fluxo provindo da VCS para a APD.

Desta forma, concluíram que há significativa importância em se realizar análise individual do fluxo 3D, pois esse tipo de investigação possibilita a elucidação de fenômenos próprios, como o vórtice citado.

Figura 24 – Ilustração da medição do deslocamento (α) entre o eixo da VCS e o eixo da VCI da conexão cavopulmonar total com geração de vórtice.



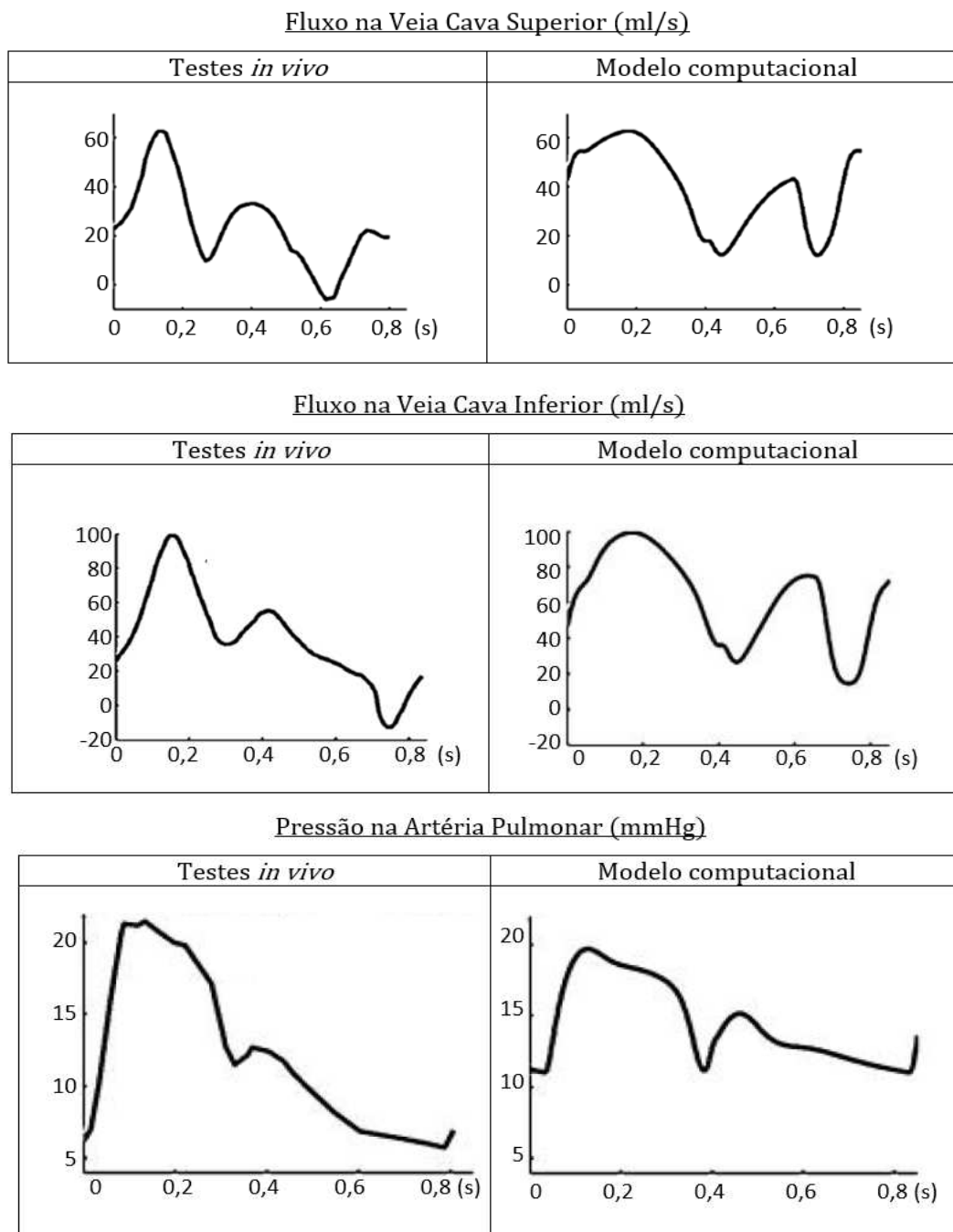
Fonte: Markl, *et al.* (2011).

Há diversas formas de se modelar um sistema circulatório humano. Modelos unidimensionais, relativamente mais simples e com menor custo computacional começaram a ser explorados na literatura. Permitem reproduzir a forma e a intensidade do fluxo pulsátil nos principais circuitos sanguíneos do organismo humano (MYNARD; SMOLICH, 2015).

Mynard e Smolich (2015), com o objetivo de validar seu modelo unidimensional, compararam-no com uma extensa revisão da literatura de medições *in vivo*, de pressão e fluxo, das principais veias e artérias humanas. Na **Figura 25**, destacam-se

comparativos obtidos para o fluxo na veia cava superior e inferior e pressão na artéria pulmonar, por exemplo.

Figura 25 – Comparação do fluxo e da pressão humanos com os gerados pelo modelo unidimensional de Mynard e Smolich (2015).



Fonte: Mynard e Smolich (2015).

Já modelos multidimensionais, como o 2D e o 3D, fornecem informações mais detalhadas do escoamento no espaço, permitindo sua interação, inclusive, com as

paredes dos vasos sanguíneos; porém, com maior complexidade e custo computacional (GONÇALVES, 2020).

A ecografia, ou ultrassonografia com *doppler*, é outro método utilizado para a obtenção da arquitetura vascular e os aspectos hemodinâmicos associados ao escoamento em diferentes vasos sanguíneos (GONÇALVES, 2020). Marr, *et al.*, (2018) reforçam que a ultrassonografia com *doppler* é a técnica de imagem mais utilizada para avaliação do sistema vascular.

Marsden, *et al.* (2006) estudaram os efeitos do exercício e a respiração na eficiência hemodinâmica da CCPT. Até então, os estudos negligenciaram os supostos efeitos da respiração e os estados de estresse mais elevados, como quando ocorre exercício. Desta forma, utilizaram a CFD para simular o fluxo sanguíneo em dois modelos de Fontan.

Uma vez que a CCPT desempenha papel fundamental nas perdas de energia e conseqüentemente no resultado de Fontan, as cirurgias são consideradas sem sucesso se surgirem condições hemodinâmicas adversas, como gradiente de pressão significativo, o que para o fluxo venoso passivo podem ser apenas alguns milímetros de mercúrio, ou distribuição desigual entre os pulmões esquerdo e direito.

Assim, a hipótese dos autores é de que as condições em exercício sejam ainda mais importantes para o efeito tardio da Circulação Fontan, sendo um preditor de morbidade e mortalidade pós-operatória. Além do mais, não são só os efeitos diretos do exercício que eram desconhecidos para a Circulação Fontan, mas também o impacto que a respiração impõe sobre a taxa de fluxo.

Por meio da ecocardiografia e cateterismo desses pacientes, foi constatado que a velocidade do fluxo da VCI apresentava variação respiratória significativa, bem como menor pulsatilidade. Já na VCS não foi evidenciada variação respiratória, mas sim pequena pulsatilidade.

Para a realização deste trabalho, Marsden, *et al.* (2006) consideraram três níveis de exercício (leve, moderado e pesado) bem como as paredes dos vasos como rígidas. Para as condições de contorno de resistência (relação de pressão por vazão) usadas nas saídas dos ramos da artéria pulmonar, os valores de resistência em todas as saídas do modelo foram reduzidos em 5%, 10% e 15% (exercícios leves, moderados e pesados, respectivamente), de forma consistente com o aumento da taxa de fluxo.

Já para a distribuição do fluxo, foi considerada 50/50 (APE e APD) para o Paciente A e 35% e 65% (APE e APD) para o Paciente B. O fluxo das pulmonares foi então dividido em lobos superior e inferior. O superior recebeu 20% do fluxo, e o inferior, 80% do fluxo.

Hjortdal, *et al.* (2003) estudaram 11 pacientes com 12,4 anos de idade em média e 5,9 anos após a operação de CCPT, por meio de ressonância magnética em tempo real, para medir o fluxo sanguíneo na veia cava superior (VCS), veia cava inferior (VCI) e aorta ascendente sob inspiração e expiração durante o exercício supino de membros inferiores (repouso 0,5 e 1,0 W/kg) em uma bicicleta ergométrica, e concluíram que a circulação da VCI e dos fluxos aórticos aumentou com o exercício de perna supina, diferentemente da VCS. Com a conclusão do protocolo foi evidenciado aumento da frequência cardíaca e respiratória com o aumento dos níveis do exercício (**Quadro 5**).

Quadro 5 – Frequência cardíaca, frequência respiratória e duração da fase inspiratória relativa a todo o ciclo respiratório (fração inspiratória) durante medições de fluxo em repouso e durante o exercício.

	Frequência Cardíaca min ⁻¹	Frequência Respiratória min ⁻¹	Fração Inspiratória
Descanso	74±14	21±4	0,35±0,05
0,5 W/kg	90±11	30±7	0,41±0,04
1,0 W/kg	104±8	35±8	0,41±0,04

Fonte: Hjortdal, *et al.* (2003).

O **Quadro 6** ilustra as taxas de fluxo para o grupo de estudo e o impacto da respiração. Evidenciou-se que as taxas médias de fluxo da aorta e da VCI subiram significativamente com o aumento da carga de exercício, enquanto que no fluxo da VCS as taxas mantiveram-se inalteradas.

As taxas do fluxo aórtico foram ligeiramente mais baixas na inspiração em comparação à expiração, tanto para repouso quanto para exercício. Já para a VCI, as taxas do fluxo na inspiração foram significativamente maiores que na expiração, para ambos os estados (repouso e exercício). E finalmente, para a VCS, não foram observadas mudanças de fluxo com a respiração.

Como conclusão deste estudo, Hjortdal, *et al.* (2003) identificaram que na CCPT a circulação da VCI e os fluxos aórticos aumentam com o exercício de perna

supina, o que não aconteceu com a VCS. A inspiração facilita o fluxo da VCI em repouso, mas menos durante o exercício, quando a bomba periférica parece ser mais importante.

Quadro 6 – Taxas médias de fluxo sanguíneo em dois ciclos respiratórios e taxas de fluxo médias correspondentes durante a inspiração e expiração na aorta, VCI e VCS em repouso e em dois níveis diferentes de exercício.

	Aorta (L/min/m ²)	VCI (L/min/m ²)	VCS (L/min/m ²)
Descanso			
Fluxo no ciclo respiratório	2,99±0,83	1,6±0,52	1,26±0,34
Fluxo na inspiração	2,85±0,73	2,99±1,25	1,26±0,32
Fluxo na expiração	3,24±0,91	0,83±0,44	1,29±0,42
Fração de fluxo inspiratório	1,0±0,1	1,9±0,5	1,0±0,2
0,5 W/kg			
Fluxo no ciclo respiratório	3,97±1,2	2,58±0,71	1,27±0,42
Fluxo na inspiração	3,84±1,24	3,86±1,29	1,37±0,56
Fluxo na expiração	4,33±1,48	1,79±0,65	1,21±0,39
Fração de fluxo inspiratório	1,0±0,1	1,5±0,2	1,1±0,3
1,0 W/kg			
Fluxo no ciclo respiratório	4,62±1,49	3,25±1,23	1,27±0,46
Fluxo na inspiração	4,31±1,57	4,36±2,04	1,23±0,47
Fluxo na expiração	4,88±1,5	2,39±1,15	1,36±0,57
Fração de fluxo inspiratório	0,9±0,1	1,4±0,3	1,0±0,3

Fonte: Hjortdal, *et al.* (2003).

Com estes dados produzidos por Hjortdal, *et al.* (2003), Marsden, *et al.* (2006) construíram um modelo de respiração para simular o fluxo variado da VCI em simulações de Fontan. A elevada variação das taxas do fluxo da VCI é consistente com a grande capacitância venosa na parte inferior do corpo e permite o acúmulo de sangue durante a expiração e liberação do sangue armazenado durante a expiração. Já a menor variação do fluxo da VCS em relação à respiração é explicada pela baixa capacitância venosa na região superior do corpo (MARSDEN, *et al.*, 2010).

Desta forma, por meio de um polinômio, foi criado um modelo respiratório para descrever a inspiração e outro para descrever a expiração. A taxa de fluxo média total ao longo do ciclo respiratório é dada pela seguinte equação:

$$Q_{\text{médio}} = I_F Q_I + (1 - I_F) Q_E \quad (2.14)$$

Onde,

- I_F é a fração inspiratória;
- Q_I é a taxa de fluxo média durante a inspiração;

- Q_E é a taxa de fluxo média durante a expiração.

O tempo de inspiração T_I e expiração T_E é dado pelas seguintes equações:

$$T_I = I_F T_R \quad (2.15)$$

$$T_E = T_R - T_I \quad (2.16)$$

Onde,

- $T_R = \frac{1}{R}$ é o tempo para um ciclo respiratório;
- R é a frequência respiratória.

A forma polinomial para a inspiração com coeficientes a , b e c , e outra para a expiração com os coeficientes d , f e g :

$$q_I(t) = at^2 + bt + c \quad (2.17)$$

$$q_E(t) = dt^2 + ft + g \quad (2.18)$$

As equações (2.19) a (2.24) foram aplicadas para resolver os coeficientes desconhecidos do modelo. As equações (2.19) e (2.20) impõem as taxas de fluxo médias na inspiração e expiração para corresponder aos valores médios medidos.

$$Q_I = \frac{1}{T} \int_0^{T_I} q_I(t) dt \quad (2.19)$$

$$Q_E = \frac{1}{T_R - T_I} \int_{T_I}^{T_R} q_E(t) dt \quad (2.20)$$

Já as equações (2.21) e (2.22) garantem a continuidade de C^0 na taxa de fluxo no final da inspiração, $t = T_I$ e periodicidade entre o início da inspiração, $t = 0$, e o final da expiração, $t = T_R$.

$$q_I(t = T_I) = q_E(t = T_I) \quad (2.21)$$

$$q_I(t = 0) = q_E(t = T_R) \quad (2.22)$$

O nível do fluxo retrógrado na expiração é determinado como uma fração do fluxo médio:

$$q_E(t_{min}) = F_r(Q_{médio}) \quad (2.23)$$

Onde,

- t_{min} é encontrado definindo a derivada para zero;
- F_r é o fluxo retrógrado.

A condição final fixa a vazão no início da inspiração:

$$q_I(t = 0) = Q_0 \quad (2.24)$$

Onde,

- $Q_0 = 0$ se houver fluxo retrógrado (para os casos de repouso e exercício leve);
- $Q_0 = F_R Q_{médio}$ se não houver fluxo retrógrado (para os casos de exercício moderado e pesado).

Desta forma, Marsden, *et al.* (2006) definiram seis equações ((2.19) a (2.24)) para resolver seis incógnitas do problema, resultando em um sistema não linear.

Com os dados contidos no **Quadro 6** e no **Quadro 7**, foram obtidas as curvas ilustradas na **Figura 26**. Na esquerda há a indicação do fluxo cardíaco típico de um paciente de Fontan, obtido por RM. Na direita, foi plotada a forma do fluxo com a inspiração em vermelho e a expiração em azul. O pico de fluxo ocorre um pouco antes do final da inspiração.

Como conclusão, evidenciaram que os resultados (pressão e fluxo) obtidos pelo modelo de respiração, calculados, comparam-se qualitativamente muito bem com os dados obtidos pela ecocardiografia e os traçados de pressão por cateterismo.

Quadro 7 – Parâmetros do modelo de respiração usados para entrada da VCI com condições de contorno em repouso e três níveis de exercício.

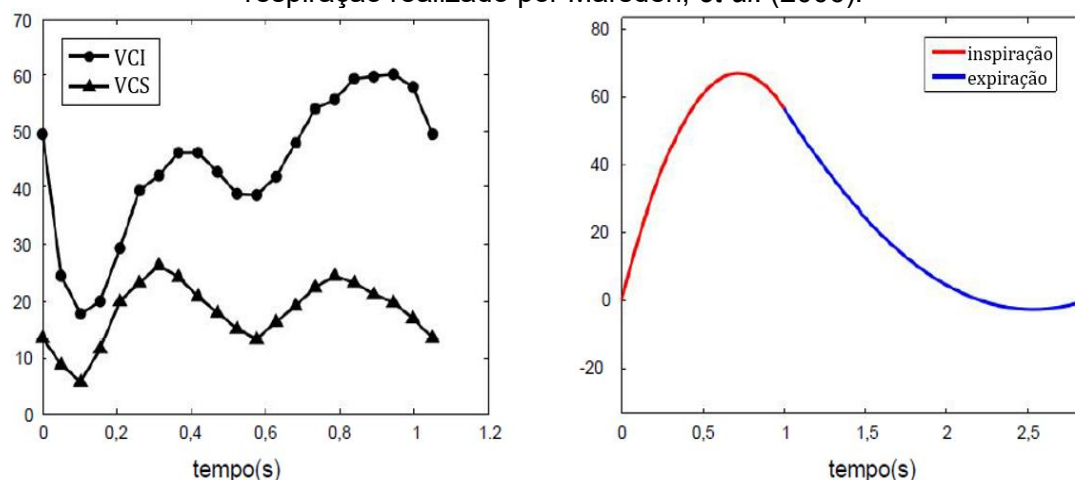
Nível de Exercício	Frequência Cardíaca (por minuto)	Frequência respiratória (por minuto)	FR
Descanso	63	21	-0,10
Exercício Leve	105	35	-0,03
Exercício Moderado	135	45	0,24
Exercício Intenso	165	55	0,41

Fonte: Marsden, *et al.* (2006).

Wei, *et al.* (2016), estudaram a utilização da condição de contorno (CC) do tempo médio do fluxo em vez do fluxo pulsátil nas simulações cardiovasculares com o intuito de reduzir o tempo de processamento da simulação.

O estudo utilizou simulações de CFD específicas de 101 pacientes de Fontan para comparar as condições de contorno de tempo de fluxo médio e pulsátil, utilizando as métricas de perda de potência e distribuição do fluxo hepático.

Figura 26 – Forma de onda indicando o fluxo sanguíneo para condições de contorno de entrada. À esquerda, dados extraídos do paciente *in vivo*. À direita, ilustração do modelo de respiração realizado por Marsden, *et al.* (2006).



Fonte: Marsden, *et al.* (2006).

Como métricas hemodinâmicas, utilizaram a pulsatilidade do fluxo, que define a forma da onda do fluxo, a qual é quantificada pelo índice de pulsatilidade (IP), pela seguinte equação:

$$IP = \frac{Q_{max} - Q_{min}}{2 \times Q_{médio}} \times 100\% \quad (2.25)$$

Onde,

- Q_{max} é a taxa de fluxo máxima no vaso ao longo de um ciclo cardíaco;
- Q_{min} é a taxa de fluxo mínima no vaso ao longo de um ciclo cardíaco;
- $Q_{médio}$ é a taxa de fluxo média no vaso ao longo de um ciclo cardíaco.

Um nível geral de pulsatilidade da conexão de Fontan pode ser representado pelo índice de pulsatilidade total ponderado (wIP_{total}), conforme segue:

$$wIP_{total} = \frac{wIP_{inlet} + wIP_{outlet}}{2} \quad (2.26)$$

Onde,

- wIP_{inlet} é o índice de pulsatilidade ponderada do fluxo de entrada;
- wIP_{outlet} é o índice de pulsatilidade ponderada do fluxo de saída, representado pelas equações:

$$wIP_{inlet} = \sum_{i=all\ inlets} IP_i \frac{\bar{Q}_i}{\sum_{k=all\ inlets} \bar{Q}_k} \quad (2.27)$$

$$wIP_{outlet} = \sum_{i=all\ outlets} IP_i \frac{\bar{Q}_i}{\sum_{k=all\ outlets} \bar{Q}_k} \quad (2.28)$$

Já a perda de potência (PP) na PCFC foi definida usando uma análise de energia do volume de controle da conexão de Fontan:

$$PP = \sum_{inlets} \int \left(p + \frac{1}{2} \rho v^2 \right) v \cdot dA - \sum_{outlets} \int \left(p + \frac{1}{2} \rho v^2 \right) v \cdot dA \quad (2.29)$$

Onde,

- ρ é a densidade do sangue;
- p é a pressão estática;
- v é a velocidade;
- A é a área do vaso.

A média da distribuição do fluxo hepático e a perda de potência indexada (iPP) foram calculadas ao longo de um ciclo cardíaco após a solução se tornar periodicamente estável, sendo a iPP definida como segue:

$$iPP = \frac{\overline{PP}}{\rho \bar{Q}_s^3 / ASC^2} \quad (2.30)$$

Onde,

- \bar{Q}_s é o fluxo sistêmico médio no tempo;
- \overline{PP} é a perda de potência média no tempo;
- ASC é a área de superfície corporal.

A sensibilidade do uso de condições de contorno simplificadas, como a média de tempo no artigo de Wei, *et al.* (2016), foi definida como a discrepância entre as métricas hemodinâmicas entre as simulações usando estas condições de contorno em relação às métricas das simulações com fluxo pulsátil. Quanto menor a discrepância, menos sensível é a métrica ao usar a condição de contorno média de tempo. Assim, a sensibilidade em relação à distribuição de fluxo hepático (DFH) e a perda de potência indexada (iPP) foram quantificadas pelos índices dDFH e diPP, respectivamente.

$$dDFH = |DFH_{pCC} - DFH_{mtCC}| \quad (2.31)$$

$$diPP = \frac{|DFH_{pCC} - DFH_{mtCC}|}{iPP_{pCC}} \times 100\% \quad (2.32)$$

Onde,

- O índice *pCC* representa a condição de contorno pulsátil;
- O índice *mtCC* representa a condição de média de tempo.

Os dados demográficos dos pacientes utilizados na pesquisa foram sintetizados no **Quadro 8**, e os dados do fluxo, no **Quadro 9**. O número de Reynolds descrito no **Quadro 9** foi calculado com base no diâmetro da VCI e na taxa de fluxo, sendo essas taxas indexadas pela área de superfície corporal. No **Quadro 10**, foram apresentados os diâmetros dos vasos normalizados pela raiz quadrada da área de superfície corporal.

Quadro 8 – Informações demográficas dos pacientes (n = 101). Os dados são relatados como média ± desvio-padrão.

Idade (anos)	12,3±8,1
Área de superfície corporal (m ²)	1,23±0,51
Sexo (masculino/feminino)	67/34
Bilateral / VCS única	20/81
Conexão Fontan Intra-atrial / extracardíaca	65/36
SCEH /não SCEH	40/61

Fonte: Wei, *et al.* (2016).

Quadro 9 – Dados dos fluxos dos 101 pacientes. Os dados são relatados como média ± desvio-padrão.¹⁹

Número de Reynolds (RE)	554 ±239
Distribuição do fluxo pulmonar (%APE)	44±12
Q _{vci} (L/min/m ²)	1,70±0,55
Q _{vcs} (L/min/m ²)	1,02±0,53
Q _{ape} (L/min/m ²)	0,95±0,65
Q _{apd} (L/min/m ²)	1,14±0,66
Q _{vcsL} (L/min/m ²) (n = 21)	0,68±0,35
Q _{az} (L/min/m ²) (n = 2)	1,07±0,39
Q _{apds} (L/min/m ²) (n = 24)	0,24±0,37
iQ _s (L/min/m ²)	2,79±0,78
wIP _{inlet} (%)	45±18
wIP _{outlet} (%)	49±26
wIP _{total} (%)	47±19

Fonte: Wei, *et al.* (2016).

¹⁹ Os índices *vcsL*, *az* e *apds* são abreviaturas de Veia Cava Superior Lateral, Veia Ázigo, Artéria Pulmonar Direita Superior; e a abreviatura *iQs* significa Fluxo Sistêmico Indexado.

Quadro 10 – Características geométricas de corte. Os dados são relatados como média \pm desvio-padrão.

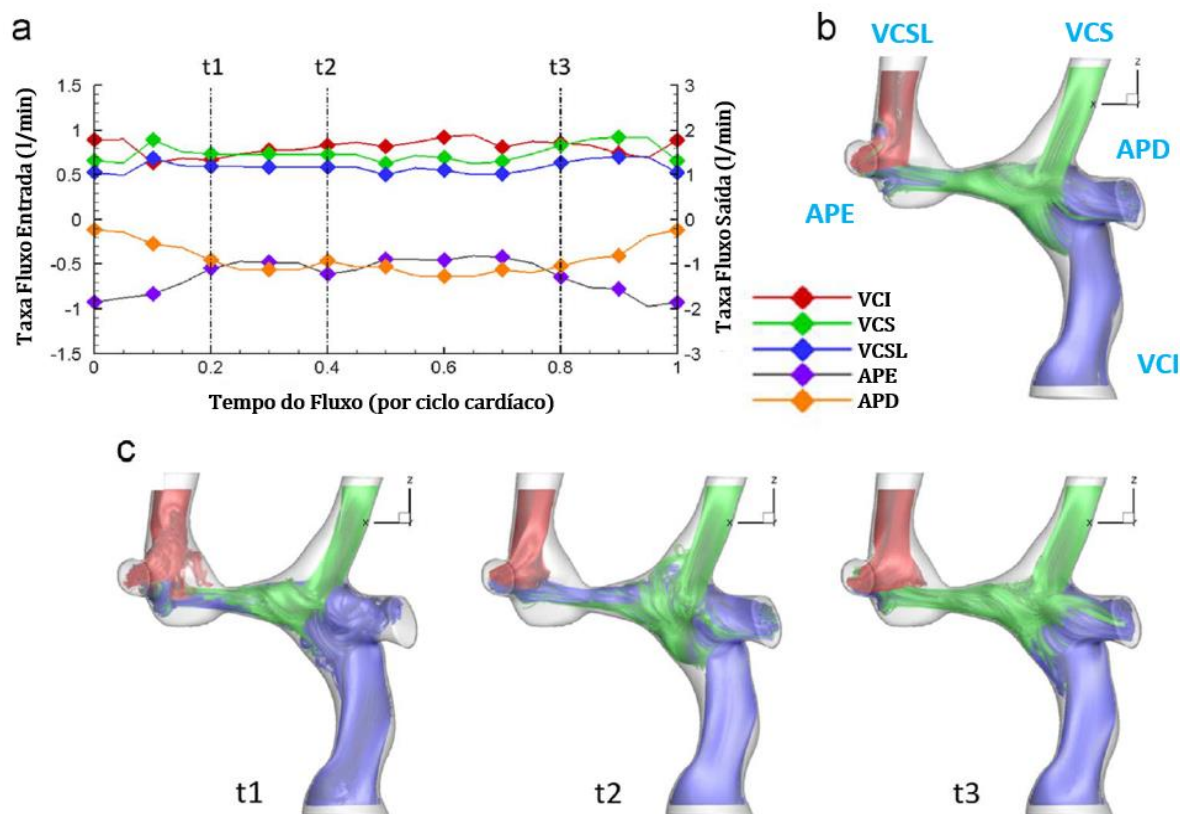
Diâmetro do Vaso (mm/m)	VCI	VCS	APE	APD	APDS (n=24)	VCSL (n=21)	AZ (n=2)
Mínimo	15.9 \pm 3.3	12.8 \pm 3.1	8.6 \pm 2.9	10.7 \pm 3.0	6.9 \pm 1.6	9.0 \pm 2.0	7.1 \pm 2.2
Média	19.0 \pm 4.1	14.7 \pm 3.7	11.6 \pm 3.0	12.8 \pm 3.3	8.3 \pm 1.8	10.8 \pm 2.8	8.3 \pm 2.6
Máximo	22.9 \pm 5.7	17.6 \pm 4.5	17.1 \pm 5.2	16.5 \pm 4.7	10.6 \pm 3.1	13.4 \pm 4.9	12.7 \pm 3.0
Deslocamento das veias	VCI deslocada com VCS*				VCI deslocada com VCSL*		
	0.25 \pm 0.33				1.55 \pm 0.93		
Ângulos (graus)	VCI-VCS	VCI-APE	VCI-APD	VCS-APE	VCS-APD	APE-APD	
	133 \pm 22.5	109 \pm 17	87 \pm 15	106 \pm 16	100 \pm 13	107 \pm 28	
Ângulos (graus)	VCI-VCSL	VCSL-VCS		VCSL-APE	VCSL-APD		
	132 \pm 36	56 \pm 31		102 \pm 13	122 \pm 21		

*Normalizado pelo diâmetro médio da VCI.

Fonte: Wei, *et al.* (2016).

A **Figura 27** ilustra um exemplo para uma geometria com duas entradas de VCS, indicando as diferenças nos campos de fluxo ao longo de um ciclo cardíaco entre simulações utilizando CCs de tempo médio e pulsáteis.

Figura 27 – Exemplo das diferenças nos campos de fluxo ao longo de um ciclo cardíaco entre simulações, usando condições de contorno de tempo médio e pulsáteis, baseado em simulações.



Fonte: Wei, *et al.* (2016).

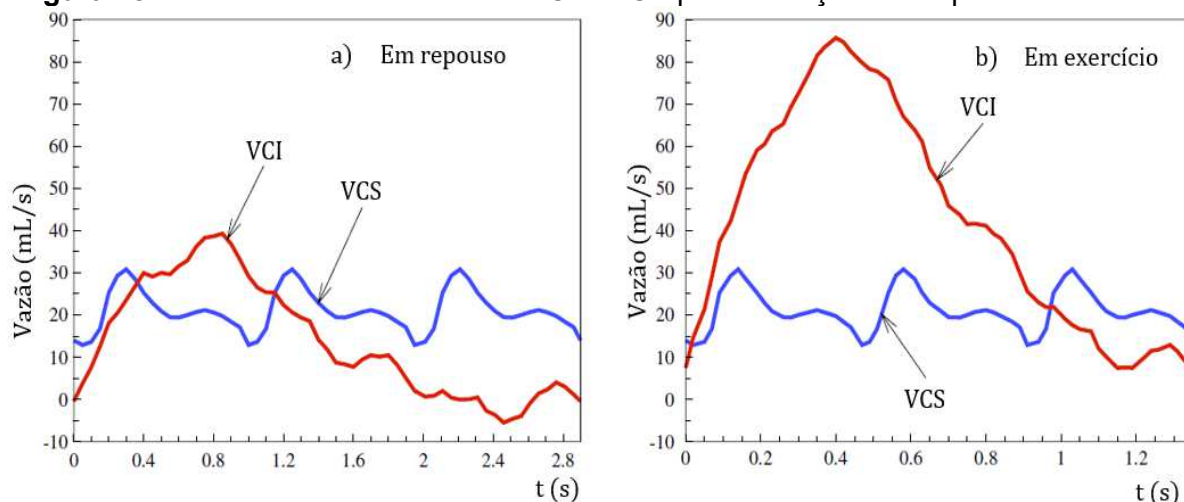
Nesta figura, as linhas de fluxo de uma CCPT obtidas por meio de CFD são ilustradas em (b) com condições de contorno com média de tempo; e em (c), com condições de contorno pulsáteis. As formas de onda de fluxo correspondentes são mostradas em (a).

Após análise dos fatores demográficos, geometrias e fluxos, foram realizados Gráficos de Band-Altman iPP e DFH para as condições de contorno de tempo médio *versus* pulsáteis demonstrando as diferenças de iPP e DFH de -24,3% e -4,4%, respectivamente, com base em seus valores médios. A diferença de -24,3% no iPP indicou que a condição de contorno em média de tempo não é uma boa substituição à condição de contorno pulsátil na avaliação do iPP.

Já para DFH, mesmo que a diferença média tenha sido de apenas -4,4%, os limites de concordância de 95% para DFH foram de 753,5%, implicando que a condição de contorno com média de tempo não pode ser usada diretamente como substituto da condição pulsátil para avaliar o DFH.

Por fim, Bazilevs, *et al.* (2009) ilustraram as vazões médias em função do tempo para as cavas inferior e superior (**Figura 28**). É evidente que o fluxo da VCS é sincronizado com o ciclo cardíaco, enquanto o fluxo da VCI é sincronizado com o ciclo respiratório. Desta forma, os autores consideraram o trabalho de Marsden, *et al.* (2006), no qual relacionavam os efeitos do exercício e respiração na eficiência hemodinâmica em CFD para CCPT.

Figura 28 – Taxas de fluxo de entrada VCI e VCS para condições de repouso e exercício.



Fonte: Bazilevs, *et al.* (2009).

2.7 INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA (FLUID STRUCTURE INTERACTION – FSI)

A FSI é um fenômeno de interação entre um fluido e um sólido que surge em sistemas em que a estrutura sólida pode se deformar devido à ação do fluxo do fluido ao seu redor ou dentro dela, ou vice-versa (AHAMED, *et al.*, 2017).

A interação fluido-estrutura ocorre comumente na engenharia. Por exemplo, a ação do vento sobre estruturas como edifícios, pontes e aeronaves; o escoamento em canais e vertedouros; a interação da água em barragens; e até mesmo na bioengenharia, como nos escoamentos cardiovasculares.

As paredes dos vasos sanguíneos são os limites naturais do domínio fluido, interagindo com o fluxo sanguíneo para a FSI. Mesmo que em muitas aplicações o movimento das paredes dos vasos sanguíneos, causado pelas forças hemodinâmicas, seja insignificante, há vasos onde esta deformação é elevada, nos quais pode haver tensões de cisalhamento da parede 50% maiores no pico do fluxo ou durante exercícios, sendo especialmente importante em portadores de aneurisma, por exemplo (DUVERNOIS, *et al.*, 2012).

Tem havido progresso na modelagem utilizando a FSI dos vasos em relação à dinâmica do fluxo sanguíneo, com esforços para aumentar a precisão e a eficiência da modelagem computacional, assim como para o enfrentamento de desafios físicos, como a atribuição de propriedades de paredes hiperelásticas (DUVERNOIS, *et al.*, 2012).

Por outro lado, a modelagem CFD do fluxo sanguíneo, utilizando a suposição simplificadora de que as paredes dos vasos estudados são rígidas, continua sendo a solução dominante, seja pela facilidade de obtenção de programas específicos, seja pela menor necessidade de recursos computacionais. Porém, para que a modelagem seja realizada, o fluxo sanguíneo e a deformação da parede do vaso precisam ser tratados como acoplados (TAKIZAWA, *et al.*, 2012).

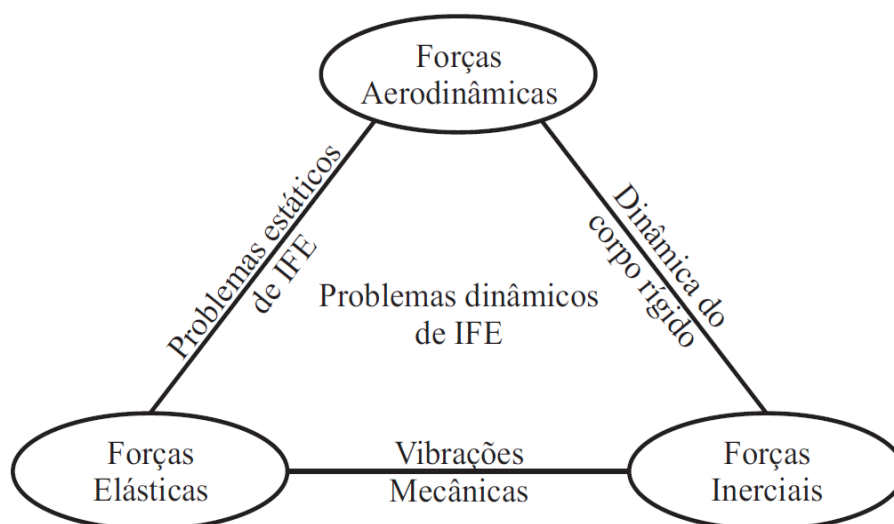
A FSI, portanto, é o acoplamento entre leis físicas distintas, como a fluidodinâmica e a mecânica estrutural. No caso deste trabalho, o sangue é o fluido e a parede vascular é a estrutura. Nele, há a consideração do campo de pressão ao término de uma análise CFD e as consequências diretas de uma interface entre os domínios do fluido e da estrutura, sendo necessário que as condições na fronteira dos dois domínios sejam satisfeitas (CARVALHO, 2022).

Collar (1946) foi quem primeiro descreveu problemas de interação fluido-estrutura no campo da aeroelasticidade. Neste trabalho, foram considerados três tipos de forças:

1. Força resultante do escoamento;
2. Força referente à mecânica dos sólidos (força elástica);
3. Força relacionada à dinâmica das estruturas (forças inerciais).

Com o intuito de melhor compreender como esses três tipos de forças são consideradas na modelagem do problema físico, Collar (1946) propôs o seguinte diagrama, apresentado na **Figura 29**.

Figura 29 – Diagrama de Collar.



Fonte: Adaptado de Collar (1946).

Fernandes (2016) analisa o diagrama, dividindo as interações entre as Forças Aerodinâmicas e Forças Elásticas; Forças Elásticas com Forças Inerciais; Forças Inerciais com Forças Aerodinâmicas; e, por fim, as três forças, observando:

1. Problemas envolvendo a ação de forças aerodinâmicas e elásticas – configuram caso estático de interação fluido-estrutura, que se mostra interessante quando a movimentação do sólido é lenta ou amortecida;
2. Problemas envolvendo a ação de forças elásticas e inerciais – mostram-se importantes em casos em que a interação com o meio fluido não é significativa, como problemas de vibrações livres ou forçadas em estruturas robustas;
3. Problemas envolvendo a combinação de forças aerodinâmicas e inerciais – são relevantes para estudos de rajadas e carregamentos aerodinâmicos;

4. Problemas envolvendo a combinação das três forças – consistem num problema dinâmico de interação fluido-estrutura. Nestes casos, o deslocamento da estrutura, provocado ou não pelas forças do fluido, interfere no escoamento, acarretando, segundo o autor, um fenômeno acoplado de grande complexidade.

Em se tratando de acoplamentos, os problemas que envolvem físicas distintas, como é o caso da FSI, podem ser modelados em duas diferentes abordagens: a monolítica ou a particionada (CARVALHO, 2022).

Na abordagem monolítica, os domínios são integrados numa única etapa, em um único sistema de equações algébricas. Os nós coincidem entre as malhas. Como vantagem, as condições de fronteira da interface são satisfeitas simultaneamente para ambos os domínios; porém, necessitando de código adicional externo para acoplamento das interfaces (GONÇALVES, 2022; FERNANDES, 2016).

Na abordagem particionada, as equações governantes são integradas ao tempo separadamente, sendo o acoplamento entre os domínios realizado por meio da transferência de forças e velocidades. Desta forma, os solucionadores são individuais e as informações entre os dois domínios são trocadas em suas interfaces. Esta é a abordagem que tem o solucionador mais competente para cada domínio, podendo resolver problemas de FSI em que nós da malha, na interface, não coincidem necessariamente (GONÇALVES, 2022; FERNANDES, 2016).

A abordagem particionada pode ser dividida em dois grupos:

1. *FSI-1-Way*: FSI de uma via;
2. *FSI-2-Way*: FSI de duas vias.

No método particionado *FSI-1-Way*, o acoplamento é unidirecional, se as informações trocadas entre os domínios na interface seguem apenas uma direção, apresentando algumas desvantagens, como a não representação da ação da estrutura no fluido.

Para esta tese foi utilizada a interação Fluido-Estrutura *FSI-2-Way*, na qual o escoamento do fluido é afetado pela deformação estrutural, ao mesmo tempo que a deformação estrutural é afetada pelo escoamento do fluido. Desta forma, as informações entre os domínios na interface seguem em ambas as direções. A resolução do problema ocorre no mesmo passo de tempo, se repetindo até que ocorra

a convergência do fenômeno estudado nos dois domínios e as informações trocadas na interface (AHAMED, 2017 e BENRA, *et al.*, 2011).

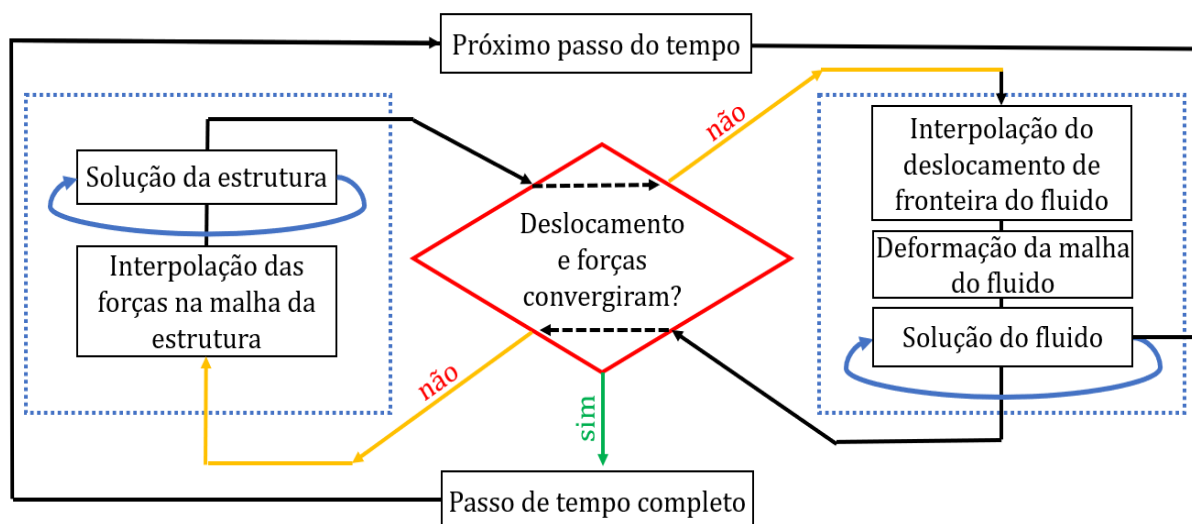
A Interação Fluido-Estrutura em duas vias, ou *FSI-2-Way*, poderá ocorrer de duas maneiras:

- a) Explícita ou fraca;
- b) Implícita ou forte.

O que difere as formas explícita ou fraca da implícita ou forte é a quantidade de iterações de acoplamentos que é feita, sendo realizada apenas uma iteração na explícita, uma vez que no cálculo do deslocamento ou das forças, os valores são obtidos do passo de tempo anterior. Para mais de uma iteração, o processo é conhecido como implícito ou forte (AHAMED, 2017; GONÇALVES, 2022).

A forma explícita é pouco recomendada, pois é menos precisa que a implícita, que é mais realista aos problemas em que membranas ou tecidos biológicos, como é o caso deste trabalho, estão envolvidos (POSSATTI JUNIOR, 2019). Desta forma, onde há forte acoplamento entre os fenômenos estruturais e fluidodinâmicos, onde a variação dos campos de um afetar diretamente o outro, há necessidade de se realizar a abordagem *FSI-2-Way* implícita, cujas etapas foram descritas na **Figura 30**.

Figura 30 – Etapas do método de acoplamento *FSI-2-Way*.



Fonte: Adaptado de Ahamed, *et al.* (2017).

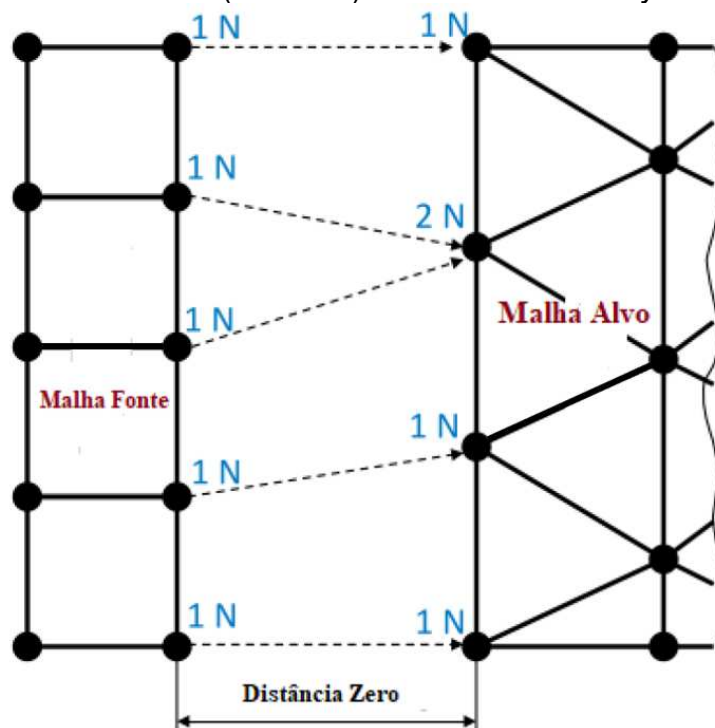
Segundo Ansys® (2023), as malhas para a simulação fluido-estrutural do tipo *FSI-2-Way* devem respeitar uma condição mínima de acoplamento, que varia conforme o programa utilizado para a realização da simulação. Para as simulações

deste trabalho, foi utilizado o programa Ansys® 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG.

Para esse programa, há o requisito de acoplamento entre as malhas num valor superior a 85% para ser viável, uma vez que abaixo deste número o acoplamento não ocorre. A **Figura 31** apresenta a interação entre as malhas.

Assim, na região da fronteira fluida e estrutural, o número de nós e elementos precisa ser o mais semelhante possível, além do tamanho destes elementos. Pois, como descreve Possatti Junior (2019), quanto maior o grau de proximidade destes parâmetros, mais preciso será o acoplamento necessário entre as malhas e, conseqüentemente, melhores serão os resultados obtidos.

Figura 31 – Relação esquemática do acoplamento entre a malha fonte (Escoamento) e a malha alvo (Estrutura) no método *FSI-2-Way*.



Fonte: Ansys® (2016).

3 ESTADO DA ARTE

A dinâmica dos fluidos tem sido amplamente utilizada no ambiente acadêmico para o estudo do desempenho hemodinâmico do sistema vascular, auxiliando em cirurgias com projetos aprimorados. Devido ao avanço dos recursos computacionais a partir dos anos 2000, a possibilidade de uso se expandiu, oportunizando malhas mais refinadas e maior velocidade de processamento (BOVE, *et al.*, 2003).

O estado da arte envolvendo o tema é robusto. Existem inúmeros artigos sobre a simulação da conexão cavopulmonar total, dos quais alguns serão tratados neste tópico. Nestes artigos é feita uma análise CFD cuidadosa em configurações complexas específicas do paciente na tentativa de responder perguntas cujas respostas até o momento são obscuras. Alguns dos trabalhos que serão descritos compararam a perda de energia na junção “T” padrão de Fontan com o modelo “*offset*”, ou melhor, onde os eixos das cavas eram deslocados um do outro (BAZILEVS, *et al.*, 2009).

Os efeitos pós-carga pulmonar na hemodinâmica no procedimento de Glenn Bidirecional foram estudados por Guadagni, *et al.*, em 2001, com a utilização da fluidodinâmica computacional com a aplicação do método dos volumes finitos. Os autores afirmaram que a construção ideal da via cirúrgica é necessária para a obtenção de uma circulação eficiente, sem perdas de energia. O objetivo da pesquisa foi investigar a quantificação da dissipação de energia nas anastomoses e a razão de divisão do fluxo sanguíneo direcionado aos pulmões.

Em 2003, Bove, *et al.* compararam o desempenho hidráulico entre os procedimentos do tipo conexão cavopulmonar parcial (CCPP) com as conexões cavopulmonares totais, partindo de modelos tridimensionais gerados de dados anatômicos derivados de RM, angiocardiogramas e ecocardiogramas.

O trabalho permeou a verificação da minimização de perdas por meio das conexões cavopulmonares, a fim de poupar a limitada energia disponível no fluxo sanguíneo pulmonar após o procedimento de Fontan, obtendo como resultado uma circulação mais eficiente, uma vez que apenas um coração é funcional, sendo, portanto, os projetos anastomóticos cavopulmonares importantes para produzir ótimos resultados clínicos.

De Leval, *et al.* demonstraram, já em 1988, que as perdas de energia são elevadas onde há ângulos agudos, resultando em piores resultados clínicos. Já Sievers, *et al.* (1988) concluíram em estudos experimentais que a turbulência – principalmente em torno das anastomoses realizadas no decorrer do tratamento paliativo de cardiopatias que tendem a ventrículo único – resulta em dissipação de energia, distúrbios de fluxo e má distribuição do fluxo sanguíneo pulmonar.

Migliavacca, *et al.* (2003) utilizaram a CFD para estudar a CCPT partindo de modelos 3D, baseados em geometrias reais obtidas por meio de RM. Uma vez que características de fluxo abaixo do ideal, gradientes de pressão ao longo das conexões cirúrgicas e distribuição desigual do fluxo pulmonar aos pulmões podem representar hipertensão venosa, acúmulo excessivo de líquido e perda de palição efetiva, se faz imperativo avaliar a via cirúrgica para projetar o procedimento cirúrgico ideal.

Jia e Esmaily (2022) reforçam que a taxa de mortalidade entre pacientes de ventrículo de fisiologia única continua elevada, responsabilizando a insuficiência do ventrículo único, síndrome da VCS, artérias pulmonares subdesenvolvidas ou desigualmente desenvolvidas e outras complicações resultantes das operações de Norwood e Glenn bidirecionais.

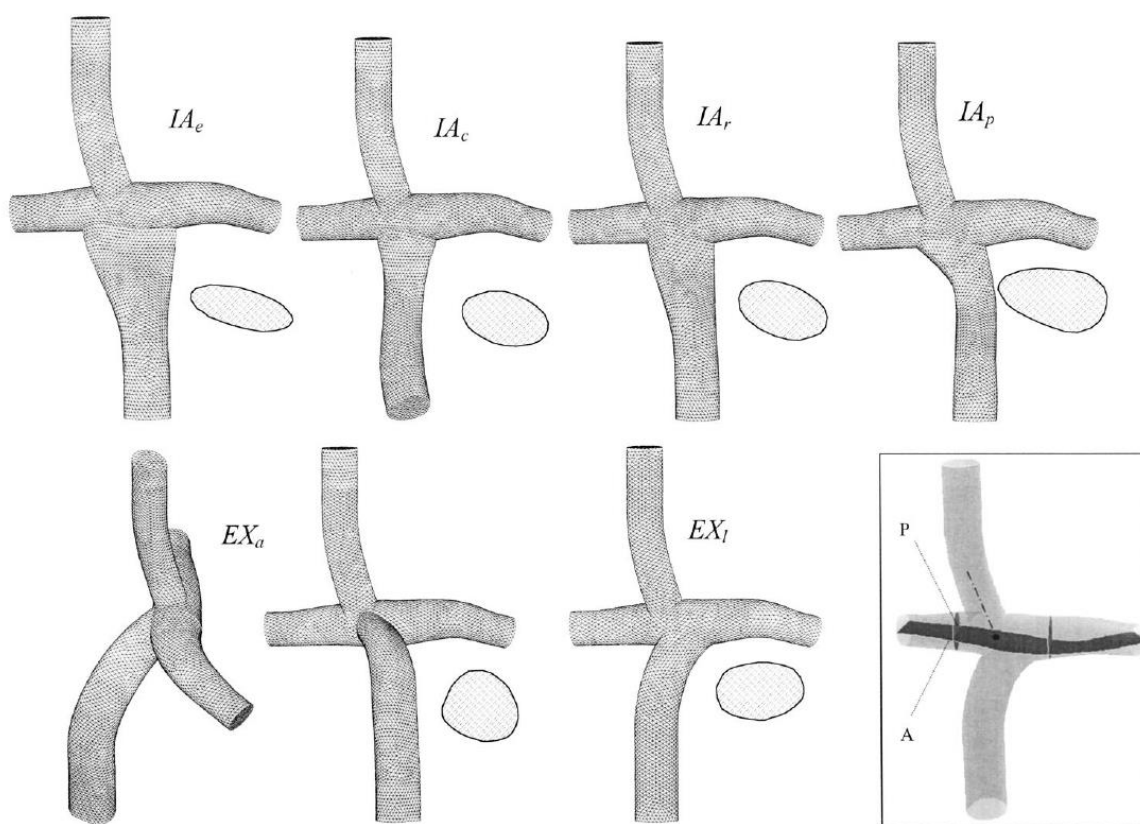
Os autores investigaram em diversas geometrias de CCPT potência dissipada e distribuição do fluxo aos pulmões, considerando os fluxos transientes, além de considerar uma pós-carga pulmonar realística. Esses modelos foram construídos com base em exames de RM e angiocardiogramas, assim como as geometrias de VCS e AP. Para as conexões da VCI com a APD, seis geometrias foram criadas com base em esboço dos cirurgiões cardíacos, representando projetos alternativos típicos de VCI. Quatro geometrias foram feitas considerando conduto intra-atrial (IA)²⁰. Duas geometrias adicionais foram criadas com um duto extracardíaco (EX), conforme ilustra a **Figura 32**, onde:

- IA_e modelo geométrico considerando túnel intra-atrial em formato elíptico;
- IA_c modelo geométrico considerando túnel intra-atrial central;
- IA_r modelo geométrico considerando túnel intra-atrial alargado à direita;

²⁰ Isto significa que um canal semelhante a um tubo é feito dentro do lado direito do átrio, ligando a veia cava inferior à artéria pulmonar.

- IA_p modelo geométrico considerando túnel intra-atrial com remendo em direção à APD;
- EX_a modelo geométrico considerando túnel extracardíaco com inserção da VCI de forma anteroposterior. Para esse modelo, são mostradas duas vistas, uma lateral e outra frontal;
- EX_l modelo geométrico considerando túnel extracardíaco com inserção da VCI em direção ao pulmão esquerdo.

Figura 32 – Geometrias dos modelos TCPC utilizados por Migliavacca, *et al.* (2003).²¹



Fonte: Migliavacca, *et al.* (2003).

Concluíram que a geometria da CCPT – em particular a forma como a anastomose entre a veia cava inferior e a artéria pulmonar é realizada – tem impacto significativo na hemodinâmica local, tanto em termos de dissipação de energia quanto de distribuição de fluxo. Concluíram que a geometria do modelo IA_p foi a que obteve melhor desempenho, com dissipações mínimas de energia.

²¹ As áreas tracejadas representam os cortes transversais anastomóticos inferiores.

Bove, *et al.* (2003) afirmam que os efeitos de um projeto anastomótico cavopulmonar, em que há essas perdas não minimizadas, são ampliados a taxas de fluxo crescente, contribuindo para a diminuição de tolerância a exercícios físicos, observada em pacientes pós-cirurgia de Fontan.

Reforçando esse pensamento, Guadagni, *et al.* (2001) relatam que é imperativo avaliar o procedimento cirúrgico ideal, uma vez que a obtenção de características de fluxo abaixo do ideal, gradientes de pressão nas conexões cirúrgicas e distribuição desigual do fluxo pulmonar para os pulmões podem resultar problemas como hipertensão venosa e acúmulo excessivo de líquido.

Grigioni, *et al.* (2003) estudaram uma CCPT com duto extracardíaco através da CFD para avaliar a perda de energia sob diferentes condições de pressão em diferentes resistências vasculares nas artérias pulmonares. Para isso, foi utilizado um fluxo total de 3 L/min, com distribuição entre a VCI e a VCS igual a 6/4. As perdas de potência hidráulica em três diferentes condições de carga, simulando diferentes resistências dos vasos nas artérias pulmonares, foram numericamente avaliadas e discutidas.

Portanto, o objetivo do trabalho foi contribuir para a definição do conjunto de parâmetros que pudessem minimizar as consequências negativas da Cirurgia de Fontan, tendo em vista a necessidade de assegurar fluxo sanguíneo pulmonar fisiológico ideal.

O modelo geométrico considerado para o trabalho de Grigioni, *et al.* (2003) foi estabelecido conforme dados anatômicos da RM, como segue:

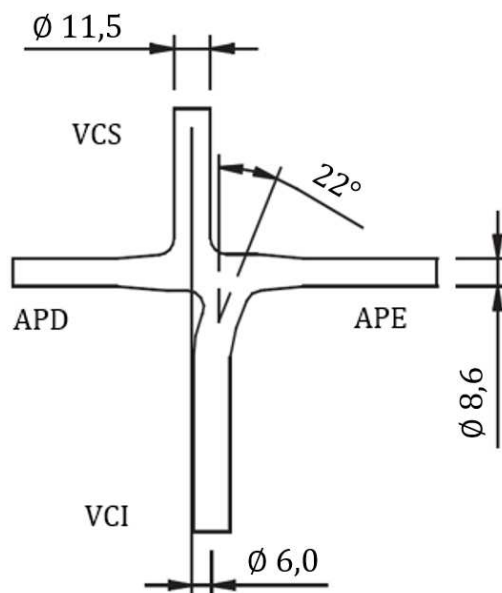
- Diâmetro da VCS = VCI = 11,5 mm;
- Diâmetro da APE = APD = 8,6 mm;
- Deslocamento entre os eixos da VCI em relação à VCS = 6 mm;
- Anastomose entre a VCI e APE realizada através de duto extracardíaco inclinado em direção à APE em 22°.

A **Figura 33** ilustra a seção longitudinal utilizada para a modelagem da CCPT em questão. O sangue foi modelado como um líquido homogêneo e incompressível, considerado newtoniano de fluxo laminar e desconsiderados os efeitos gravitacionais.

Como resultado da investigação, os autores afirmam que o deslocamento entre as veias cavas deve evitar regiões em que a dinâmica dos fluidos locais possa ser

modificada por áreas de recirculação e/ou estagnação, que podem causar dissipação de potência e danos nas paredes dos vasos.

Figura 33 – Esboço do corte longitudinal da configuração CCPT investigada. As dimensões estão em mm.



Fonte: Grigioni, *et al.* (2003).

Os autores reforçam a preocupação com o desequilíbrio nas resistências pulmonares, pois poderá ocorrer ligeira aceleração do fluxo com recirculação em uma das duas artérias pulmonares, propiciando a separação do fluxo. Desta forma, a CCPT assimétrica, com as interações de fluxo nas cavas, resultam em perdas de energia e dissipação viscosa, diminuindo, portanto, a eficiência.

Markl, *et al.* (2011) identificaram – por meio de ressonância magnética sensível ao fluxo (4D-flow MRI) – que as alterações de fluxo mais pronunciadas ocorreram no paciente em que o eixo da VCS era mais distante do eixo da VCI, ocorrendo vórtice substancial, indicando perda de energia e eficiência prejudicada no enchimento pulmonar.

Amodeu, *et al.* (2001), com base em uma ampla revisão bibliográfica, concluíram que ainda há divergências quanto à melhor posição de se anastomosar as cavas em relação às pulmonares. Em uma série de estudos *in vitro*, *in vivo* e computacionais sobre a melhor dinâmica entre os diferentes arranjos espaciais de CCPT, os autores têm concordado que as anastomoses VCS com AP e AP e VCI não devem ser desviadas para lados opostos.

Estes autores relatam melhores resultados na utilização de conexão cavopulmonar extracardiaca total, preferindo posicionar o duto da VCI à esquerda da anastomose realizada pelo Glenn direcional. Relatam que há perigo em posicionar o duto da VCI à direita, porque é potencial o perigo de colisão com a artéria lombar inferior direita.

Para ajudar na elucidação do melhor arranjo espacial das cavas em relação à artéria pulmonar, Amodeu, *et al.* (2001) realizaram análises quantitativas e qualitativas de fluxo em modelos de CCPT, simulando os dois arranjos mais frequentes em modelos de vidro.

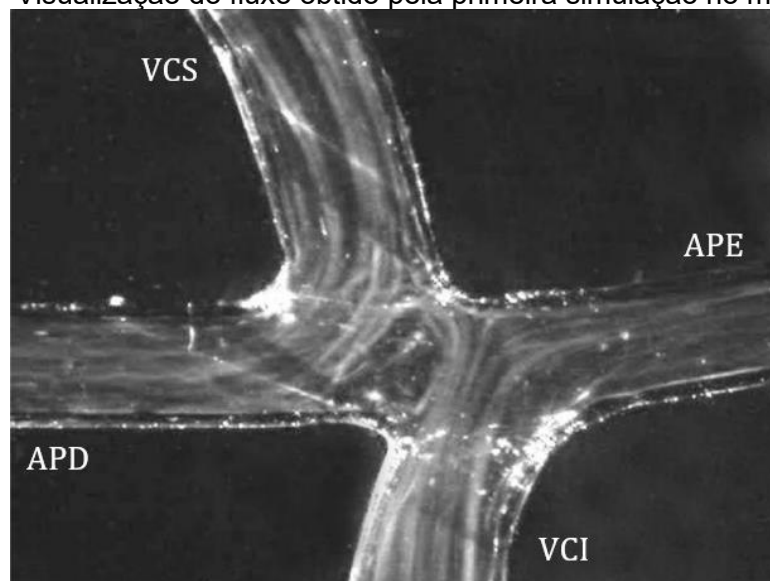
No primeiro, Tipo 1, utilizaram um modelo com as dimensões idênticas às propostas por Grigioni, *et al.* (2003) e já detalhadas na **Figura 33**, onde o eixo da VCI estava defasado do eixo da VCS em 6 mm. No segundo modelo, Tipo 2, o eixo entre as cavas coincidia. Em relação ao tamanho corporal do paciente, foram considerados 10 kg como média de massa corporal e considerado fluxo constante. Para simular a carga arterial pulmonar, realizaram estreitamento dos tubos. Para simular a viscosidade típica do sangue, utilizaram uma solução de água-gliceral, com viscosidade dinâmica de 3,6 cP. Realizaram as medições de pressão a 20 mm do centro da cruz (intersecção das anastomoses), para a VCS, VCI, APD e APE, para razões de fluxo de 1, 2, 3 e 4 L/min. As taxas de fluxo entre a VCS e a VCI (VCS/VCI) foram fixadas em 40:60 e 50:50, respectivamente. As medições quantitativas de fluxo foram realizadas por meio de um *laser* (*Quantel Twin Nd:YAG Q-switched*).

Além do experimento, foi realizado modelo numérico de volumes finitos, utilizando como base as medições *in vitro*, sendo os resultados comparados entre si.

A primeira simulação no modelo Tipo 1 foi considerada uma relação de fluxo VCS/VCI de 40:60, obtendo um fluxo balanceado nas duas artérias pulmonares, com direção preferencial do fluxo da VCI para a APE e da VCS para a APD. Foram observados fluxos unidirecionais em direção à APD da VCS e em direção à APE da VCI. Os autores relatam a observação de vórtice central giratório no sentido anti-horário como consequência das forças de cisalhamento médias geradas pelos dois principais escoamentos provindos das cavas (**Figura 34**).

Para obtenção dos campos de velocidade gerados nos experimentos, foi utilizada a velocimetria de imagem de partículas, fornecendo um mapeamento altamente preciso do fluxo.

Figura 34 – Visualização do fluxo obtido pela primeira simulação no modelo Tipo 1.



Fonte: Amodeu, *et al.* (2001).

Assim, por meio da velocimetria, foi possível identificar que este vórtice parecia direcionar os fluxos das cavas para longe um do outro, evitando colisão significativa, mas ainda permitindo uma mistura adequada, com parte do fluxo da VCI desviado para a APD.

A análise numérica do campo de escoamento para o modelo Tipo 1 confirmou a análise da velocimetria de imagem de partículas. Na **Figura 35 a**, são destacadas as linhas de fluxo de velocidade, e na **Figura 35 b**, é evidenciado o campo de vorticidade. As simulações foram realizadas considerando os seguintes parâmetros:

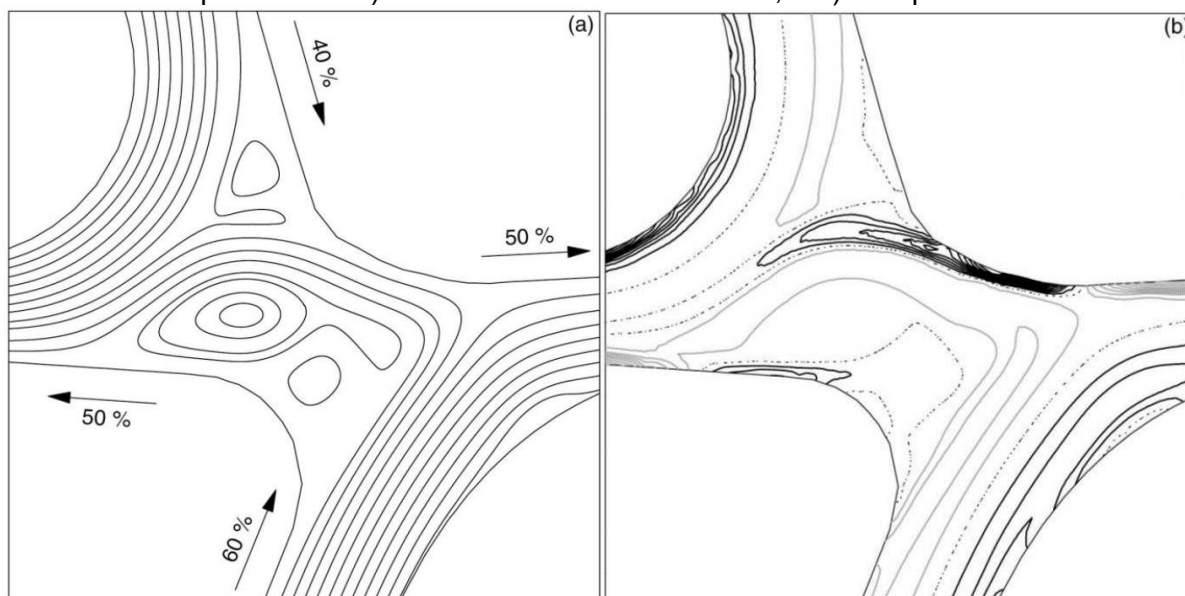
- Número médio de Reynolds (Re) nas artérias pulmonares de 700, correspondendo a 1 L/min em cada artéria pulmonar, gerando, portanto, um fluxo total de 2 L/min;
- 60% do retorno venoso provindo da VCI e os outros 40% da VCS;
- Fluxos pulmonares iguais.

Na **Figura 35 a**, as linhas provindas da VCI se mostraram com forte tendência a se direcionarem à APE, mas parte delas voltou para o outro lado da cruz, ou seja, para a APD.

Os autores confirmam que as características do escoamento na VCS foram reproduzidas de forma satisfatória nos estudos numéricos, possibilitando maior precisão espacial ao experimento. Na zona de circulação central não há queda de pressão no centro, típica de um vórtice. Desta forma, explicam os autores, esta

estrutura de divisão de fluxo foi benéfica, fracamente dissipativa, ajudando na distribuição dos fluxos das cavas às pulmonares de uma forma mais homogênea.

Figura 35 – Simulação numérica do campo de fluxo no modelo do Tipo 1, correspondente ao caso experimental. a) Linhas de fluxo de velocidade; e b) Campo de vorticidade.



Fonte: Amodeu, *et al.* (2001).

A simulação evidenciou que a região do vórtice aparente era uma zona fraca, estagnada, sem vorticidade em seu centro, cercada pelas paredes vasculares e por camadas de criticidade separadas.

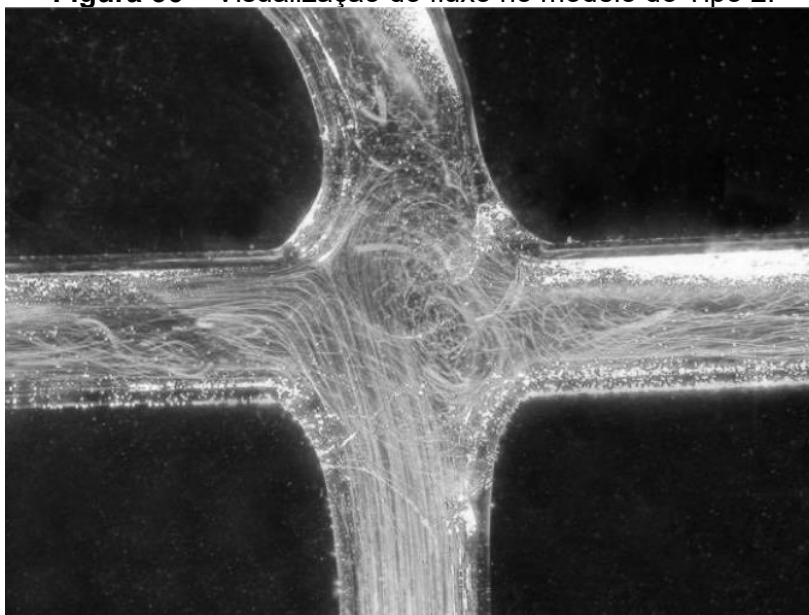
A **Figura 35 b** destaca os contornos do campo de vorticidade, partindo do nível zero com as linhas pontilhadas com passo de 0,5. As linhas cinza representam níveis positivos; e as pretas, níveis negativos. Nota-se que no centro da cruz há baixa vorticidade, sendo maior na camada limite criada ao nível da artéria pulmonar, no lado esquerdo da anastomose com a VCS, pelo fluxo provindo da VCI.

Quando os autores aplicaram a relação de fluxo VCS/VCI de 50:50, houve como resultado um leve desequilíbrio entre as distribuições dos fluxos para as pulmonares, com APE transportando 57,5% do fluxo total, mantendo-se a tendência dos fluxos das cavas para suas artérias preferenciais (VCS para a APD e VCI para a APE). Verificaram que o centro do vórtice se desloca conforme as diferentes proporções de fluxo APD/APE.

Para a simulação do Tipo 2, na qual os eixos entre as cavas coincidiam, a colisão dos fluxos das cavas gerou padrões de vórtices circulares e áreas de estagnação caracterizadas por baixa velocidade, sendo muito menos hidrodinâmicos

do que no modelo do Tipo 1. Constataram também que não havia predominância do fluxo que saía das cavas para as pulmonares, e a existência de dois vórtices ao nível do centro da cruz, com fluxos rodopiantes desenvolvidos antes de perfundir as artérias pulmonares (**Figura 36**).

Figura 36 – Visualização do fluxo no modelo do Tipo 2.



Fonte: Amodeu, *et al.* (2001).

No que se refere ao tema perda de energia, o modelo do Tipo 2 apresentou piores resultados, uma vez que mostrou padrão de fluxo desordenado e, conseqüentemente, perdas de potência maiores do que na configuração do Tipo 1.

Marsden, *et al.* (2006) estudaram o comportamento da CCPT em descanso e em exercícios. O modelo gerado do fluxo sanguíneo por atuação da respiração foi estudado neste trabalho no subcapítulo 2.6.4. Aqui é importante destacar a expressão de desempenho energético obtida, cujas variáveis são o estado de repouso e em exercício. A eficiência energética foi calculada partindo de uma abordagem de volume de controle, na qual os fluxos de energia foram integrados sobre as faces de entrada e saída.

Bazilevs, *et al.* (2009) foram os primeiros a estudar a interação fluido-estrutura (FSI) totalmente acoplada entre as condições hemodinâmicas e a movimentação das paredes vasculares aplicada à CCPT em pacientes de Fontan²². Propuseram abordagem simplificada para a construção da geometria variável das paredes dos

²² Segundo os próprios autores.

vasos sanguíneos e abordaram condições de repouso e em exercício. Compararam também os resultados obtidos das simulações em vasos rígidos com os flexíveis.

Mesmo com a abundância de estudos sobre o assunto tratado neste item, evidenciaram pouco impacto clínico na Cirurgia de Fontan, derivado diretamente das simulações em questão. Julgaram que as limitações dos métodos de simulação usados até então são, em parte, responsáveis para a ínfima aderência clínica. Assim, com a utilização da FSI, pretendiam elucidar parte dessas limitações encontradas.

Os autores citam as duas variantes mais comuns ao procedimento de Fontan. Aquela com conduto extracardíaco (ECC) e a outra, com o túnel lateral, ou Fontan Intracardíaco (LT), sendo que, em ambos os casos, a VCS estava conectada com a APD. Na variante ECC, um tubo é colocado ligando a VCI à artéria pulmonar, realizando-se uma junção no formato da letra “T”. Na variante LT, um remendo semelhante a um túnel foi colocado dentro do átrio para que o sangue que retorna da VCI seja direcionado às APs. Desta forma, uma conexão é feita entre a extremidade do túnel, coincidindo com o topo do átrio direito, conectando-se à face inferior da AP. Assim, obtém-se em ambas as variantes a CCPT, onde o coração bombeia apenas sangue oxigenado.

No artigo em questão, Bazilevs, *et al.* (2009) propõem a reconstrução da espessura da parede do vaso sanguíneo, baseando-se na resolução da equação diferencial parcial de Laplace²³. Em trabalhos anteriores, essa espessura era basicamente relacionada ao raio do vaso e expressa em termos de porcentagem²⁴.

Testaram o método em duas geometrias: em um modelo hipotético, em bifurcação; e em outro, considerando uma geometria característica para Cirurgia de Fontan. Assumiram, para a espessura do vaso na entrada e na saída, o valor de 10% dos respectivos raios médios da região. A obtenção da espessura da parede resultante para os modelos foi muito razoável. O resultado em ambas as geometrias demonstrou um afinamento realista e gradual, segundo os autores, da parede do vaso de maior diâmetro para os ramos menores.

²³ A função para a obtenção da espessura volumétrica “T” é detalhada em Bazilevs, *et al.* (2009).

²⁴ Outros métodos para cálculo da espessura de paredes variáveis são descritos pela literatura, como o modelo de parede de membrana, modelo de parede contínua e modelo de parede contínua com formas arteriais complexas. No entanto, a técnica utilizada naquele artigo é mais generalista e simples (Bazilevs, *et al.*, 2009).

Em cada uma das saídas da geometria, as condições de contorno de resistência são descritas da seguinte forma:

$$\rho = C_r q \quad (3.1)$$

Onde,

- ρ é a pressão;
- C_r é a constante de resistência;
- q é a vazão volumétrica.

Os dados da resistência referem-se aos dados de pressão de cateterismo cardíaco para o paciente em questão. Para condições em exercício, a resistência descrita em repouso foi reduzida em 10%.

Os resultados foram extraídos, portanto, para as condições em repouso e exercício, comparando as paredes rígidas e flexíveis. Para simular a condição em exercício, foi incrementado o fluxo na VCI numa taxa de três vezes, mantendo o fluxo na VCS fixa. Esse método se equipara a valores encontrados em medições de pacientes típicos e, portanto, validados.

Até aquele momento, relatam Marsden, *et al.* (2006), as simulações de fluidodinâmica computacional realizadas neste sistema intratorácico de baixa pressão e fluxo passivo negligenciaram os supostos efeitos importantes da respiração na fisiologia, e os estados de “estresse” mais altos, como com o exercício, nunca foram considerados. Para maior aprofundamento do tema, sugere-se a leitura de Marsden, *et al.* (2006).

Como visto até aqui, a geometria da junção CCPT desempenha papel fundamental nas perdas de energia. Esclarece parcialmente o porquê de alguns pacientes com Circulação Fontan falharem – resultando em mortalidade ou transplantes – ao passo que em outros a capacidade de exercício é significativamente menor ou maior.

Marsden, *et al.* (2006) reforçam este pensamento. As cirurgias são consideradas sem sucesso quando há condições hemodinâmicas adversas, como gradientes de pressão significativos ou distribuição desigual dos fluxos entre as pulmonares. Marsden, *et al.* (2009) resumiram em um quadro as taxas médias de fluxo em repouso e em exercício, usadas em suas simulações, com base nos dados medidos de um grupo de 11 pacientes de Fontan (**Quadro 11**).

Quadro 11 – Taxas médias de fluxo na VCI e VCS, reduções de resistência em repouso e em três níveis de exercícios simulados.

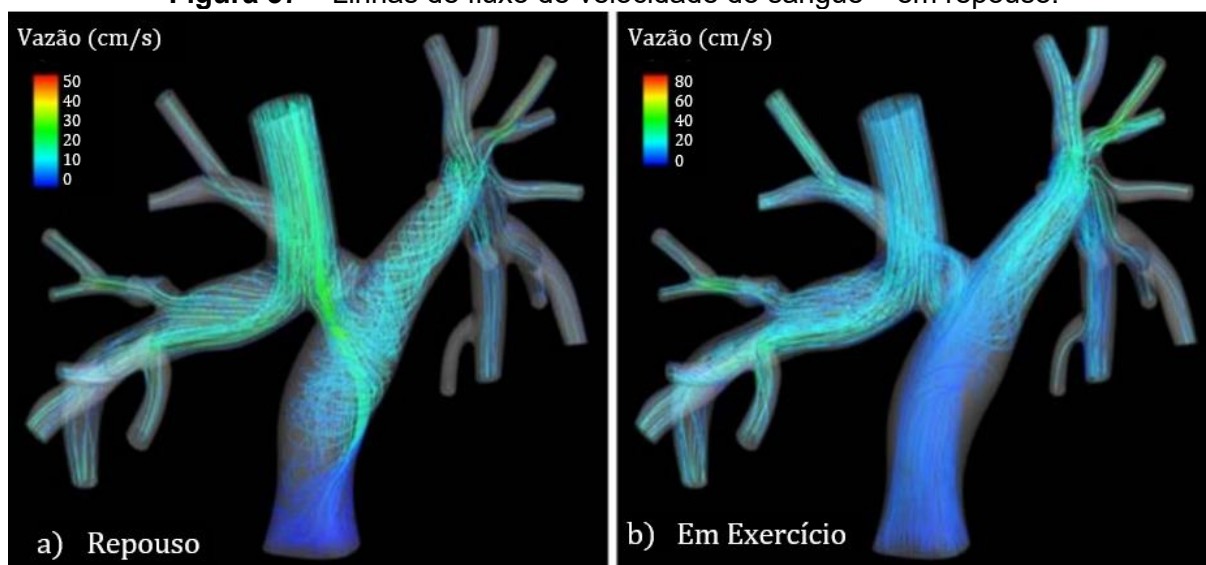
Nível de exercício	VCI (mL/s)	VCS (mL/s)	Queda de resistência
Descanso	17,9	14,1	0%
Exercício Leve	35,8	14,1	5%
Exercício Moderado	53,7	14,1	10%
Exercício Pesado	71,6	21,2	15%

Fonte: Marsden, *et al.* (2009).

Retomando os estudos de Bazilevs, *et al.* (2009), consideraram uma divisão de fluxo APE/APD de 45/55. A distribuição do fluxo para as saídas pulmonares foi agrupada em lobos superior, médio e inferior, sendo as resistências adotadas de 20% para o lobo superior, 40% para o lobo médio e 40% para o lobo inferior, supondo que cada um dos dez segmentos pulmonares recebe fluxo semelhante. A distribuição dentro de cada lobo foi realizada proporcionalmente à sua área de seção transversal na saída.

Com a modelagem finalizada, os autores plotaram vários mapas. O mapa com as linhas de fluxo de velocidade sanguínea em baixa taxa (em repouso e em exercício), **Figura 37**, e em pico de sístole (em exercício para paredes rígidas e flexíveis), além de mapas que descrevem as tensões de cisalhamento da parede em repouso e em exercício.

Figura 37 – Linhas de fluxo de velocidade do sangue – em repouso.

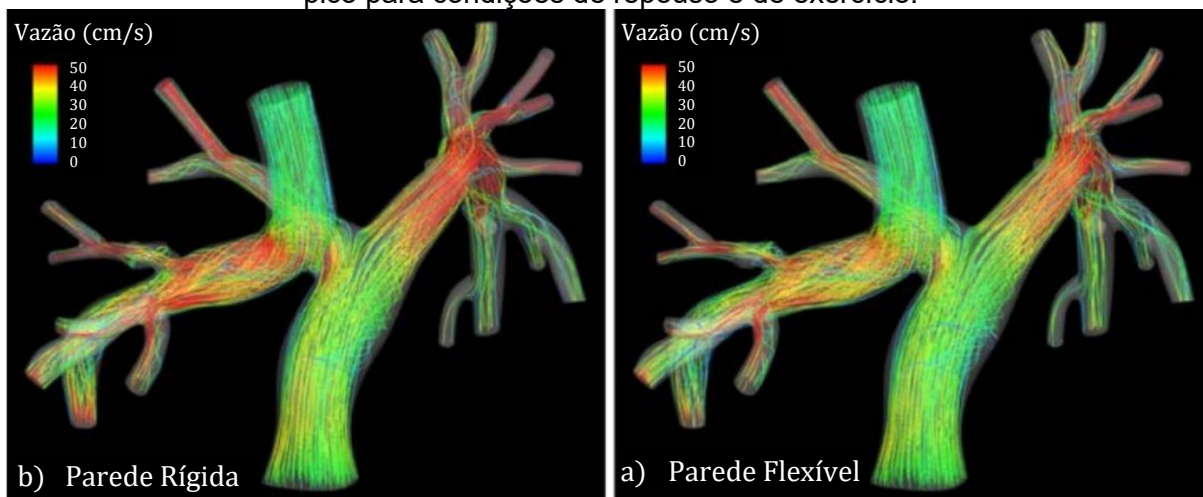


Fonte: Bazilevs, *et al.* (2009).

O que mais chama a atenção é o fenômeno ocorrido nas linhas de fluxo de velocidade. Em repouso, uma geometria semelhante a hélices é gerada na VCI devido à reversão do fluxo durante as últimas etapas do ciclo respiratório. Essas hélices não foram evidenciadas na simulação em condição de exercício (**Figura 37**).

Algumas diferenças no padrão aerodinâmico entre as simulações que comparam as linhas de fluxo de velocidade do sangue na taxa de fluxo de pico para condições de repouso e de exercício foram observadas, especialmente nas regiões de ramificações complexas, havendo superestimação dos valores de velocidade local entre a parede rígida em relação à parede flexível (**Figura 38**).

Figura 38 – Comparação de linhas de fluxo de velocidade do sangue na taxa de fluxo de pico para condições de repouso e de exercício.

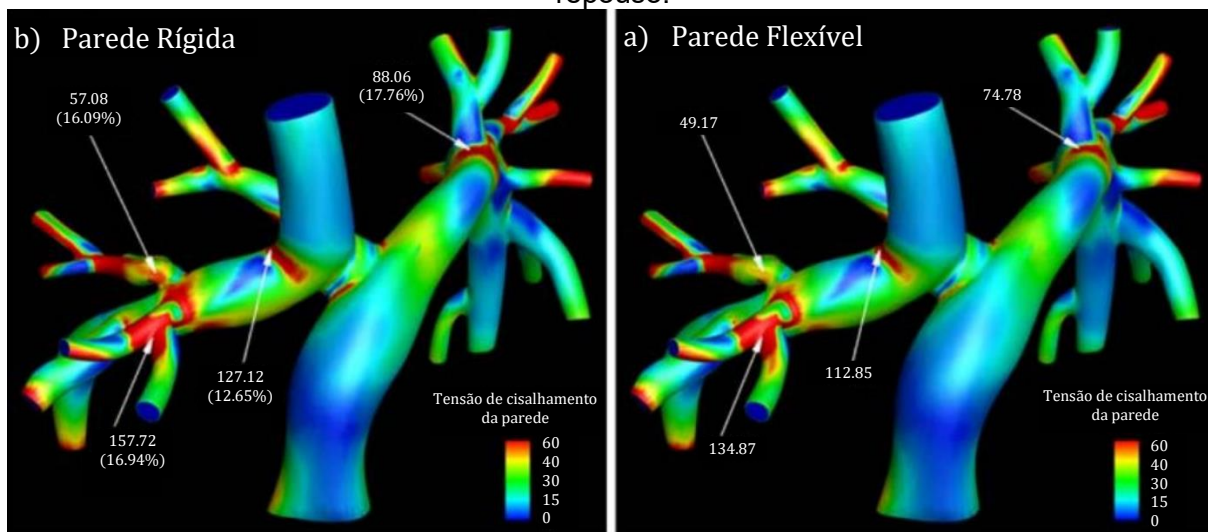


Fonte: Bazilevs, et al. (2009).

O mesmo ocorre ao se examinarem as ilustrações da tensão de cisalhamento. Para a situação em descanso, a simulação na parede rígida superestima os valores das tensões em até 17% em relação ao da simulação da parede flexível (**Figura 39**). Essa situação chega a 45% na condição de exercício (**Figura 40**). Além desses gráficos, foram obtidos os históricos de pressão calculados na VCI, VCS e ramificações de saída, indicando intervalo claro entre os valores obtidos, mostrando a suavização da pressão na saída para o caso da parede flexível.

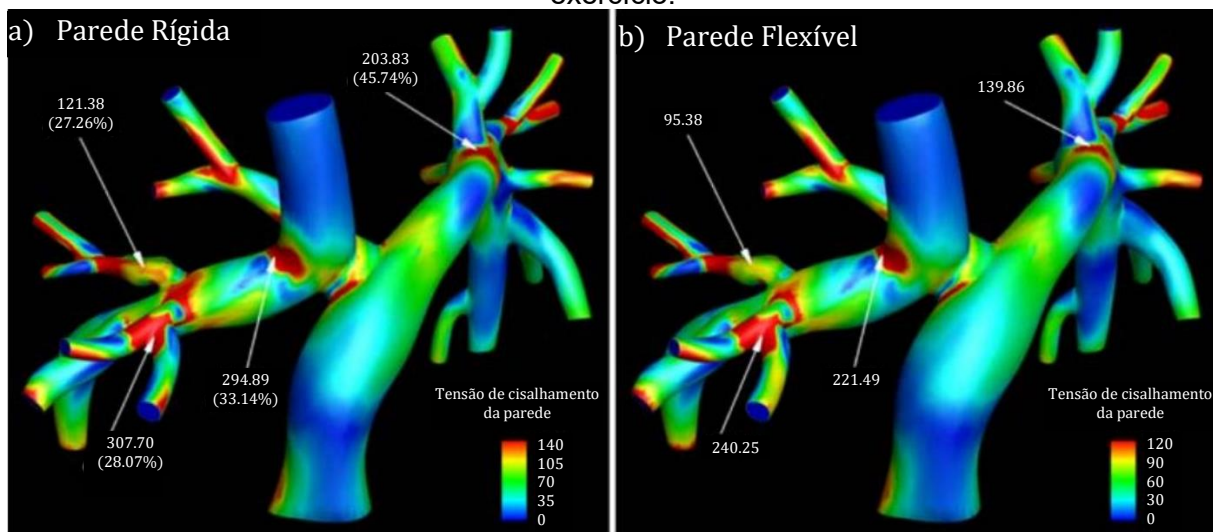
E, por fim, apresentaram os resultados numéricos para a variante ECC, para condições de repouso e em exercício, simulando abordagens de modelagem rígida e flexível da parede do vaso. Concluíram que a modelagem para as paredes rígidas fornece uma superestimativa da tensão de cisalhamento e pressão nas paredes dos vasos estudados, especialmente para o caso em condições de exercício.

Figura 39 – Comparação da tensão de cisalhamento da parede (dyn/cm^2) em condições de repouso.



Fonte: Bazilevs, *et al.* (2009).

Figura 40 – Comparação da tensão de cisalhamento da parede (dyn/cm^2) em condições de exercício.



Fonte: Bazilevs, *et al.* (2009).

Analisando os resultados, os autores concluíram que a modelagem de parede flexível desempenha papel fundamental nas quantidades de interesse hemodinâmico na conexão de Fontan. Os padrões do fluxo sanguíneo diferem para simulações com paredes rígidas em relação às flexíveis, não podendo ser desprezados.

Um ponto que merece destaque foi identificado por De Zélicourt, *et al.* (2006) ao compararem trabalhos experimentais e computacionais em anatomias específicas de pacientes extraídas por meio de RM ou TC com geometrias idealizadas realizadas anteriormente. As perdas de energia *in vitro* para um Fontan extracardíaco e um intra-atrial específico do paciente foram, respectivamente, 5 e 70 vezes maiores do que as

relatadas anteriormente por Sharma, *et al.* (1996) usando um modelo de *offset* idealizado.

De Zélicourt, *et al.* (2010) justificam como causa provável desse aumento os diâmetros menores dos vasos, bem como a forma irregular da anatomia específica do paciente. Buscando identificar as principais fontes de dissipação de energia em geometrias específicas de pacientes, Dasi, *et al.* (2009) compilaram resultados das perdas de potência – experimentais e numéricas – obtidos em 22 anatomias específicas de pacientes submetidos à Cirurgia de Fontan. Em 11 dessas anatomias foi realizado o procedimento de tubo extracardíaco; e nas demais realizou-se o procedimento de túnel lateral. Ao final, correlacionaram-nas com métricas geométricas, incluindo diâmetros de vasos, curvatura, deslocamento e irregularidade.

Concluíram que as dimensões dos vasos, no momento da conclusão da CCPT, desempenham papel importante na magnitude das perdas de energia no pós-operatório imediato. O parâmetro geométrico mais significativo na influência da eficiência hemodinâmica da CCPT é a área da seção das artérias pulmonares. Mesmo havendo elevada variabilidade nos parâmetros paciente por paciente, parâmetros como curvaturas, geometrias e outros não interferem tanto na perda da eficiência energética como o tamanho mínimo da AP. Por último, enfatizaram dois pontos de atenção:

1. A necessidade de evitar a estenose da artéria pulmonar esquerda no estágio 1 (cirurgia de Norwood);
2. Dilatar qualquer vaso estenosado posteriormente ao tratamento estagiado, por meio, principalmente, da prática do cateterismo.

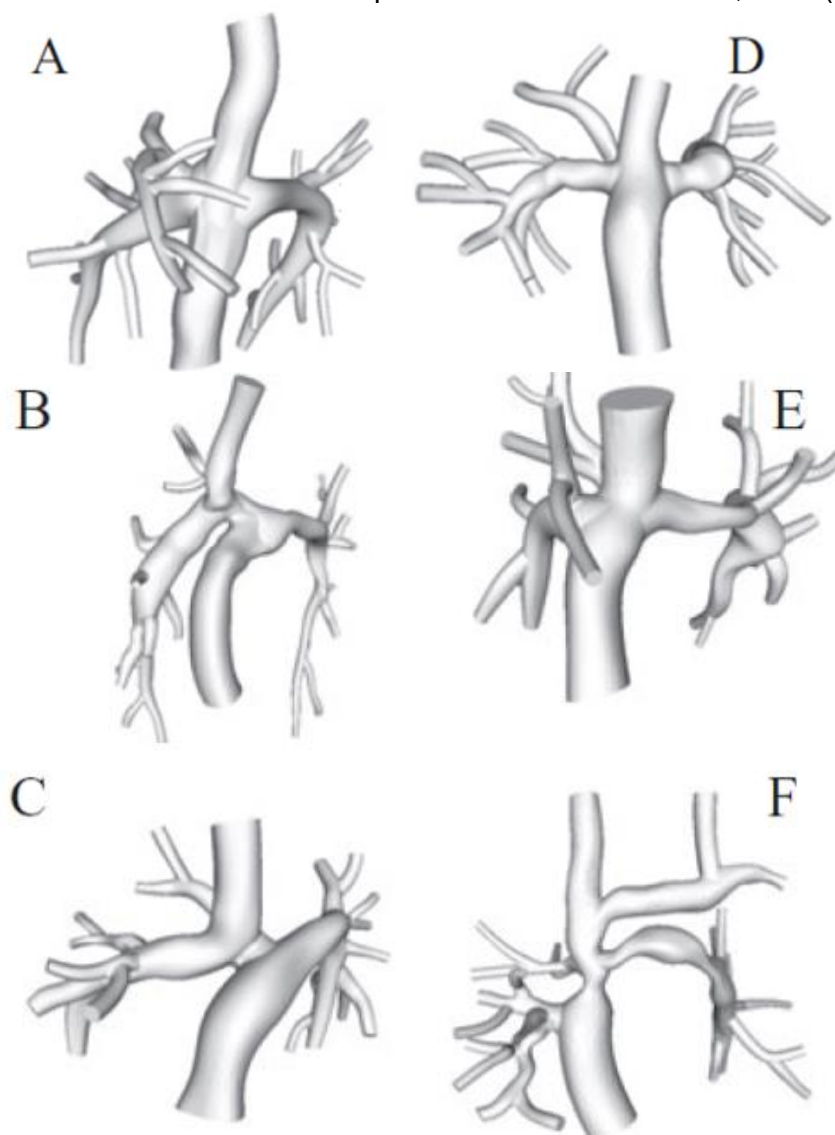
De Zélicourt, *et al.* (2010) identificaram que, independentemente da opção adotada para a conexão de Fontan, os pacientes nascidos com SCEH demonstravam maior risco de ocorrer estreitamento da APE do que aqueles com outras cardiopatias de ventrículo de fisiologia única. Isto foi atribuído à reconstrução do arco aórtico realizada no primeiro estágio paliativo para pacientes com SCEH, durante a qual os cirurgiões tendem a superdimensionar o arco aórtico, comprimindo a APE, impedindo seu crescimento.

Até 2010, a maioria dos estudos relacionados à CCPT focavam quase que exclusivamente na perda de energia ou na chamada “eficiência de Fontan”. Para Marsden, *et al.* (2010), supor que a perda de energia era determinante para a

eficiência da CCPT era uma simplificação grosseira. Propuseram aumentar a sofisticação das análises adicionando variáveis como respiração, exercícios ou repouso, complacência da parede, fluxo instável e anatomia precisa. Portanto, os autores focaram numa abordagem de múltiplos parâmetros para a modelagem de Fontan na tentativa de resolver se aproximar da realidade, ampliando a aplicabilidade clínica das simulações.

Realizaram simulações em seis pacientes de Fontan em repouso e em condições simuladas de exercício, com auxílio de imagens médicas (**Figura 41**).

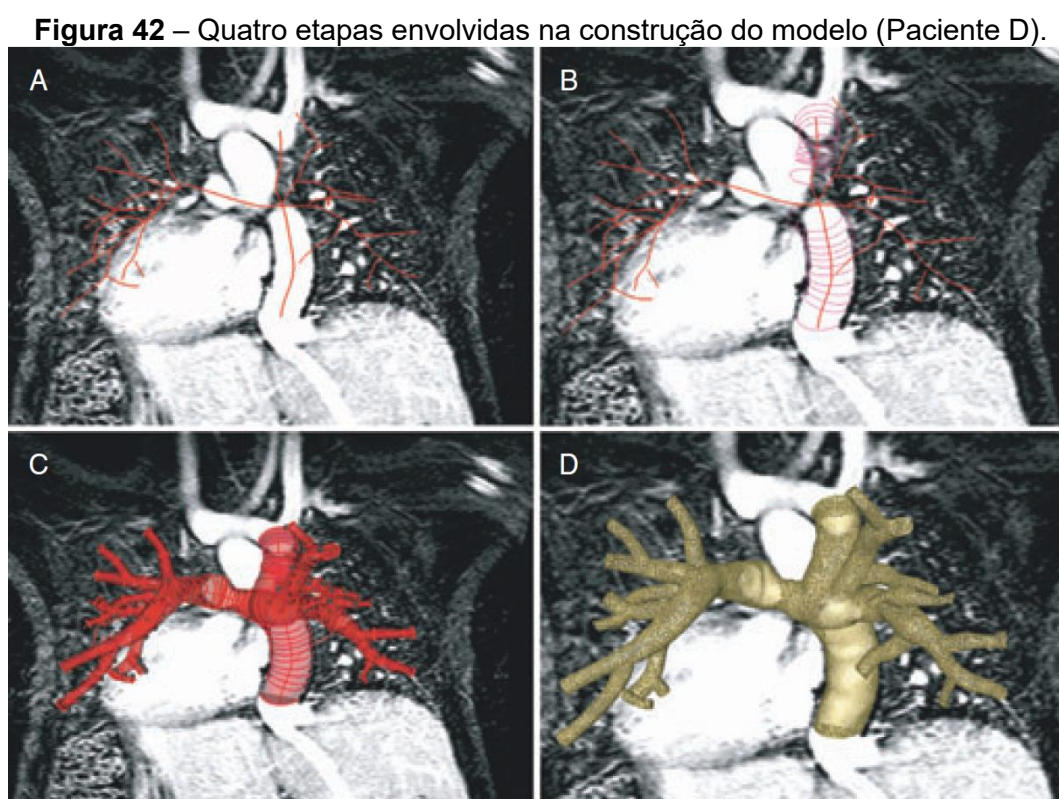
Figura 41 – Anatomias utilizadas para o trabalho de Marsden, *et al.* (2010).



Fonte: Marsden, *et al.* (2010).

Para cada paciente, avaliaram a eficiência energética, os níveis de pressão na VCI e na VCS, a tensão de cisalhamento da parede (WSS – *wall shear stress*) e quantificaram a distribuição do fluxo da veia cava inferior para as artérias pulmonares esquerda e direita. Ao final, classificaram cada um desses parâmetros de melhor para pior desempenho.

Tomando como base de dados geométricos RM ou TC, foram construídos modelos utilizando-se o programa livre *Simvascular* (disponível em: <http://simtk.org>) (Figura 42).



Fonte: Marsden, *et al.* (2010).

Cada um dos seis pacientes apresentou modelos anatômicos distintos um do outro, havendo, portanto, grande variação geométrica. As condições de contorno das cavas foram obtidas por meio de angiografia por ressonância magnética. Já para simular o fluxo na VCI em condições de exercício, foi utilizado um modelo de respiração uma vez que a frequência respiratória é importante basicamente para o fluxo desta cava, não afetando consideravelmente o fluxo da VCS (o fluxo pulsátil da VCS foi derivado de dados coletados por RM). Este modelo foi estudado por Marsden, *et al.* (2006) e detalhado no subcapítulo 2.6.4 deste estudo.

Para as simulações, foram consideradas as paredes rígidas dos vasos e empregado o solucionador do *Simvascular*, como CFD. O sangue foi considerado como uma aproximação newtoniana. Uma malha adaptativa anisotrópica foi usada para garantir a convergência, usando aproximadamente 1,5 milhão de elementos para cada modelo. As divisões dos fluxos APE/APD iniciais foram assumidas como 45/55, e em cada lado das pulmonares, o fluxo foi distribuído por agrupamento de lobos superior, médio e inferior. As resistências iniciais foram escolhidas para distribuir 20% do fluxo para o lobo superior e 40% para cada lobo médio e inferior. Por falta de outros dados, esses valores foram baseados na suposição de que cada um dos dez principais segmentos pulmonares recebe fluxo semelhante. Dentro de cada grupo de lóbulos, o fluxo foi distribuído de acordo com as áreas de saída.

Como resultado da simulação, evidenciou-se que as pressões aumentam substancialmente com o exercício. A eficiência energética foi calculada, sendo classificada por desempenho. Obviamente, foi observada queda de eficiência com o aumento do nível de exercício em todos os pacientes. Marsden, *et al.* (2010), por meio do método de rastreamento de partículas, constataram a distribuição do fluxo da VCI para as APEs e APDs e do fluxo da VCI e VCS para as APEs e APDs (**Quadro 12**).

Quadro 12 – Distribuição do fluxo da VCI para a APD e APE durante condições de fluxo de repouso para os seis pacientes.

Paciente	% de fluxo da VCI para a APE/APD	% de fluxo total para a APE/APD
A	35/65	45/55
B	70/30	43/57
C	88/12	45/55
D	53/47	45/55
E	16/84	30/70
F	22/78	38/62

Fonte: Marsden, *et al.* (2010).

Os dados demonstraram elevada variação na divisão dos fluxos, podendo o fluxo total ser distribuído de forma semelhante. Já para o fluxo provindo da VCI, foi observada elevada variação na distribuição, como se verifica nos pacientes B e C. Estenoses nas pulmonares também foram indicativos de menor fluxo, onde estas são

encontradas, ocorrendo, por exemplo, nas APEs dos pacientes E e F, favorecendo o fluxo para o lado direito.

Calcularam também, para os seis modelos, a tensão de cisalhamento mínima e média no enxerto da VCI em repouso (**Quadro 13**). Pacientes com maior eficiência energética em repouso foram os que obtiveram menor WSS (pacientes A e B). Foi observado alto WSS em áreas estenóticas (pacientes E e F), onde as velocidades são aumentadas.

Quadro 13 – Tensão de cisalhamento mínima e média da parede (WSS). Valores apenas sobre a porção de enxerto do modelo.

Paciente	WSS mínimo no enxerto (dyne/cm ²)	WSS médio no enxerto (dyne/cm ²)
A	0,22	7,0
B	0,30	7,7
C	0,20	15,3
D	0,15	3,6
E	0,49	6,5
F	0,39	7,8

Fonte: Marsden, *et al.* (2010).

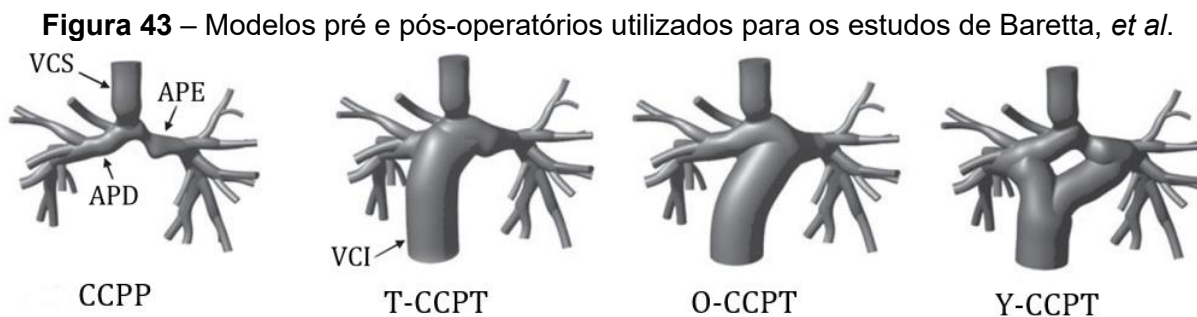
Com os estudos obtidos, Marsden, *et al.* (2010) posicionaram *stents* virtuais em regiões estenóticas, demonstrando as possibilidades de tal aplicação.

Baretta, *et al.* (2011) testaram a capacidade preditiva de um modelo para o planejamento virtual de reparos cirúrgicos em pacientes com cardiopatias congênitas. Simularam três projetos cirúrgicos alternativos da conexão cavopulmonar total, investigando a hemodinâmica em termos energéticos. O primeiro considerou uma junção “T” das veias cavas com as artérias pulmonares (T-CCPT), o segundo considerou um deslocamento entre as veias cavas (O-CCPT) e, por fim, o terceiro considerou um enxerto em Y (Y-CCPT).

Na **Figura 43**, os autores ilustram a geometria do modelo pré-operatório tridimensional, com a Cirurgia de Glenn Bidirecional realizada (CCPP) e os modelos pós-operatórios T-CCPT, O-CCPT e Y-CCPT, respectivamente.

Uma vez que a modelagem computacional, observação clínica e estudos experimentais sugeriram que a geometria da CCPT desempenha um papel fundamental nas perdas de energia e na dinâmica de fluidos, projetos alternativos

foram estudados para a melhora destas variáveis, concentrando-se na dinâmica local dos líquidos, com foco principal na dissipação de energia resultante de diferentes geometrias de conexão (BARETTA, *et al.*, 2011).



Fonte: Baretta, *et al.* (2011).

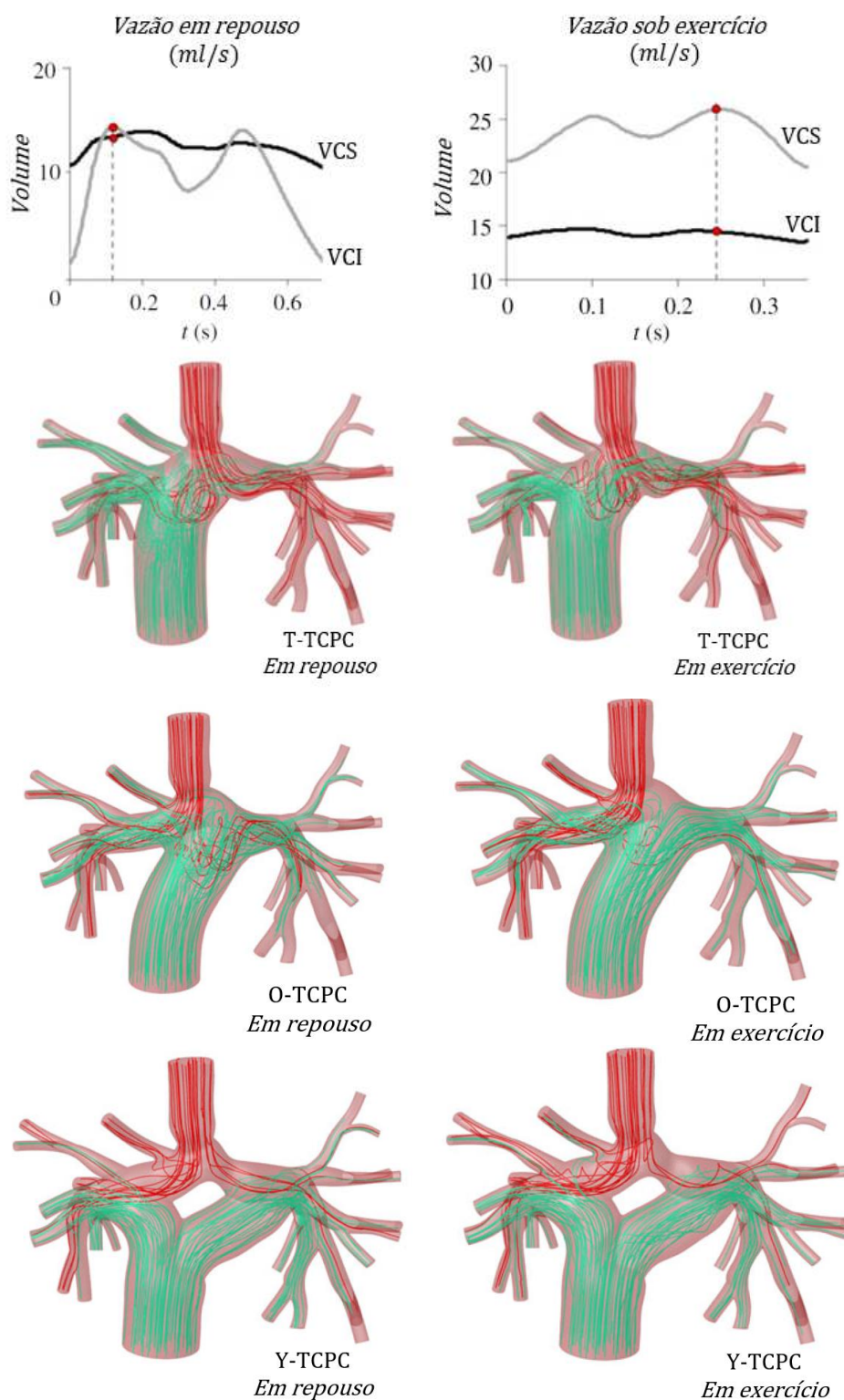
Desta forma, os autores estudaram a melhora geométrica das conexões a fim de minimizar o gasto de energia. Enfatizaram também, na investigação, a distribuição do fluxo de sangue para as artérias pulmonares.

Na **Figura 44**, Baretta, *et al.* (2011) ilustram, com base na vazão obtida do paciente por meio de ecocardiograma com *doppler*, as linhas de fluxo obtidas através de CFD em repouso ou sob ação de exercícios.

Identificaram que os fluxos pré-operatórios não devem ser utilizados como condições de contorno nas simulações pós-operatórias, uma vez que há alterações significativas na geometria pós-operatória, alterando o escoamento. Concluíram também que a perda de potência do modelo Y-CCPT foi menor do que as demais, tanto em repouso quanto em exercício, distribuindo o fluxo da veia cava inferior de forma mais uniforme para ambos os pulmões.

As simulações realizadas evidenciaram, segundo aqueles autores, que embora a hemodinâmica local das três configurações de CCPT investigadas fossem evidentemente diferentes, o comportamento cardiocirculatório geral mal foi afetado, estando a eficiência energética das três cirurgias simuladas muito próxima. Esses resultados sugerem que as resistências periféricas sistêmicas e pulmonares provavelmente exerçam um papel mais importante nos pacientes com Circulação Fontan em comparação com as resistências locais criadas por diferentes configurações de CCPT. Embora estudos anteriores tivessem como objetivo melhorar a eficiência para reduzir a carga de trabalho no coração, esse benefício não foi evidenciado naquele estudo.

Figura 44 – Linhas de fluxo VCS e VCI durante o pico do fluxo na VCI para os modelos CCPT. À esquerda, paciente em repouso; e à direita, sob condições de exercício.



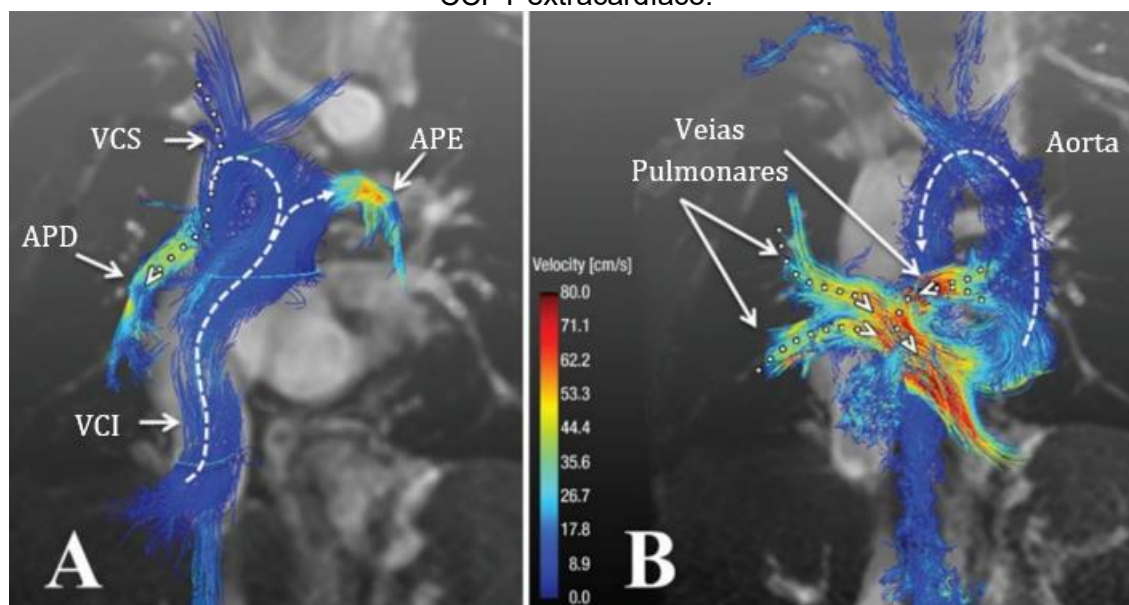
Fonte: Baretta, et al. (2011).

Bächler, et al. (2013) criticam que os métodos por RM não são capazes de quantificar a distribuição do fluxo sanguíneo da cava para as pulmonares. Como

ambas as cavas contribuem para o fluxo sanguíneo das pulmonares, torna-se difícil isolar a contribuição de cada cava.

Assim como Markl, *et al.* (2011) estudaram as características do fluxo cardíaco, utilizando o 4D-flow MRI em quatro voluntários saudáveis comparando-os a quatro voluntários com Circulação Fontan, em conexão cavopulmonar total (CCPT), Bächler, *et al.* (2013) utilizaram o mesmo equipamento para estudar a contribuição do fluxo sanguíneo de cada veia cava para cada artéria pulmonar. Desta vez, dez pacientes que passaram pela reconstrução de Fontan foram estudados. Na **Figura 45**, os autores ilustram os traços da velocidade extraídos do 4D-flow MRI em homem de 22 anos com CCPT extracardíaco. Em **A**, ilustram o fluxo sanguíneo provindo das cavas em direção às pulmonares; em **B**, ilustram o retorno venoso pulmonar e o fluxo sanguíneo aórtico.

Figura 45 – Traços da velocidade extraídos do 4D-flow MRI em homem de 22 anos com CCPT extracardíaco.



Fonte: Bächler, *et al.* (2013).

Desta forma, identificaram a capacidade do método em estimar a contribuição do fluxo das cavas às pulmonares em pacientes com Circulação Fontan, colaborando na avaliação *in vivo* da distribuição destes fluxos. Esse método auxilia também no acompanhamento de pacientes com Circulação Fontan em prováveis restaurações, necessárias para uma divisão mais equilibrada do fluxo, principalmente da VCI.

Slesnick e Yoganathan (2014) estudaram modelos a fim de melhorar a geometria de Fontan com base na CFD. As métricas para a avaliação hemodinâmica

do paciente incluíram a contribuição do fluxo da VCI para os pulmões esquerdo e direito (de preferência 50%/ 50%), através de RM, e a eficiência energética da CCPT.

A eficiência energética foi calculada pela medição da perda de potência do circuito. Para cada condição de fluxo, a potência de entrada e saída foi calculada com base na CFD, usando a seguinte fórmula para um balanço de energia macroscópico.

$$\dot{E} = \int_{Superfície} \left(p + \frac{1}{2} \rho u_j u_j \right) u_i n_i dS \cong \left(p + \frac{1}{2} \rho v^2 \right) Q \quad (3.2)$$

Onde,

- \dot{E} é a taxa de energia em uma superfície de entrada ou saída;
- p é a pressão hidrostática na superfície de entrada ou saída;
- ρ é a densidade do fluido;
- u_i é o componente do vetor velocidade;
- n_i é o vetor normal unitário à superfície;
- dS é a área diferencial da superfície;
- v é a velocidade média do fluido através da superfície;
- Q é a vazão na superfície de entrada ou saída.

Desta forma, o cálculo da perda de potência é:

$$\dot{E}_{delta} = \dot{E}_{VCS} + \dot{E}_{VCI} - \dot{E}_{APE} - \dot{E}_{APD} \quad (3.3)$$

Onde,

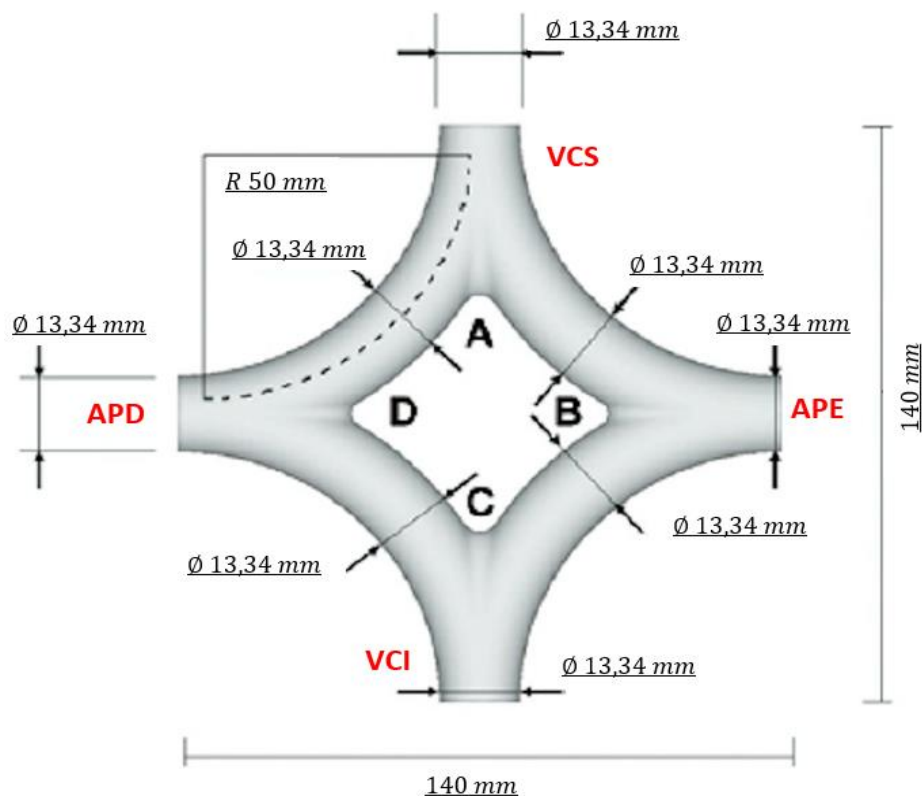
- \dot{E}_{delta} é a taxa líquida da perda de energia;
- \dot{E}_{VCS} é a taxa de energia na entrada ou saída na VCS;
- \dot{E}_{VCI} é a taxa de energia na entrada ou saída na VCI;
- \dot{E}_{APE} é a taxa de energia na entrada ou saída na APE;
- \dot{E}_{APD} é a taxa de energia na entrada ou saída na APD.

Slesnick e Yoganathan (2014) consideraram algumas simplificações em suas modelagens, como fluxo estacionário dentro do circuito de Fontan em vez de pulsáteis, paredes rígidas, em vez de flexíveis e o comportamento newtoniano para o fluido. Descreveram um modelo experimental, denominado de “OptiFlo”, a fim de obter uma configuração CCPT ideal (**Figura 46**).

Neste modelo idealizado, os diâmetros são constantes em todos os segmentos de entrada e saída. Apresentou menores perdas de energia em comparação aos

modelos usuais, demonstrando menor variabilidade na perda de potência na faixa de fluxo sanguíneo pulmonar diferencial APD/APE.

Figura 46 – Esquema demonstrando o desenho idealizado do “OptiFlo”.



Fonte: Slesnick e Yoganathan (2014).

Porém, mesmo sendo atraente, a bifurcação da VCS durante a Cirurgia de Glenn apresenta desafios, uma vez que tradicionalmente todo o tecido utilizado para esta anastomose é nativo, sendo necessária a incorporação de material sintético para a sua realização conforme projetado. Além disso, a distância entre a AP e a VCS é curta, ainda mais no momento em que a cirurgia é feita (em crianças entre quatro e 12 meses de idade), dificultando a obtenção de espaço para a conexão proposta. Para a divisão do retorno venoso sistêmico inferior, o próprio defletor de Fontan seria anastomosado em forma de “Y”, até porque a distância entre a VCI e a AP é maior, facilitando a incorporação desta geometria.

Trabalhos foram realizados com o intuito de avaliar se esta técnica poderia trazer benefícios tanto em relação à energia, quanto em relação à distribuição mais equilibrada do fluxo sanguíneo hepático para os ramos das pulmonares.

Yang, *et al.* (2012) testaram virtualmente implantar tubos em formato de “Y” e junção em formato de “T”, e deslocamentos entre os eixos das cavas em repouso e

em condições de exercício, detalhados no subcapítulo 3.1. Descobriram que os enxertos em “Y” alcançaram uma melhor distribuição do fluxo hepático com diminuição da perda de energia, mas notaram que pequenas diferenças nas geometrias específicas do paciente tiveram efeitos profundos nos resultados, sugerindo que a modelagem pré-operatória deveria ser usada para determinar quais pacientes se beneficiariam do implante de enxerto em “Y”, bem como orientar o desenho do enxerto.

Com o uso de opções de enxertos em “Y”, a possibilidade de redução de estenoses é facilitada, anastomosando um de seus ramos sobre esta estenose, possibilitando, segundo Slesnick e Yoganathan (2014), uma faceta atraente da modificação do enxerto em “Y”.

Esses autores relatam que a perda de potência é amplificada de forma não linear, variando em relação à geometria da CCPT e na distribuição diferencial do fluxo sanguíneo pulmonar.

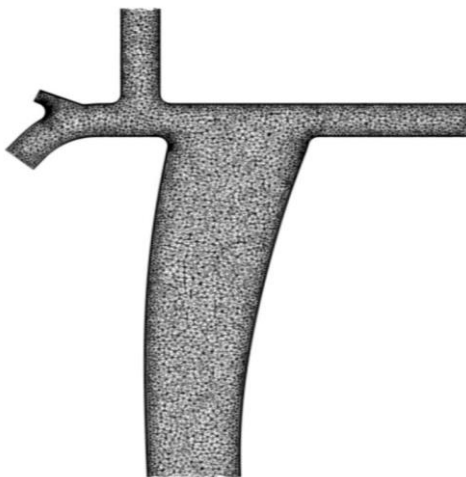
Em 2019, Corno, *et al.* publicaram artigo sobre a fisiologia do procedimento de Fontan, criticando a prática corrente de desviar a maior taxa de fluxo em direção ao pulmão de menor volume, uma vez que o sangue da VCS – que consiste em 1/3 do retorno venoso sistêmico – é direcionado ao pulmão direito, que, por sua vez, é o de maior volume pulmonar (60%). O restante dos 2/3 do retorno venoso sistêmico provém da VCI, sendo este direcionado frequentemente ao pulmão esquerdo, que detém o menor volume pulmonar (40%).

Desta forma, os autores estudaram, por meio de modelos CFD, um direcionamento que parecia mais adequado, enviando o maior fluxo para o pulmão de maior capacidade e vice-versa. A esse procedimento denominaram “Fontan Fisiológico”. Consideraram como dados que o fluxo era constante e incompressível, por meio do método de volumes finitos, assumindo fase única: newtoniano, fluxo laminar e isotérmico.

Como referência, utilizaram um paciente com 3,5 anos de idade e 16 kg de massa corporal, medindo 98 cm, área de superfície corporal de 0,65 m², débito cardíaco total de 2,6 L/min, com débito cardíaco indexado de 4 L/min/m². O comprimento da artéria pulmonar l , medido como sendo a distância em linha reta entre a primeira ramificação das APDs e APEs foi de 7,3 cm.

Compararam o modelo Fontan Fisiológico com um modelo de Circulação Fontan tradicional, posicionando a VCS a 0,9 *l* e a VCI a 0,6 *l*, em relação à primeira ramificação da artéria pulmonar esquerda, com ângulo de 90° entre a VCS e a AP e 75° entre a VCI e a AP (**Figura 47**).

Figura 47 – Domínio computacional da configuração de Fontan convencional.



Fonte: Corno, *et al.* (2019).

Para a geometria de Fontan Fisiológico, a confluência da VCI foi variada na faixa de $0,77\ l \leq x \leq 0,92\ l$ a partir da primeira ramificação da artéria pulmonar esquerda. O ângulo de confluência da VCI com a artéria pulmonar foi variado com incrementos de 15° entre 60° e 90°. A VCS foi conectada à artéria pulmonar em um ângulo fixo de 60°. Essa conexão foi realizada a 0,50 *l* da primeira ramificação da artéria pulmonar esquerda.

Todas as geometrias foram obtidas por meio do pacote comercial Solidworks 2018 (Dassaut Systèmes, Vélizy-Villacoublay, França). Renderizaram a superfície com base em funções matemáticas usadas para criar objetos bi e tridimensionais, conhecidas como NURBS (*Non-Uniform Rational Basis Splines*), aplicando filetes de dois mm de raio nas bordas de todas as intersecções vasculares para reproduzir o comportamento natural do tecido. Como parâmetro de qualidade da malha, utilizaram a ortogonalidade celular e a razão de aspecto. Assim, para o modelo de Fontan convencional, 1% das células apresentou ortogonalidade < 0,4 e 1% apresentou razão superior a 11,1. As pressões de saída para as APDs e APEs foram ajustadas para serem semelhantes e constantes.

Com as dimensões invariáveis de VCS (diâmetro = 7,5 mm), VCI (diâmetro = 18mm), artérias pulmonares direita (diâmetro = 7,5 mm) e esquerda (diâmetro = 7,5 mm), fluxos invariáveis de VCS e VCI (saída indexada/superfície corporal área = 4 L/min/m² de área de superfície corporal) e pressões de saída da artéria pulmonar direita e esquerda invariáveis (= 12 mmHg), a comparação entre o Fontan extracardíaco convencional e o Fontan Fisiológico avaliou: (1) média pressão VCI; (2) taxa de perda de energia; (3) valor máximo da energia cinética em todo o volume do domínio.

Após 21 experimentos numéricos, variando o ângulo da VCI e a localização da confluência com a artéria pulmonar, a configuração mais promissora foi identificada com base na menor taxa de perda de energia prevista. Nessa configuração, o ângulo de confluência de VCI e APE foi de 60° e a distância entre a confluência e a primeira ramificação da artéria pulmonar esquerda foi de 0,81 l, (**Quadro 14**). Esta geometria é considerada a configuração preferencial do estudo.

Quadro 14 – Taxas de perda de energia em mW de 21 configurações de “Fontan Fisiológico” extraídas de CFD.

	$\phi = 60^\circ$	$\phi = 75^\circ$	$\phi = 90^\circ$
0,77 l	5,66	5,94	6,02
0,78 l	5,70	5,91	6,12
0,81 l	<u>5,55</u>	5,80	5,79
0,85 l	5,57	5,75	5,96
0,88 l	5,71	5,91	6,08
0,91 l	5,84	5,98	6,10
0,92 l	5,88	6,01	6,19

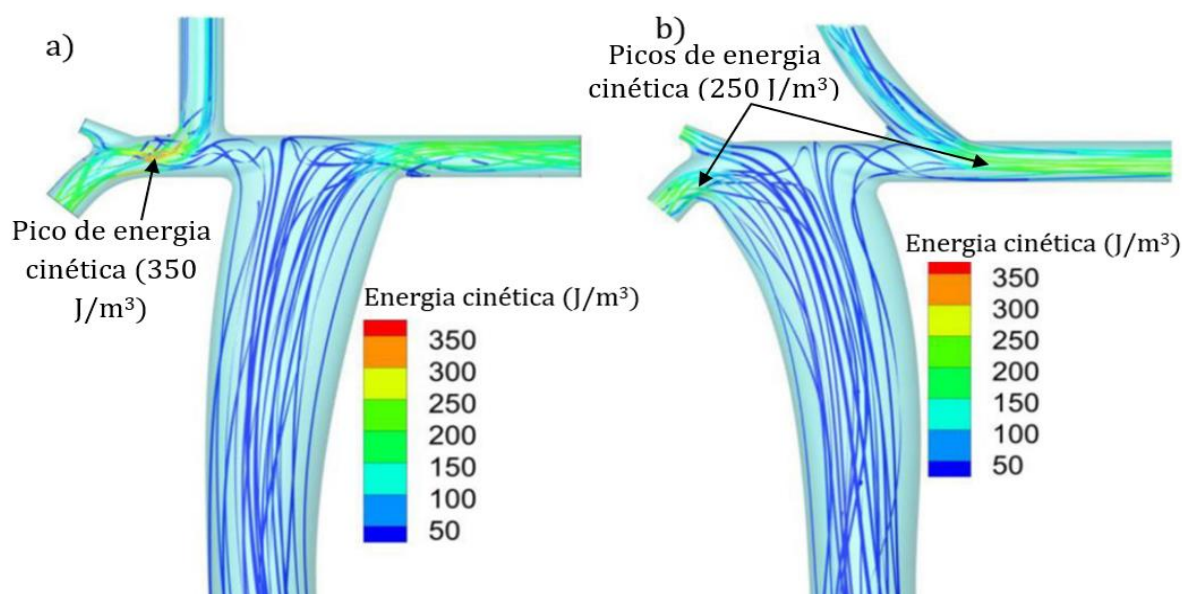
Fonte: Corno, *et al.* (2019).

Com o estudo CFD realizado, foram plotados dois gráficos indicando as linhas de fluxo para a energia cinética em escala colorimétrica (**Figura 48**). Para a geometria convencional, nota-se que a maioria das linhas de fluxo provindas da VCI são direcionadas para a APE, enquanto as linhas provindas da VCS se direcionam para a APD (**Figura 48 a**). Entre a intersecção da VCI e VCS, nota-se uma aceleração de fluxo localizada, gerando um pico de energia cinética (350 J/m³), indicada na referida figura em vermelho.

Para a geometria adotada (Fontan Fisiológico), a maioria das linhas de fluxo provindas da VCI são direcionadas para a APD, conduzindo, segundo os autores, a um caminho de fluxo menos tortuoso pela artéria, comparado à geometria

convencional. Já as linhas provindas da VCS se direcionam para a APE (**Figura 48 b**). O pico de energia cinética para a geometria de Fontan Fisiológico foi calculado, obtendo-se o valor de 250 J/m^3 indicada na referida figura em verde.

Figura 48 – Linhas de fluxo previstas por CFD – cores destacando a energia cinética do fluxo por unidade de volume. a) Fontan extracardíaco convencional; b) Fontan Fisiológico.



Fonte: Corno, *et al.* (2019).

O estudo realizado por Corno, *et al.* (2019) demonstra que a geometria de Fontan Fisiológico é mais natural, havendo menor perda de energia, distribuindo o volume de fluxo maior para o pulmão de maior volume, comprovando-se, assim, a hipótese inicial.

Loke, *et al.* (2020) introduziram um método pelo qual o cirurgião realiza uma modelagem irrestrita de argila (SUM – *surgeon's unconstrained modeling*), de forma manual, e os resultados são comparados com as modelagens via CAD. Para isso, a anatomia venosa original antes do Fontan foi impressa em 3D e enviada ao cirurgião para que ele realizasse o redesenho da cirurgia modelada em argila. Para os engenheiros, foram enviadas as imagens originais antes de Fontan, para que fosse realizada a cirurgia virtual. Os grupos eram cegos, ou melhor, os cirurgiões não tinham conhecimento da cirurgia virtual nem os engenheiros da moldagem em argila realizada pelo cirurgião.

O objetivo era avaliar a perda de potência indexada por Fontan (iPP), distribuição de fluxo hepático (DFH) e porcentagem da área de superfície do enxerto com tensão de cisalhamento de parede (WSS) anormalmente baixa para fluxo venoso

(< 1 dine/cm²). A análise de iPP e DFH foi discutida por outros autores neste trabalho. Porém, a WSS, anormalmente baixa, foi introduzida por Loke, *et al.* (2020) e objetiva evitar o superdimensionamento do enxerto. Descrevem que em vasos superdimensionados (em relação ao fluxo), a WSS será baixa, podendo levar à hiperplasia neointimal e trombose.

Reforçam, tomando por base observações anteriores em CFD, em desenhos de enxerto em “Y” de Fontan, a existência de trombose em enxerto com baixo fluxo e baixo WSS, sendo a faixa fisiológica de WSS em grandes veias os valores entre 1 e 10 dines/cm² (0,1-1 Pascal). Com base nos dados fisiológicos, as regiões em que o WSS fosse menor que 1 dine/cm² seriam consideradas abaixo do fisiológico. As áreas de baixo WSS foram quantificadas como uma porcentagem da área total da superfície do modelo Fontan, criando o novo parâmetro %WSS:

$$\%WSS = \frac{Area_{lowWSS}}{Area_{Fontan}} \quad (3.4)$$

Onde,

- %WSS é o percentual da área do enxerto em que há incidência de baixa tensão de cisalhamento (WSS < 1 dine/cm²);
- $Area_{lowWSS}$ é a área da superfície luminal do enxerto com incidência de baixa tensão de cisalhamento (WSS < 1 dine/cm²);
- $Area_{Fontan}$ é a área total da superfície do enxerto de Fontan.

Os limites impostos pelos pesquisadores para a melhoria do enxerto de Fontan foram: iPP > 0,03; DFH (APD/APE), fora da divisão de 40%/ 60% ou 60%/ 40% e %WSS > 10%, onde, resultados fora destes limites seriam redesenhados objetivando resultados satisfatórios.

Com oito modelos de Fontan redesenhados pelos métodos SUM e CAD estudados, Loke, *et al.* (2020) concluíram que os projetos de SUM e CAD atenderam aos limites de iPP. SUM apresentou menor iPP enquanto os projetos em CAD demonstraram DFH mais equilibrada e com menor porcentagem de WSS. A porcentagem da WSS compartilhava uma relação inversa com o iPP, evitando projetos de Fontan superdimensionados.

Vários pesquisadores têm estudado o comportamento da CCPT. Atualmente, o Planejamento Cirúrgico de Fontan, bem como sua automatização, estão avançando de forma acelerada, sendo importante seu entendimento para esta tese.

3.1 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN (PCF)

No início dos anos 2000, iniciou-se um esforço colaborativo entre diversas áreas da ciência, capitaneado por médicos e engenheiros, para a realização de um planejamento cirúrgico prévio, denominado Planejamento Cirúrgico de Fontan (TRUSTY, *et al.*, 2018a).

Desde sua menção nos anos 1970, só agora o planejamento cirúrgico virou rotina para as áreas de neurocirurgia e ortopedia. Já para as áreas que envolvem intervenções cardiovasculares, devido à complexidade das interações fluido-sólido, os esforços para que o planejamento ocorra ainda estão atrasados em relação às áreas citadas (FOGEL, *et al.*, 2013).

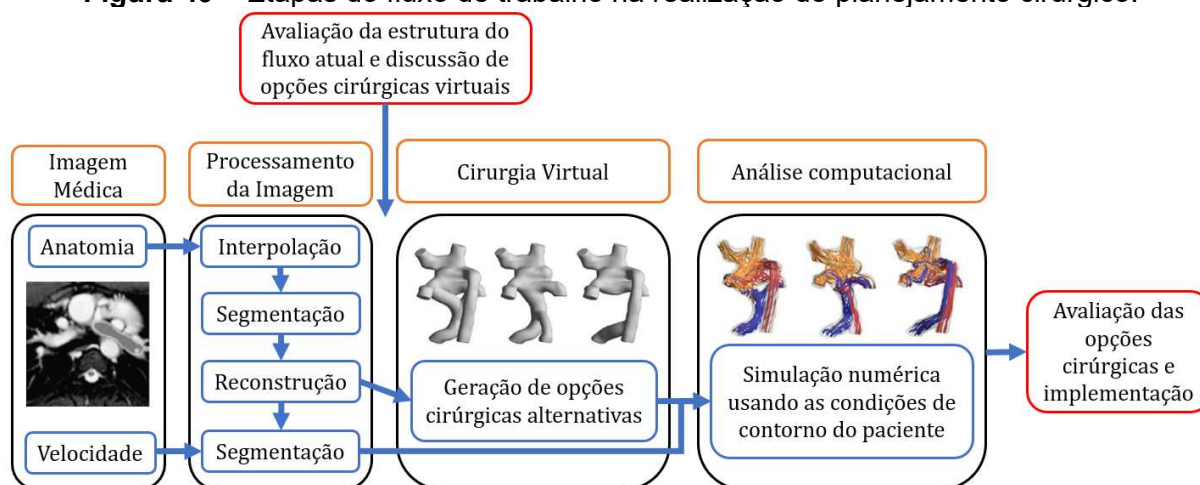
Evidências crescentes sugerem que a hemodinâmica da CCPT desempenha um papel importante na sobrevida em longo prazo. Fogel, *et al.* (2013) exemplificam que a intolerância ao exercício pode estar relacionada a aumentos não lineares na perda de potência da CCPT com o aumento do nível de exercício, o que contribui substancialmente para as limitações da pré-carga ventricular.

O PCF pode fornecer pistas para essas complicações e potencialmente evitá-las, simulando as múltiplas geometrias possíveis e hemodinâmicas da CCPT de uma forma específica do paciente, para determinar o projeto cirúrgico ideal, com foco em minimizar a perda de energia, permitindo que o fluxo passivo de sangue do retorno venoso sistêmico entre nos pulmões sem o uso de um ventrículo bombeador e distribua igualmente o fluxo hepático para ambos os pulmões (FOGEL, *et al.*, 2013).

Com o objetivo de fornecer informações adicionais sobre o processo de tomada de decisão clínica, o PCF oferece uma avaliação hemodinâmica precisa da condição pré-operatória, fornece restrições anatômicas para possíveis opções cirúrgicas e produz previsões pós-operatórias decentes, se as condições de contorno forem semelhantes o suficiente entre os estados pré-operatório e pós-operatório (TRUSTY, 2018a).

Fogel, *et al.* (2013) resumem o PCF em quatro etapas básicas e duas etapas de avaliação, conforme ilustrado na **Figura 49**. Inicialmente, as imagens são obtidas por meio de RM ou TC, e em seguida, processadas detalhadamente para determinar a hemodinâmica e a fisiologia atuais.

Figura 49 – Etapas do fluxo de trabalho na realização do planejamento cirúrgico.



Fonte: Adaptado de Fogel, *et al.* (2013).

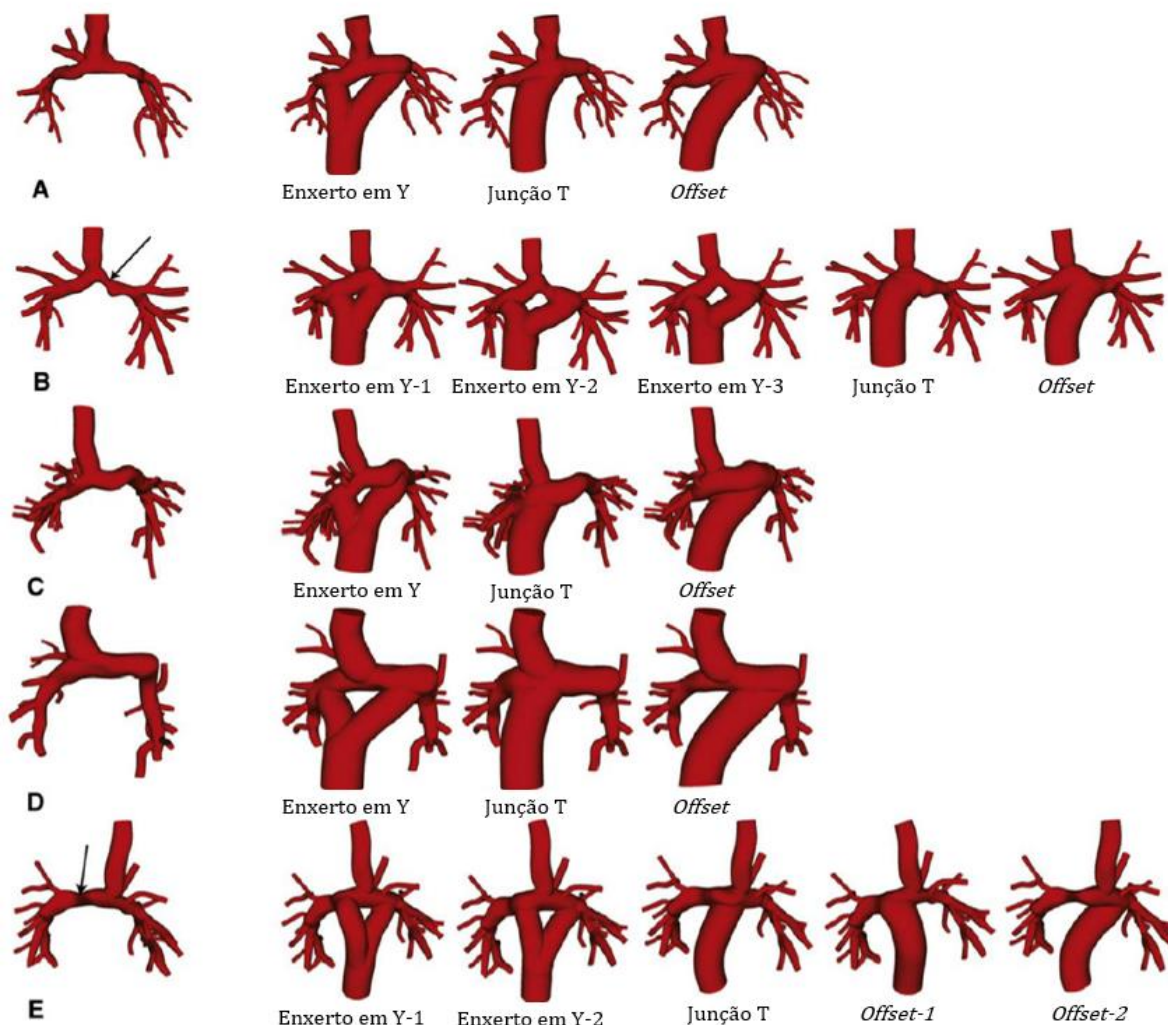
Em conjunto com as imagens, são obtidos os fluxos nos vasos de interesse (veias cavas e artéria pulmonar); fluxo na fenestração, caso haja; fluxo na raiz da aorta; na AP principal, caso haja; veias pulmonares e aorta descendente. Engenheiros, cardiologistas e cirurgiões realizam a cirurgia virtual, determinando várias opções que, por meio da CFD, são obtidas a fisiologia e a hemodinâmica de cada opção. Por fim, a equipe determina qual é a opção ideal para só depois realizar a cirurgia.

Yang, *et al.* (2012) utilizaram o PCF para uma série de simulações, as quais buscavam a melhor geometria para o projeto cirúrgico. Testaram virtualmente implantar tubos em formato de “Y” e junção em formato de “T” e deslocamentos entre os eixos das cavas em repouso e em condições de exercício. Foram realizadas cirurgias virtuais em cinco modelos, com o programa livre *Simvascular*. As dimensões dos enxertos em “Y”, para todos os modelos, foram de 20 mm de diâmetro para o tronco e 15 mm para os ramos. Os modelos de junção em “T” e *offset* foram construídos com um enxerto em forma de tubo de 20 mm de diâmetro seguindo a prática clínica comum (**Figura 50**).

A capacidade de modelar as opções cirúrgicas de Fontan no pré-operatório, orientando a abordagem cirúrgica por meio das simulações CFD, permitiu a manipulação virtual da anatomia específica, podendo ser adicionados defletores (tubos e enxertos, por exemplo) e distorcer vasos (*stents*), simulando possíveis configurações pós-operatórias.

Figura 50 – Modelos originais de Glenn e variações das geometrias de Fontan para cinco pacientes.

Glenn → Fontan



Fonte: Yang, *et al.* (2012).

As setas desta figura indicam estenoses nos pacientes B e E. No Paciente B, a estenose é localizada na APE, comumente observada em pacientes de Fontan devido à sobreposição do arco aórtico. Para este paciente, três simulações para colocação de enxerto “Y” foram realizadas. No enxerto em Y-1, a estenose é aliviada pela colocação da anastomose do ramo esquerdo na estenose. No enxerto Y-2, o ramo esquerdo é anastomosado distalmente à estenose, sem alívio da estenose. No enxerto em Y-3, o ramo esquerdo também é anastomosado distalmente à estenose, mas a estenose é aliviada.

Já no Paciente E, foi observada estenose na APD. O defletor Y-1 foi anastomosado em cima da estenose, assim como a junção em T e o *offset-1* (por isso

a anastomose foi realizada no ramo direito, ramo contrário ao realizado nos outros pacientes). Foi construída uma opção *offset-2* sem alívio da estenose com anastomose na APE. Na opção Y-2, foi reduzida a convexidade do enxerto, com base na simulação do enxerto Y-1.

Assumiram, para este estudo, o comportamento do fluido newtoniano e paredes dos vasos como rígidos e malhas tetraédricas com adaptação anisotrópica. Um modelo de circuito *Windkessel* com três elementos (resistor, capacitor, resistor) foi aplicado em cada saída. Para simular a condição de exercício, foram aumentados os fluxos na VCI diminuindo as resistências de saída. Essa taxa foi aumentada em duas e três vezes para simular as condições de exercício, e as resistências totais de cada ramo foram diminuídas em 5% e 10%, respectivamente.

A pressão média da VCS, a tensão de cisalhamento da parede (WSS) e a perda de potência foram calculadas. O rastreamento de partículas lagrangeanas foi realizado para quantificar a distribuição do fluxo hepático nos diferentes modelos. Ao fim, demonstraram a capacidade do PCF para a avaliação de diversas hemodinâmicas, onde a geometria influenciou consideravelmente na distribuição do fluxo hepático. Concluíram que o projeto com o enxerto em “Y” resultou em uma distribuição do fluxo hepático mais uniforme e moderada melhoria na perda de energia e pressão na VCS, sendo, portanto, o projeto mais promissor. Projetos utilizando *offset* são interessantes para pacientes com divisões de fluxo pulmonar altamente desiguais, podendo melhorar esta distribuição, deixando-a mais uniforme. Enfim, os resultados indicaram que o PCF deve ser realizado individualmente, paciente a paciente, a fim de estabelecer qual tipo de enxerto é mais adequado à anatomia do paciente.

Slesnick e Yoganathan (2014) relatam casos de pacientes com circulação CCPT nos quais o PCF apresentou melhores resultados pós-operatórios. Uma vez que a modelagem de anatomias específicas de pacientes pré-operados tem sido mostrada para prever com precisão a anatomia pós-operatória e estados hemodinâmicos, ela orienta a cirurgia e intervenções.

Reforçam que o PCF depende da colaboração da cardiologia pediátrica, cirurgia cardiotorácica e engenharia biomédica, oferecendo esperança de que as cirurgias paliativas de ventrículo de fisiologia única possam ser adaptadas à anatomia detalhada do paciente, específica para otimizar os resultados em longo prazo.

Porém, o alto custo computacional e a falta de verificação e validação do PCF atual são alguns desafios que precisam ser superados, segundo Wei, *et al.* (2016). O alto custo computacional pode impedir a adoção clínica de técnicas de planejamento cirúrgico de ponta que requerem simulações. Mesmo com alto poder computacional, algumas simulações levam dias para sua conclusão, tempo muitas vezes indisponível ao paciente.

Para reduzir o tempo de processamento, Wei, *et al.* (2016) sugerem utilizar como condição de contorno o tempo médio do fluxo em vez do fluxo pulsátil nas simulações cardiovasculares, podendo haver ganho de 50% no tempo de processamento. Porém, o fluxo na CCPT é, indubitavelmente, pulsátil, sendo uma média muitas vezes não aplicável.

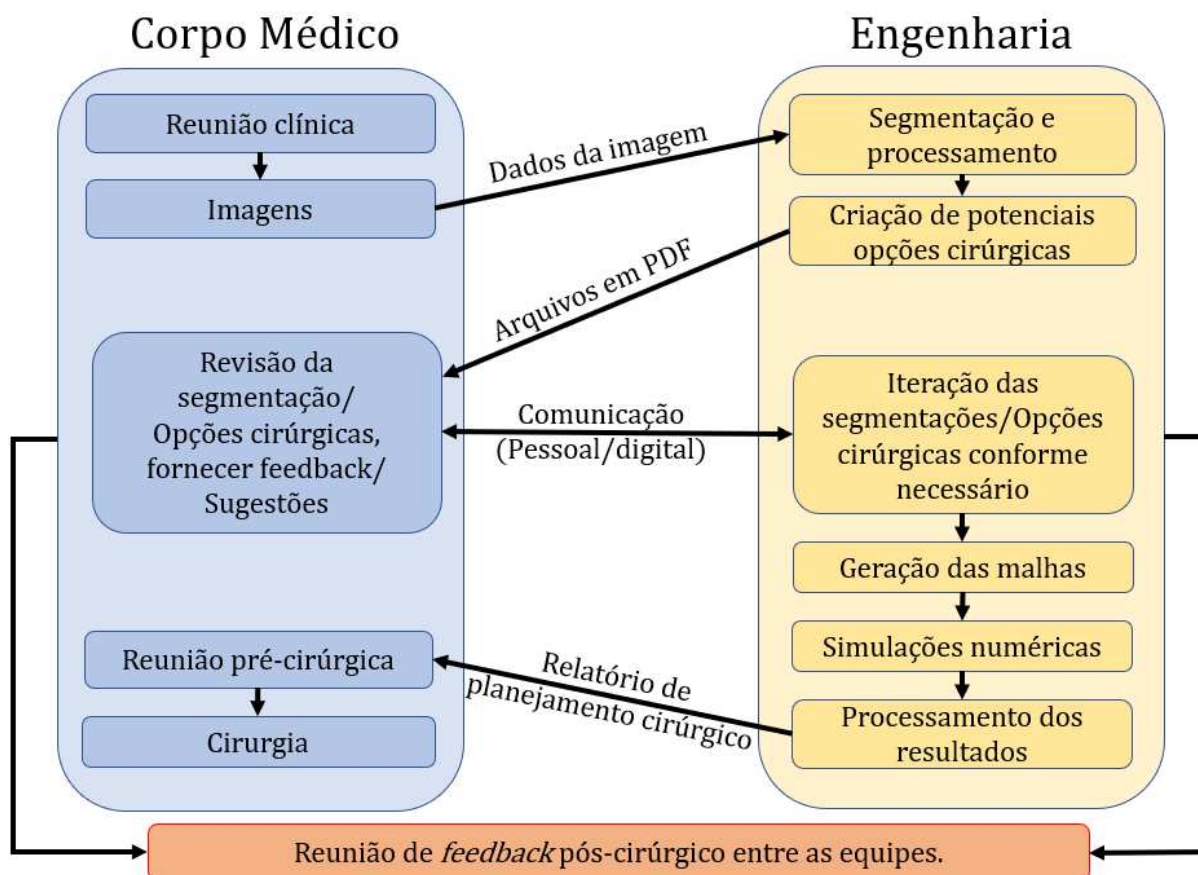
Devido aos desafios já citados, Trusty, *et al.* (2018a) reforçam que o PCF tem sido reservado para os casos mais complexos de Fontan, incluindo aqueles com múltiplas veias cavas superiores e outros tipos de anatomias complexas. O PCF, para este autor, é semelhante ao já descrito por Fogel, *et al.* (2013).

Os fluxos de dados, ordem dos eventos e formas de transferência dos dados entre os grupos clínico e engenharia são mostrados na **Figura 51**.

O principal objetivo de todo PCF é a minimização da perda de energia na conexão cavopulmonar de Fontan e distribuição equilibrada do fluxo hepático (DFH) para os pulmões esquerdo e direito, evitando tensão de cisalhamento extremo na parede dos vasos sanguíneos. Acrescenta que a perda de energia tem sido relacionada à intolerância ao exercício e acredita-se que afete o resultado geral do paciente. Já o desequilíbrio na distribuição do fluxo hepático está relacionado com o surgimento da malformação arteriovenosa pulmonar (PAVM – *Pulmonary Arteriovenous Malformation*) e extrema tensão de cisalhamento na parede dos vasos.

No PCF, nem sempre a solução encontrada é a que atende de forma precisa a todas as necessidades ótimas. Em situações em que uma opção cirúrgica específica não é ideal para todas as métricas, alertam Trusty, *et al.* (2019), os médicos devem avaliar qual complicação é mais preocupante para um determinado paciente. Por exemplo, a progressão das PAVMs é uma motivação muito comum para o planejamento cirúrgico e, portanto, se concentraria na obtenção de HFD equilibrada.

Figura 51 – Interação e tipos de transferência de dados entre corpo médico e engenharia, por ordem cronológica.

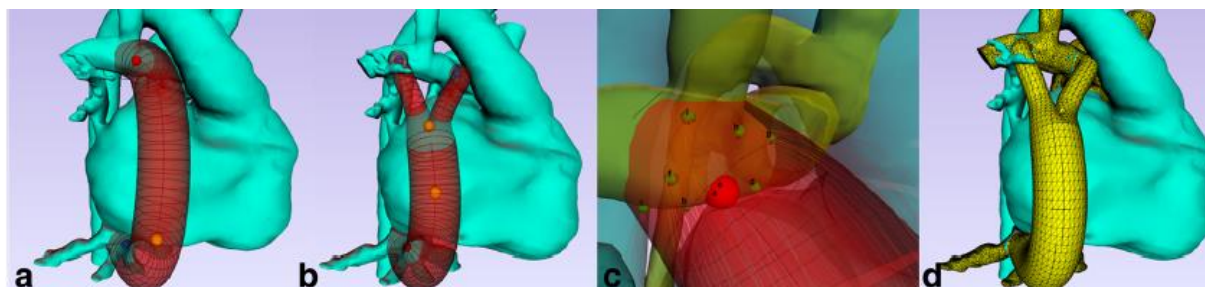


Fonte: Trusty, et al. (2018).

Desta forma, baseado em imagens de RM ou TC, são gerados os modelos 3D. As condições de contorno do fluxo para as simulações são normalmente fornecidas por meio de ressonância magnética de contraste de fase (PCMRI – *Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging*), utilizada para avaliar os fluxos nas cavas, ramos das artérias pulmonares, veias pulmonares e através da válvula aórtica.

Utilizaram o programa livre *Segment* (<http://segment.heiberg.se>) para a segmentação anatômica e o programa livre *Surgem III*²⁵ para a geração de opções cirúrgicas, em vez de outros programas CAD, facilitando o manuseio por ser um programa próprio para esse fim. Descreveram que com o *Surgem III* é possível escolher facilmente um tipo (conduíte tradicional ou enxerto em Y) e tamanho do enxerto (em incrementos de 2 mm) e posicionar os locais de inserção conforme desejado (**Figura 52**).

²⁵ Software não encontrado para download.

Figura 52 – Opções cirúrgicas.

a) Opção de defletor extracardíaco Fontan; b) Opção de enxerto em “Y”; c) Criação automática de inserção de defletores com variações de ângulo/deslocamento; d) Visualização da malha unida (anatomia pré-operatória proposta com colocação de enxerto).

Fonte: Trusty, *et al.* (2018).

Também é possível modificar a inserção da linha central do enxerto, o ângulo de inserção e as opções de compensação conforme necessário (**Figura 52 c**). O *Surgem III* também pode gerar automaticamente um grande número de combinações de tamanho do enxerto e ângulos/deslocamentos de inserção para avaliar a robustez de uma determinada opção cirúrgica. Finalmente, com o *Surgem III*²⁶ é possível visualizar e exportar uma malha de superfície da opção cirúrgica proposta para a próxima etapa do processo de planejamento cirúrgico. Para a CFD, um *solver* resolve as equações de Navier-Stokes e de continuidade (conservação de massa e *momentum*).

Trusty, *et al.* (2018) evidenciaram (**Figura 53**) tempo total de esforço humano e tempo computacional necessário para cada etapa do PCF, sendo esta uma representação de um caso padrão, com imagens de alta qualidade, com base na experiência dos autores.

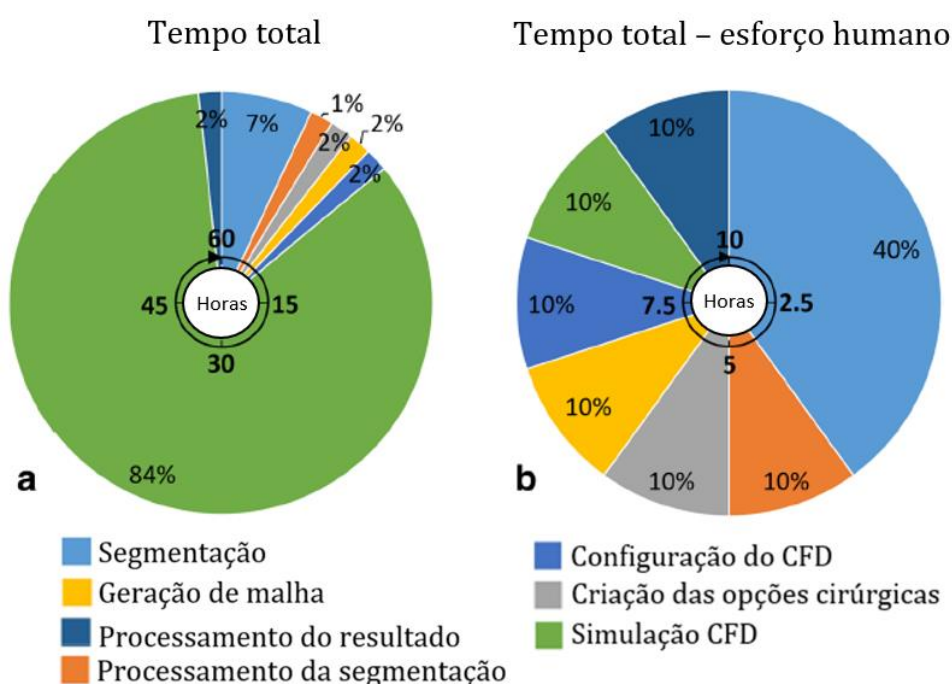
Sabe-se que a CFD ainda é limitada devido a métodos complexos que envolvem o uso de programas avançados, computadores poderosos e interação entre clínicos, físicos, médicos e engenheiros, além das incertezas que acumulam durante o processo de modelagem (FRIEBERG, *et al.*, 2021).

Liu, *et al.* (2020) estudaram uma possibilidade de otimização automática da forma do enxerto vascular para coarctação da aorta. Uma vez que o aprimoramento

²⁶ Todo o método de trabalho do *SURGEM* pode ser aprofundado no artigo de PEKKAN, K.; WHITED, B.; KANTER, K.; SHARMA, S.; DE ZÉLICOURT, D.; SUNDARESWARAN, K.; *et al.* **Patient-specific surgical planning and hemodynamic computational fluid dynamics optimization through free-form haptic anatomy editing tool (SURGEM)**. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(11), 1139–1152. 2008.

manual envolve tempo e especialidades diversas, consumindo processo de tentativa e erro para alcançar o desempenho dinâmico, algoritmos de otimização seriam capazes de popularizar a técnica, possibilitando que mais centros a utilizassem.

Figura 53 – Tempo total e tempo total de esforço humano necessários para o planejamento cirúrgico.



Fonte: Trusty, *et al.* (2018).

O algoritmo visa minimizar a perda de energia do fluxo sanguíneo da região de interesse, deformando o volume na região da coarctação. Como resultados, houve uma redução de 30% na perda de energia do fluxo sanguíneo no modelo otimizado. Para um maior aprofundamento sobre o algoritmo obtido, assim como os cálculos e variáveis utilizadas, acessar Liu, *et al.* (2020).

Por fim, Liu, *et al.* (2021) propuseram um método semiautomático de Planejamento Cirúrgico de Fontan, com o intuito de projetar e fabricar enxertos específicos por paciente, otimizados hemodinamicamente, com a utilização de enxertos vasculares de engenharia de tecidos (TEVG).

Como já descrito no presente trabalho e reforçado aqui por Liu, *et al.* (2021), evidências clínicas demonstram a correlação entre a hemodinâmica na via de Fontan e a causa ou exacerbação das complicações. Os pacientes podem ter benefícios de longo prazo para a saúde e qualidade de vida ao receber uma via de Fontan

idealmente reconstruída com uma distribuição de fluxo hepático equilibrada e mínima perda de energia.

Projetar enxertos específicos personalizados com desempenho hemodinâmico otimizado é uma tarefa complexa. A variedade de anatomias específicas do paciente, espaço de planejamento cirúrgico confinado e a necessidade de considerar simultaneamente vários critérios de projeto para otimização do enxerto vascular dificultam a obtenção do objetivo.

Enxertos disponíveis comercialmente são fabricados de material sintético, não acompanhando o crescimento do paciente, podendo exigir revisão ou substituição em longo prazo. Uma possibilidade a esta lacuna é a utilização de enxertos vasculares de engenharia de tecidos (TEVG), que serão abordados no próximo capítulo.

Apesar dos avanços, a comunicação entre a equipe de engenharia e cirurgiões ainda é necessária, podendo custar semanas para um projeto mais adequado de Fontan, prazo este que em muitos casos impossibilita o projeto. A necessidade de acelerar o PCF, reduzindo o esforço humano para identificar o caminho ideal para o enxerto de Fontan, pode ser alcançada automatizando o processo (LIU, *et al.*, 2021).

Para a otimização desse processo, os autores utilizaram a resolução de um problema de otimização não linear com restrições, estudado extensivamente na otimização de aeronaves desde o fim de 1950. Para atingir os objetivos, buscaram a resolução de dois problemas fundamentais:

- a) O primeiro problema é como parametrizar as vias de Fontan e explorar o espaço de projeto específico do paciente, considerando a possível interferência com outras anatomias calculadas por um algoritmo de detecção de interferência desenvolvido;
- b) O segundo problema é como encontrar soluções viáveis no espaço de projeto que possam otimizar o desempenho hemodinâmico dos modelos de Fontan (minimização da perda de potência indexada [iPP]), distribuição adequada do fluxo hepático (HFD) e porcentagem de tensão de cisalhamento ideal da parede (%WSS).

Para automatizar o fluxo de trabalho de planejamento e otimização da via de Fontan, os autores consideraram o trabalho de Liu, *et al.* (2020), no qual foi desenvolvida uma estrutura computacional que integra a manipulação de malha, simulação hemodinâmica, coleta de dados de treinamento e otimização substituta.

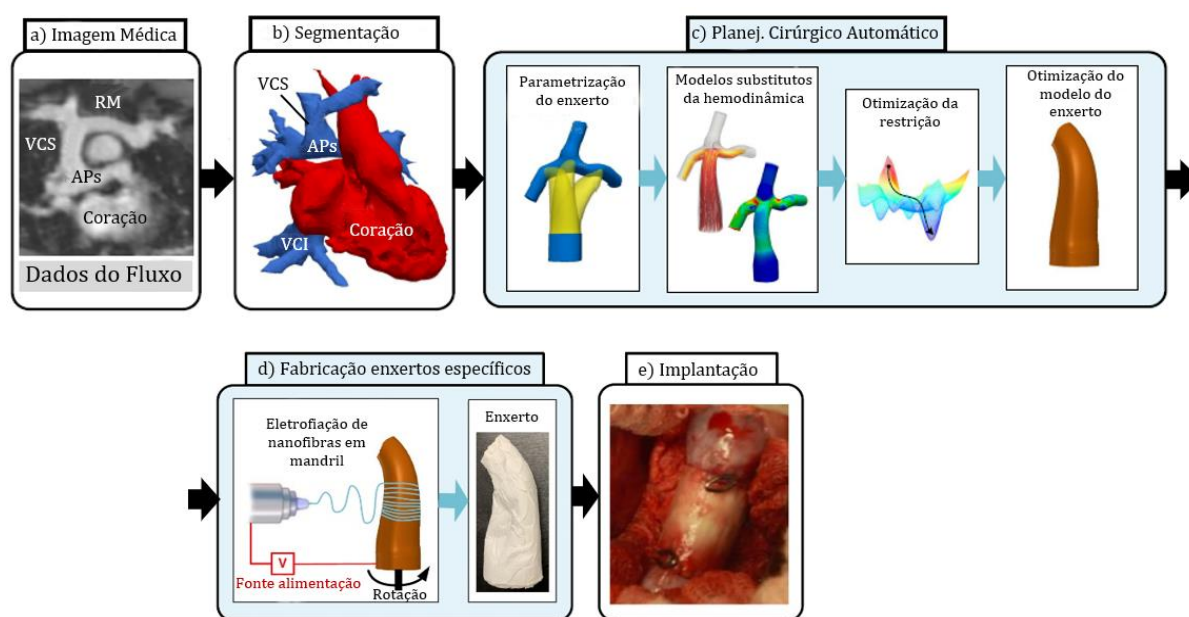
Compararam os resultados com modelos em argila projetados por cirurgiões e realizados por engenheiros em método manual, e em cirurgias já realizadas.

As cinco etapas, que consistem no fluxo de trabalho, foram ilustradas na **Figura 54** e descritas a seguir:

- obtenção de dados de angiografia por ressonância magnética para o coração do paciente e geometria vascular; e dados de MRI de contraste de fase (PC-MRI) para determinação de dados de fluxo sanguíneo para simulação de CFD;
- segmentação de imagens para reconstrução dos modelos 3D de VCS, VCI, PA, aorta e coração;
- planejamento e otimização do percurso de Fontan;
- confeção de enxertos específicos por paciente;
- implantação do enxerto no paciente.

Para fabricação dos enxertos de Fontan, os mandris foram impressos em aço inoxidável, em impressora 3D, de acordo com a geometria dos caminhos otimizados do paciente. Nanofibras eletrofiadas com polímeros de poli-L-lactídeo (PLLA) e poli- ϵ -caprolactona são moldados nos mandris formando o TEVG específico do paciente.

Figura 54 – Diagrama de fluxo de trabalho esquemático do Planejamento Cirúrgico de Fontan semiautomático.



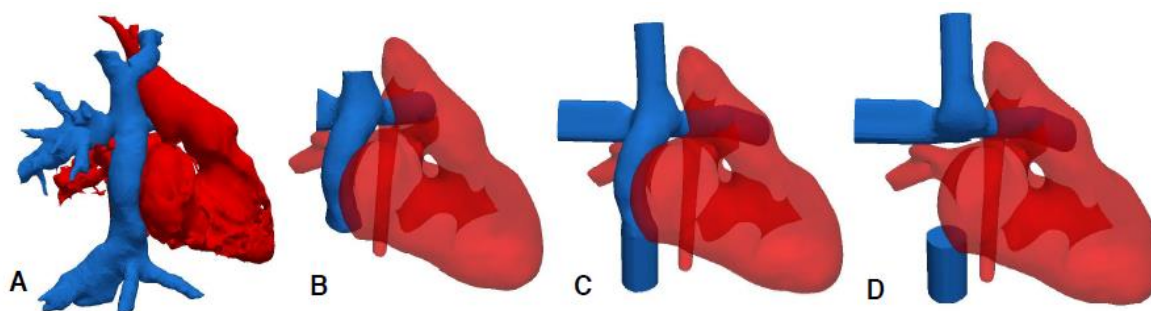
Fonte: Liu, *et al.* (2021).

Para enfrentar esses desafios, os autores utilizaram vias de Fontan parametrizadas para explorar espaços possíveis para a localização dos enxertos buscando soluções ideais. Focaram na minimização da perda de potência indexada (iPP), distribuição adequada do fluxo hepático (HFD), porcentagem de tensão de cisalhamento anormal da parede (%WSS) e interferência geométrica entre as vias de Fontan e os modelos cardíacos (InDep) dentro de limites clinicamente aceitáveis.

Para a reconstrução do modelo, os autores consideraram como ponto de partida as imagens médicas obtidas por meio de RM (**Figura 55 A**). A imagem foi tratada: cortes limpos e extensões nas entradas e saídas da VCI, VCS e APs foram realizados, além da suavização da imagem da superfície dos vasos sanguíneos (**Figura 55 B e Figura 55 C**).

Para realizar o estudo dos modelos para o planejamento da via de Fontan com otimização do enxerto, os enxertos foram eliminados uma vez que se trata de pacientes que já haviam passado pelo tratamento paliativo completo. Desta forma, os enxertos existentes e não otimizados foram removidos dos modelos de Fontan, simulando a estrutura dos vasos que o cirurgião encontraria na abordagem para a cirurgia pós-Glenn Bidirecional (**Figura 55 D**).

Figura 55 – Ilustração da preparação do modelo para o planejamento automático da via Fontan.



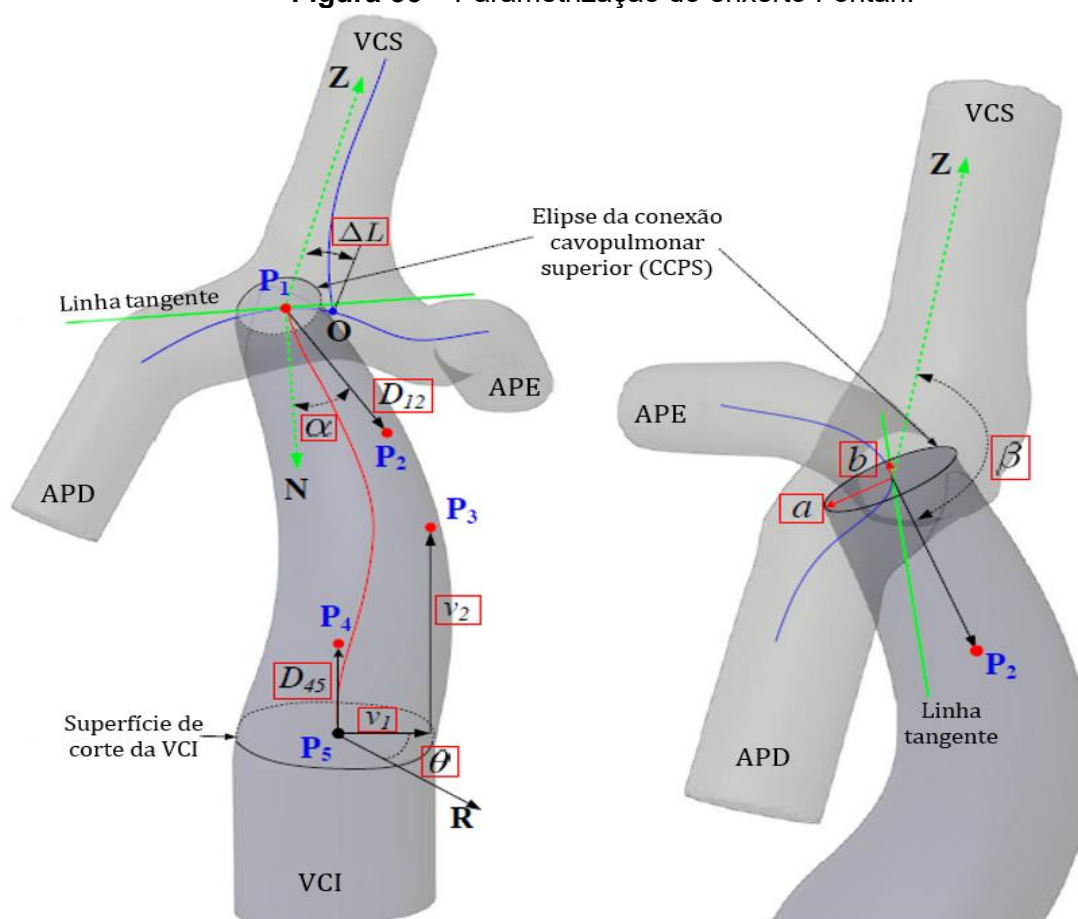
Fonte: Liu, *et al.* (2021).

Com base nos dados da RM 4D, as vazões médias no tempo na VCI e VCS (Q_{VCI} e Q_{VCS} , respectivamente), bem como a razão do fluxo APE/APD puderam ser obtidas. As condições de vazão de saída em APE e APD (Q_{APE} e Q_{APD} , respectivamente) foram prescritas pela razão de divisão de vazão APE/APD, medida da vazão total de entrada, para manter a conservação da massa.

Para a geração do caminho de Fontan, o enxerto se inicia na curva de superfície de corte da VCI, permanecendo esta inalterada durante o planejamento da via. Os parâmetros do diâmetro do enxerto ficam em função dos raios da elipse a e b . O ângulo de incidência do enxerto na AP foi representado pelos parâmetros α e β e o deslocamento do enxerto sob a linha central da AP, representado por ΔL .

Assim, o enxerto se inicia na superfície de corte da VCI e termina na elipse da conexão cavopulmonar superior (CCPS), que se move ao longo da linha central entre a APE e APD. Os parâmetros de projeto nas caixas vermelhas exploram a geometria de um caminho de Fontan (**Figura 56**).

Figura 56 – Parametrização do enxerto Fontan.



Fonte: Liu, *et al.* (2021).

Os resultados mostraram que os modelos Fontan otimizados automaticamente tiveram desempenho hemodinamicamente superior, ou pelo menos são comparáveis aos modelos Fontan otimizados manualmente, com tempo de planejamento cirúrgico significativamente reduzido (15 horas *versus* mais de duas semanas). Também

demonstramos a viabilidade de fabricação dos enxertos de nanofibras eletrofiadas. Os algoritmos e o método para atingir a automatização foram detalhados em Liu, *et al.* (2021).

Os autores argumentam que os esforços futuros estão focados na automatização do PCF, reduzindo a necessidade do consumo de horas humanas altamente capacitadas, a fim de incentivar o uso na clínica médica. Concluem que, à medida que as previsões fisiológicas pós-operatórias melhoram, o Planejamento Cirúrgico de Fontan se tornará uma ferramenta ainda mais eficaz para modelar com precisão a hemodinâmica específica do paciente.

Além do mais, a viabilidade de se customizar as formas de TEGV possibilita a concepção de enxertos específicos para o paciente, atingindo melhores resultados durante as cirurgias paliativas, o que será abordado a seguir.

3.2 ENXERTOS VASCULARES DE ENGENHARIA DE TECIDOS (*TISSUE ENGINEERED VASCULAR GRAFTS –TEVG*)

Atualmente, a realização da anastomose cavopulmonar total – onde há o desvio do fluxo da VCI para a AP – se faz por meio de um enxerto sintético de PTFE (FONSECA, *et al.*, 2005; SILVA, *et al.*, 2012).

Esse material, assim como o polyester, não se desenvolve concomitantemente ao crescimento do paciente, nem tampouco é disponibilizado comercialmente em dimensões personalizadas, dificultando a implantação do PCF (LIU, *et al.*, 2020).

Os enxertos vasculares de engenharia de tecidos (TEVG) oferecem uma estratégia promissora para superar tais complicações. O TEVG foi criado utilizando-se *scaffolds* biodegradáveis (esqueletos em português), sendo estes elementos indispensáveis para a engenharia de tecidos vivos.

Segundo Guarino, *et al.* (2014), os *scaffolds* são utilizados com frequência como moldes temporários com propriedades mecânicas e biológicas específicas, semelhantes à matriz extracelular nativa (MEC – *Native Extracellular Matrix*), modulando a adesão, invasão, proliferação e diferenciação celular antes da regeneração do tecido biologicamente funcional ou da MEC natural.

À medida que o *scaffold* se degrada, o *neo* tecido vascular se forma, gerando um conduto vivo e biocompatível. Uma grande vantagem no uso de TEVG é o

potencial para criar tecido autólogo, eliminando a necessidade de terapia antiplaquetária, anticoagulante ou imunossupressora (HIBINO, *et al.*, 2010).

Um TEVG deve satisfazer uma série de critérios de projeto para se adequar ao propósito, como (PASHNEH-TALA, *et al.*, 2015):

1. Suportar as tensões impostas pelo sangue sem se romper ou sofrer deformações plásticas, causando aneurismas;
2. Superfície luminal condizente ao uso, impedindo a formação de trombos em locais de baixas pressões;
3. Possuir complacência adequada, evitando formação de altas tensões, principalmente ao redor das anastomoses;
4. Possuir geometria que não induza a características de fluxo indesejáveis;
5. Não deve ser citotóxico e não deve desencadear uma resposta imunogênica negativa como inflamação crônica ou ativação do sistema imune adaptativo;
6. Deve possuir resistência a torção e capacidade para ser manuseado, manipulado e suturado;
7. Possuir capacidade em ser produzido em massa em uma variedade de geometrias, com qualidade controlada, armazenado e enviado a um custo economicamente viável.

Resumidamente, o enxerto deve ser capaz de crescer, remodelar e autorreparar *in vivo*. Hibino, *et al.* (2010) iniciaram testes com seres humanos – 25 pacientes no total – com fisiologia ventricular única no ano de 2001. Através da medula óssea autóloga (espinha ilíaca anterossuperior), foi colhido o componente de células mononucleadas. Estas células foram semeadas através de pipetagem manual no *scaffold* tubular híbrido, composto por um tecido de ácido poliglicólico e poli-L-lactídeo (PLLA) ou poli- ϵ -caprolactona (PCL), e implantadas como enxerto na obtenção da circulação de Fontan. Esse *scaffold* semeado (*scaffold* híbrido) foi incubado em plasma autólogo diluído por duas horas antes da implantação.

Como resultado, no decorrer de 5,8 anos de acompanhamento pós-operatório, não houve nenhum óbito decorrente do enxerto; sem evidências de aneurisma, rupturas, infecção ou calcificação. Foi constatada existência de estenose em quatro pacientes, sendo estes submetidos à angioplastia percutânea com sucesso. Um paciente apresentou trombose, que foi tratada com sucesso com varfarina.

Exames demonstraram que houve degradação completa do material de suporte com formação de tecido vascular semelhante a uma parede de células musculares lisas vasculares e uma camada de células endoteliais.

Embora os resultados pareçam promissores, Pashneh-Tala, *et al.* (2015) discutem que os TEVGs foram construídos com grande diâmetro interno, com cerca de 12 a 24 mm, implantados em sistema de alto fluxo e baixa pressão. Assim, a preocupação está em extrapolar esses resultados para vasos diminutos sob fluxo arterial e pressão elevados.

O uso de *scaffolds* poliméricos sintéticos completamente acelulares também está sendo explorado, eliminando assim a necessidade de cultura de células *in vitro* ou extração de células autólogas, concentrando-se em incentivar uma proliferação acelerada de células hospedeiras e remodelação do *scaffold* após sua implantação, através de sua arquitetura e química da superfície. *Scaffolds* produzidos com uma malha de poli-L-lactídeo (PLLA) e poli- ϵ -caprolactona (PCL) reforçada com poliglicolida (PGA) exibiram perviedade por até 12 meses como substituição da artéria pulmonar, apresentando degradação do material do arcaçouço, formação de camadas de células musculares lisas vasculares e células endoteliais com conteúdo de matriz extracelular semelhante ao tecido nativo (PASHNEH-TALA, *et al.*, 2015).

Outros estudos sobre o uso de *scaffolds* poliméricos sintéticos completamente acelulares para a produção de TEVG foram realizados com sucesso significativo. Com custo baixo de produção e a capacidade de incorporar propriedades diversas, têm sido fundamental para uso extensivo, provendo grande potencial futuro.

Existem várias outras maneiras mencionadas na literatura para realizar a criação de enxertos vasculares teciduais (TEVG). Alguns dos termos mais frequentes na literatura atual incluem o uso de matrizes naturais celulares decelularizadas, geração de *scaffolds* por meio de polímeros naturais e engenharia de tecidos por automontagem (como em lâminas, moldagem celular e bioimpressão).

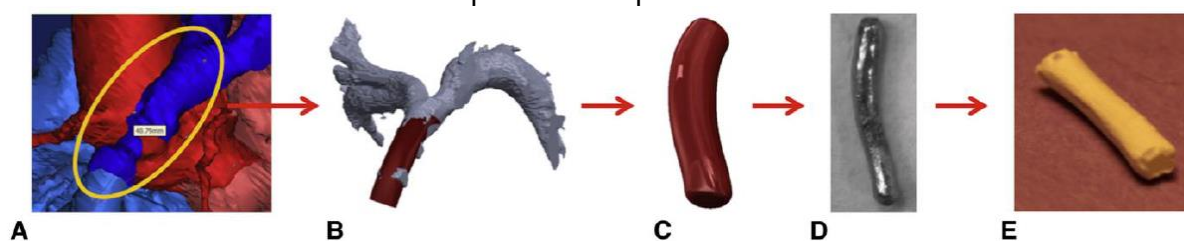
Por meio de bioimpressão 3D, células e material de suporte são depositados camada por camada, produzindo vasos sanguíneos de forma precisa. Após 14 dias sob fluxo pulsátil, esses agregados se fundiram em estruturas confluentes. Porém, como há utilização de material autólogo, a necessidade de períodos de cultura *in vitro* seria um claro limitante à tecnologia (PASHNEH-TALA, *et al.*, 2015).

Com o intuito de atender anatomias diversificadas, Fukunishi, *et al.*, (2016) estudaram o uso de nanofibras eletrofiadas combinadas com a impressão tridimensional. Desenvolveram em seu trabalho uma nova tecnologia para criar um TEVG específico para o paciente, usando materiais de nanofibra biodegradável aprovados pela *Food and Drug Administration* (FDA), revestidos em torno de um mandril impresso em 3D. Buscaram validar a tecnologia para formação de neotecido, biocompatibilidade e propriedades mecânicas de TEVG personalizados impressos em 3D, após a implantação em um modelo ovino de circulação de alto fluxo e baixa pressão.

O fluxograma para a fabricação dos enxertos foi ilustrado conforme **Figura 57**, com os seguintes passos:

- a. Segmentação de imagem 3D do vaso;
- b. Criação do desenho do enxerto específico do paciente com base na imagem de TC pré-operatória usando o sistema CAD;
- c. Projeto do mandril finalizado;
- d. Impressão do mandril em 3D em aço inoxidável;
- e. Enxerto de nanofibra específico do paciente.

Figura 57 – Processo de fabricação para enxertos vasculares de engenharia de tecidos específicos do paciente.



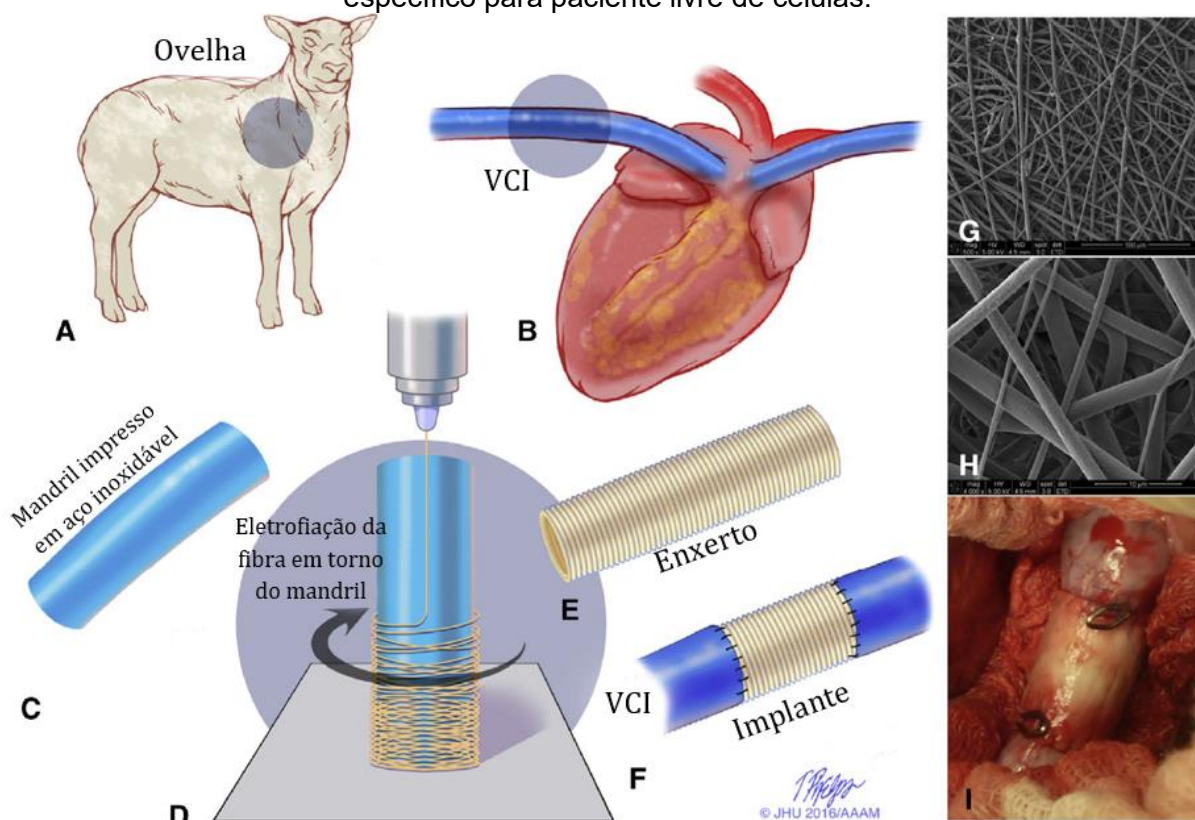
Fonte: Fukunishi, *et al.* (2016).

Portanto, com as dimensões da VCI das ovelhas, obtidas por TC, foram projetados os enxertos via CAD (SolidWorks®). Ao ser exportados em extensão própria para a estereolitografia, foram realizadas as fabricações em 3D dos mandris em aço inoxidável 420. Para criar o *scaffold*, foram utilizados ácido poliglicólico *co-eletrospun* (PGA) e poli-L-lactídeo-co- ϵ -caprolactona (PLCL), na proporção de 10% em peso de PGA e 5% em peso de PLCL, dissolvidos em hexafluoroisopropanol. Durante três horas, cada solução foi agitada por barra magnética, à temperatura ambiente. Em seringas separadas, a solução de PGA foi dispensada a uma taxa de

fluxo de 2,5 mL/hora e a solução de PLCL a 5,0 mL/hora para criar o enxerto com uma relação PGA:PLCL de 1:1. As soluções foram eletrofiadas no mandril personalizado simultaneamente. A distância da ponta da seringa e o mandril foi de 20 cm. O mandril girava numa velocidade de 30 rotações por minuto.

Na ponta de cada seringa foi aplicada uma carga de 25 kV, e as nanofibras eletrofiadas foram depositadas no mandril aterrado até que a espessura de parede desejada fosse alcançada. Ao final, o *scaffold* eletrofiado foi removido do mandril, sendo a espessura da parede medida com um medidor de pressão, colocando o *scaffold* entre duas lâminas de vidro.

Figura 58 – Projeto de estudo de enxerto vascular de engenharia de tecido de nanofibra específico para paciente livre de células.



Fonte: Fukunishi, *et al.* (2016).

Os tubos PGA/PLCL foram cortados em comprimentos de 1,5 cm com diâmetro interno de 12 mm, sendo embalados em bolsas Tyvek® e esterilizados terminalmente com irradiação gama. A **Figura 58** ilustra o processo já descrito, sendo:

- A.** e **B.** A geometria da VCI considerada foi obtida com base na angiografia de uma ovelha;

- C. Um mandril de eletrofiação foi modelado por CAD e posteriormente impresso em 3D;
- D. O *scaffold* de nanofibra foi eletrofiado no mandril impresso em 3D;
- E. e F. Um enxerto vascular de engenharia de tecido de nanofibra (TEVG) isento de células autólogas foi implantado como um conduto de interposição da VCI no modelo de ovelha;
- G. e H. Imagens de microscópio eletrônico de varredura do *scaffold* (G, 5003; H, 40003).
- I. Imagem intraoperatória do TEVG implantado.

TEVGs de nanofibra livres de células feitos sob medida foram implantados como enxertos de interposição de VCI em seis ovelhas. O tamanho do animal aumentou cerca de duas vezes ao longo do intervalo de estudo de seis meses. O TEVG foi implantado como um enxerto de interposição de VCI supradiafragmática. Os pacientes foram monitorados por meio de angiografia. A eletrofiação criou um *scaffold* tubular com espessura de parede uniforme de 657 ± 36 μ m, significativamente menor que a espessura da parede nativa da VCI de 1365 ± 476 μ m.

Foram realizados testes de complacência²⁷ e pressão de ruptura na veia cava inferior nativa da ovelha, no enxerto vascular de engenharia de tecido de nanofibras específico do paciente antes (Pré-Op TEVG) e seis meses após a implantação (6 m TEVG) (**Figura 59**).

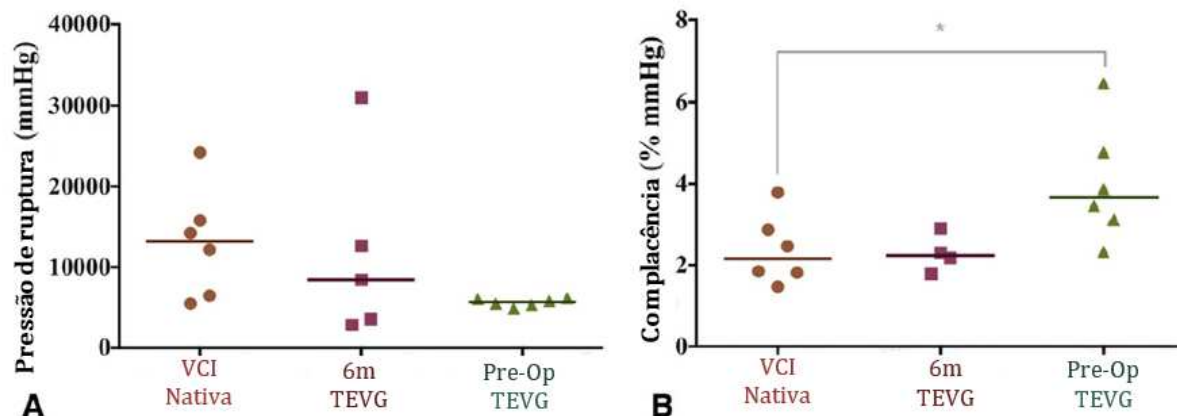
Não houve diferença significativa na pressão de ruptura do Pré-Op TEVG em comparação com a VCI nativa e entre a pressão de ruptura da VCI nativa e a 6 m TEVG. A complacência do enxerto pré-operatório foi significativamente maior em comparação com a VCI nativa. No entanto, não houve diferença significativa na complacência entre a VCI nativa e TEVG após 6 meses.

Em relação à biocompatibilidade na circulação venosa de alto fluxo e baixa pressão, incluindo a permeabilidade e remodelação do tecido, o TEVG se mostrou excelente durante os seis meses de duração do estudo. Todas as ovelhas sobreviveram sem complicações (livres de estenoses, aneurismas nem rupturas). Houve formação de neotecido vascular organizado no TEVG ao longo dos seis meses,

²⁷ Na fisiologia, complacência é uma medida da resistência de um órgão oco ao recuo às suas dimensões originais com a remoção de uma força compressiva ou distensiva. É um termo recíproco à elastância.

indicando que o tamanho dos poros e o diâmetro das fibras permitiram a infiltração das células hospedeiras.

Figura 59 – Processo de fabricação para enxertos vasculares de engenharia de tecidos específicos do paciente.



Fonte: Fukunishi, *et al.* (2016).

Após seis meses, somente $2,09 \pm 0,69\%$ do material de suporte permaneceram, indicando que o neotecido vascular foi o principal contribuinte para as propriedades bioquímicas e mecânicas avaliadas. Evidenciaram monocamada celular na superfície luminal do enxerto, confirmando o sucesso da endotelização com o tecido nativo, além de identificação positiva de células musculares lisas e vasculares contráteis maduras. A deposição, organização e maturação do colágeno foram confirmadas pela avaliação das quantidades relativas e orientação das fibras finas e grossas.

Além de outros compostos encontrados no neotecido, indicam a eficácia do uso de TEVG de nanofibras sem células, específico para pacientes, criado por modelagem de CAD, impressão 3D e eletrofiação, sendo este comparável às propriedades mecânicas, angiografia, histologia e imuno-histoquímica da VCI nativa.

Relatam a vantagem da eletrofiação, sendo um processo altamente ajustável pelo qual uma ampla variedade de tipos de polímeros e tamanhos de fibra podem ser fiados em várias formas de mandris. Isso permite o projeto racional de *scaffolds* personalizados para engenharia de tecidos. O atual paradigma do “tamanho único” aborda inadequadamente as anatomias variáveis e complexas presentes na população de cardiopatias congênitas.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os materiais e métodos de pesquisa utilizados para a realização deste trabalho.

Primeiramente, são apresentadas ferramentas e programas utilizados para a obtenção dos objetivos do trabalho, além do exame em DICOM e modelos em STL.

Em seguida, realiza-se o preparo da geometria, iniciada na obtenção das imagens médicas; a geração de malha; o teste de independência e as características físicas do problema. As equações que regem as simulações serão detalhadas metodicamente.

Finalmente, será descrito o método para obtenção dos resultados por meio das simulações, a fim de possibilitar compará-los, identificando as boas práticas adotadas para, por fim, serem obtidos os resultados que serão discutidos no próximo capítulo.

4.1 MATERIAIS

Os materiais empregados para o desenvolvimento da presente pesquisa foram:

a) InVesalius® VERSÃO 3.1, *software* gratuito, multiplataforma de visualização de imagens médicas e reconstrução 3D (CTI RENATO ARCHER, 2020);

b) Autodesk® Meshmixer™ 2017, *software* gratuito, versão 3.5.474 (AUTODESK® MESHMIXER™, 2017);

c) Ansys SpaceClaim® 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

d) Ansys® Workbench 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

e) Ansys® Meshing 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

f) Ansys® Fluent Meshing 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

g) Ansys® Fluent 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

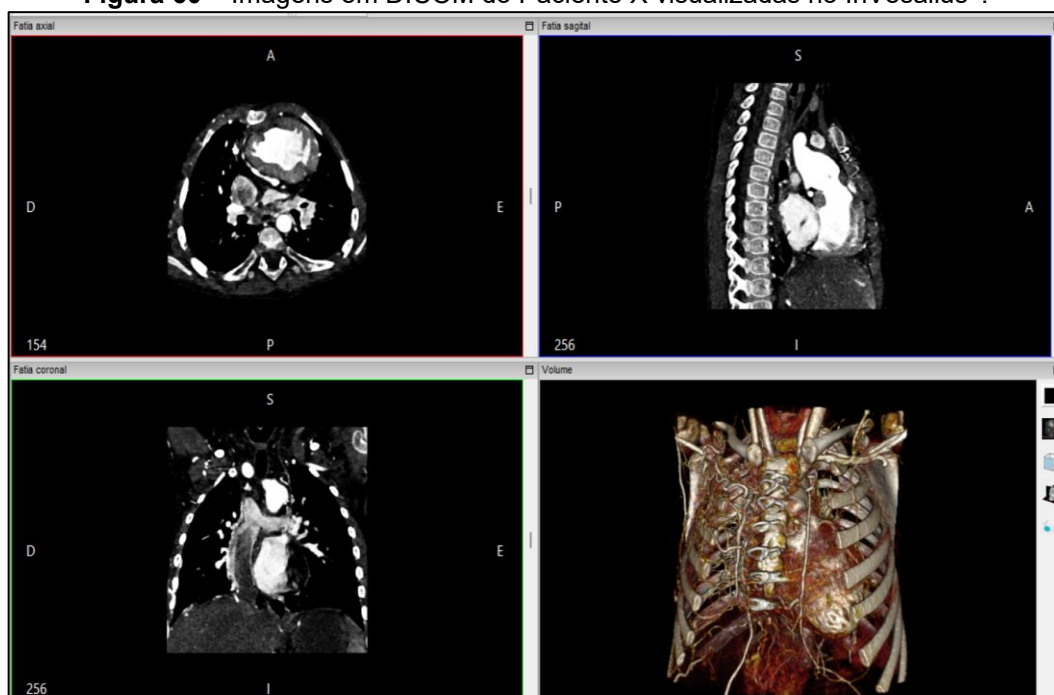
h) Ansys® Mechanical 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG (ANSYS®, 2023);

i) WebPlotterDigitalizer V4.6, versão gratuita (WebPlotterDigitalizer, 2013);

j) Notebook Alienware® m15 R6 – 2022, com processador Intel® CORE™ i7-11800H (8-core, cache de 24MB, até 4,6GHz), GPU NVIDIA® GeForce® RTX™ 3070, 8GB GDDR6, Memória de 64GB DDR4 de 3200MHz, e dois SSDs de 1TB PCIe NVME M.2;

k) Exame de um paciente portador de SCEH²⁸ em arquivo DICOM, obtido por angiotomografia computadorizada do coração e vasos da base, com 128 fileiras de detecção, sendo aplicado contraste iodado em paciente anestesiado. Este paciente foi denominado Paciente X (**Figura 60**). Para esse paciente, não houve acesso às condições de contorno, como pressão na VCI, VCS, APE e APD, sendo este exame utilizado para o detalhamento do método de obtenção da geometria e execução da malha.

Figura 60 – Imagens em DICOM do Paciente X visualizadas no InVesalius®.



Fonte: o autor (2022).

²⁸ Pontos importantes descritos no exame do referido paciente: “Derivação cavopulmonar total (Cirurgia de Fontan). Anastomose da veia cava superior ao ramo direito da artéria pulmonar, sem sinais de trombos e/ou estenoses, medindo a veia cava superior 12 x 11,2 mm. A veia cava inferior encontra-se conectada ao ramo pulmonar direito através de tubo de PTFE e pericárdio autólogo, sem sinais de trombos e/ou estenoses. O tubo mede no terço médio 21,7 x 17,3 mm. Observação: pequena fenestração no tubo (no segmento de PTFE) que mede 3,9 mm. Ramos pulmonares confluentes, sem estenoses focais; o ramo direito apresenta-se encurtado no local da anastomose com o Fontan. O ramo pulmonar direito mede 8,2 x 8,0 mm e o ramo esquerdo mede 9,0 x 6,8 mm”.

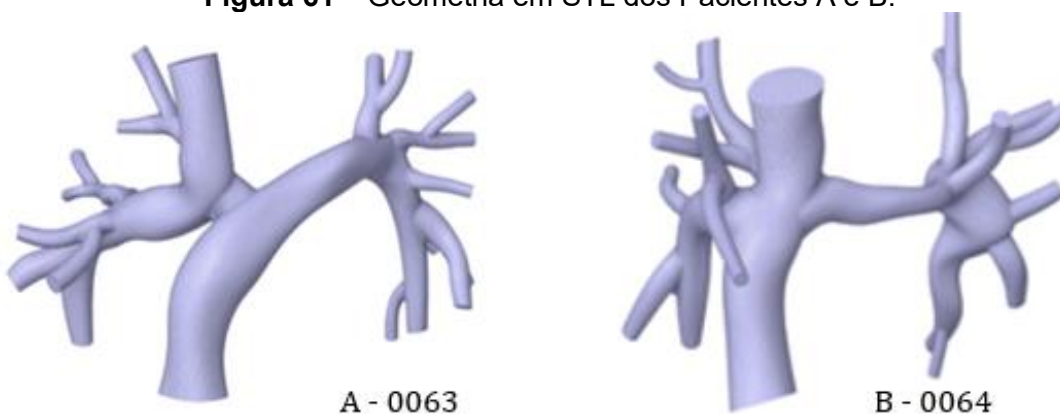
I) Exame de dois pacientes²⁹ (**Quadro 15**), dos quais, no repositório localizado no endereço digital www.vascularmodel.com, foram obtidas as geometrias em STL por ressonância magnética em arquivos DICOM, fonte TLAB, sendo a GE MEDICAL SYSTEMS a fabricante do equipamento, juntamente com suas condições de contorno (**Figura 61**). Desta forma, com base na geometria foram realizadas as simulações que, em conjunto com o método realizado para as imagens do Paciente X, completam o ciclo da simulação.

Quadro 15 – Caracterização dos pacientes quanto à cardiopatia e ao estágio de tratamento.

Paciente	Idade	Sexo	Defeito	Procedimento
X	43 meses	Feminino	Cardiopatia congênita Ventrículo de fisiologia única SCEH	Fontan
A - 0063	3 anos	Masculino	Cardiopatia congênita Ventrículo de fisiologia única Atresia tricúspide	Fontan
B - 0064	6 anos	Feminino	Cardiopatia congênita Ventrículo de fisiologia única SCEH	Fontan

Fonte: Wilson, Ortiz e Johnson (2013).

Figura 61 – Geometria em STL dos Pacientes A e B.



Fonte: Wilson, Ortiz e Johnson (2013).

²⁹ Os dados aqui utilizados foram fornecidos no todo ou em parte com fundos federais da National Library of Medicine sob concessão de nº R01LM013120; e do National Heart, Lung, and Blood Institute, National Institutes of Health, Department of Health and Human Services, sob o Contrato nº HHSN268201100035C, adquiridos no endereço digital www.vascularmodel.com. Copyright© Stanford University, the Regents of the University of California, Open Source Medical Software Corporation e outras partes, liberados para uso conforme citação: N.M. Wilson, A.K. Ortiz, and A.B. Johnson, "The Vascular Model Repository: A Public Resource of Medical Imaging Data and Blood Flow Simulation Results", J. Med. Devices 7(4), 040923 (Dec 05, 2013) doi:10.1115/1.4025983.

4.2 MÉTODO

Para o atingimento do objetivo proposto, foram utilizadas as anatomias de dois pacientes. O primeiro paciente, X, é o único em que foi obtida imagem por ressonância magnética; porém, sem as condições de contorno para simulação.

Já para os demais pacientes, há as geometrias em STL previamente extraídas, juntamente com as condições de contorno necessárias para as simulações.

O método de extração do arquivo STL e seu polimento foram realizados na geometria do Paciente X. Sabendo-se como a extração e o polimento foram feitos, foram realizadas as simulações das outras seis anatomias cujas condições de contorno são conhecidas.

Foram realizadas oito simulações para a geometria do Paciente A, iniciando-se com parâmetros simplificados até os mais complexos para cada geometria. Primeiramente, foram considerados os modelos com vasos rígidos, regime permanente, escoamento laminar e fluido newtoniano para dados de paciente em descanso. Após, foi alterado o tipo de fluido para não newtoniano a fim de nutrir com dados o peso desta modificação. Em seguida, foi alterado de escoamento laminar para turbulento³⁰. Na sequência, foi alterado o regime permanente de convertido para transiente, considerando o fluxo pulsátil de cada cava. Esse fluxo foi adaptado considerando, inclusive, os efeitos da respiração presentes no fluxo da VCI.

Por fim, com os resultados obtidos até então, o uso ou não de fluido newtoniano, assim como escoamento turbulento, foi definido para que as simulações em FSI sejam realizadas, mas com a condição de vasos flexíveis. Nestas simulações, os comportamentos linear e não linear também foram abordados (**Quadro 16**).

Como há uma elevada quantidade de dados de saída deste trabalho, foi adotada uma nomenclatura das simulações e destes resultados. Cada um foi denominado como “código”. O código 1A refere-se à primeira simulação, do Paciente A. O conjunto de condições de contorno da primeira simulação e das demais foi descrito no início de cada capítulo.

E, por fim, um planejamento cirúrgico completo foi aplicado à geometria do Paciente B, com as condições de contorno estabelecidas, baseadas nos resultados

³⁰ O Ansys® Fluent 2022 R2 não possibilita a realização de simulações de fluidos não newtonianos turbulentos com as configurações pré-programadas. Com a obtenção dos resultados das simulações propostas será possível verificar a necessidade desse tipo de arranjo. Sendo necessária uma UDF (*User-Defined Functions*), esta deverá ser programada pelo usuário.

obtidos nas simulações do Paciente A, com o intuito de se obter condições ideais para a execução cirúrgica.

Quadro 16 – Planejamento de simulações.

Código	Paciente	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime	Elasticidade
1A	A	Rígidos	Newtoniano	Laminar	Permanente	-
2A	A	Rígidos	Não newtoniano	Laminar	Permanente	-
3A	A	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Permanente	-
4A	A	Rígidos	Newtoniano	Laminar	Transiente	-
5A	A	Rígidos	Não newtoniano	Laminar	Transiente	-
6A	A	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Transiente	-
7A	A	Flexíveis	A definir	A definir	Transiente	Linear
8A	A	Flexíveis	A definir	A definir	Transiente	Hiperelástico

Fonte: O autor (2023).

Devido ao interesse em replicar o método extralimite acadêmico, nos Apêndices deste estudo foram apresentados os passos adotados para o preparo da geometria para a discretização do domínio, determinação da localização da partícula do fluido no espaço, além das simulações propostas.

Três parâmetros foram comparados entre as simulações realistas e simplificadas:

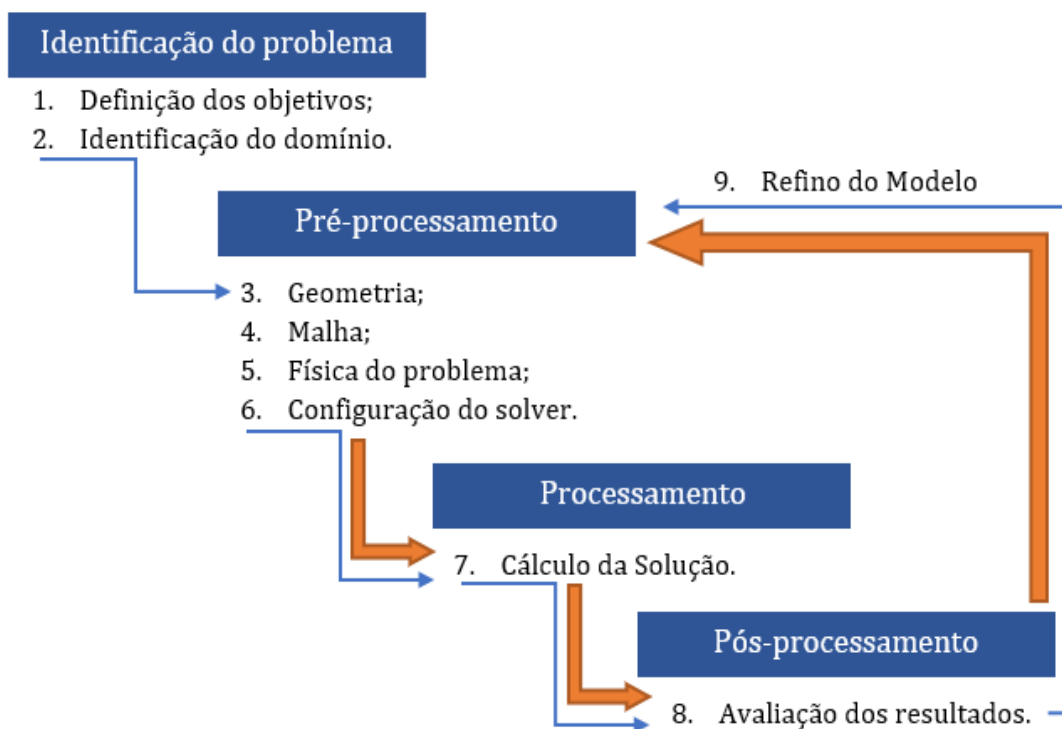
- a) Diferença entre as pressões de entrada nas cavas e saída nas pulmonares;
- b) Relação da distribuição do fluxo sanguíneo através das artérias pulmonares direita e esquerda;
- c) Tensão de cisalhamento na parede dos vasos estudados.

A análise dos efeitos derivados dos resultados foi obtida, discutida e comparada com a literatura. Caso a variação dos resultados seja ínfima, há possibilidade de que as simulações simplificadas sejam adotadas para o Planejamento Cirúrgico de Fontan. Caso contrário, a simulação realista, bem mais complexa, deverá ser o padrão obrigatório.

Todos os modelos geométricos foram desenvolvidos com base nas imagens de exames de TC. O procedimento foi aprovado pelo Comitê de Ética (CAAE 31703220.3.0000.5231) (Apêndice A – Parecer comitê de ética e pesquisa da Universidade Estadual de Londrina; Apêndice B – Termo de consentimento livre e esclarecido para pais ou responsáveis legais (TECLE); e Apêndice C – Autorização ONG Coração Curumim).

Para a realização das simulações, foi adotado o fluxo de trabalho descrito na **Figura 62**, discutido neste capítulo.

Figura 62 – Fluxo de trabalho – Simulação Computacional.



Fonte: ESSS (2023).

Com o problema identificado e os objetivos traçados, há necessidade da preparação dos 3D gerados para simulação numérica, baseada nas imagens de TC ou RM, para que, ao final, seja identificado o domínio de trabalho.

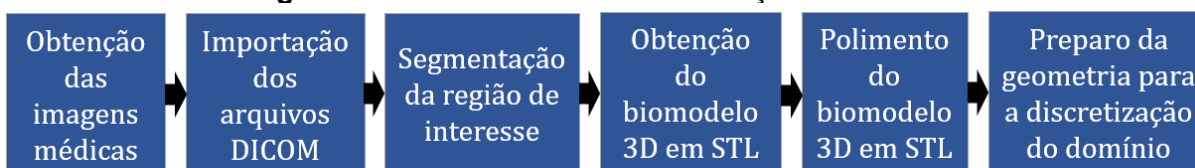
4.2.1 PREPARO DA GEOMETRIA PARA A DISCRETIZAÇÃO DO DOMÍNIO³¹

Da obtenção das imagens médicas à obtenção de uma geometria preparada para ser simulada, há necessidade de seguir alguns passos fundamentais. Na **Figura 63**, segue o fluxo utilizado para obtenção desta geometria.

Até a etapa “Polimento do biomodelo 3D em STL” foi utilizada a anatomia do Paciente X, uma vez que são as únicas imagens obtidas pós-Fontan.

Desta etapa em diante, foi utilizada a geometria do Paciente A em STL, comparando as condições de contorno simplificadas e realistas, para que ao final seja possível elaborar um Planejamento Cirúrgico de Fontan validado e completo.

³¹ Apêndice D – Preparo da geometria para a discretização do domínio.

Figura 63 – Fluxo de trabalho – Obtenção do domínio.

Fonte: Adaptado de Silva (2011) e Carvalho (2017).

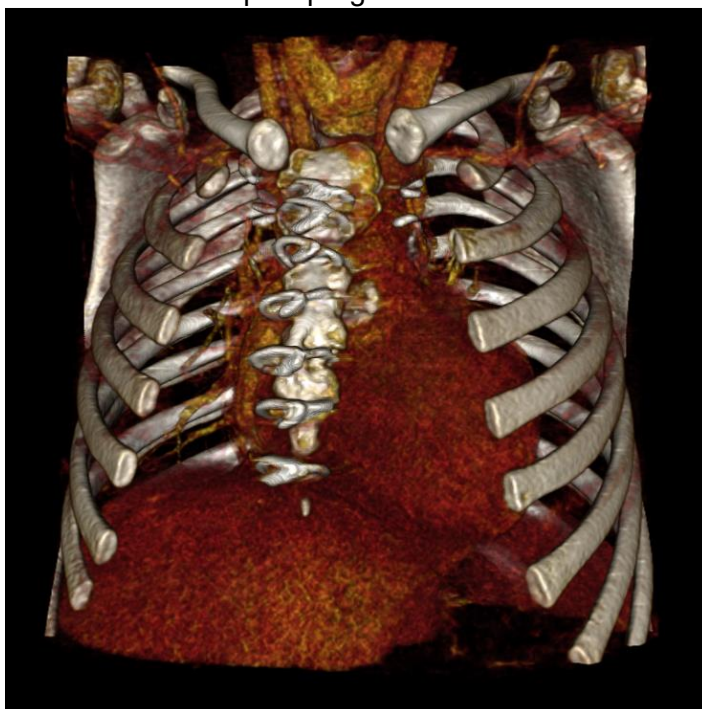
4.2.1.1 OBTENÇÃO DAS IMAGENS MÉDICAS

Há diferentes protocolos para obtenção de imagens médicas por meio de exames radiológicos, gravados em arquivos DICOM, sendo a variável principal a espessura dos cortes tomográficos. Quanto menor a espessura entre as imagens, maior a definição do biomodelo e, conseqüentemente, maior a carga de processamento computacional (SILVA, 2011).

Para a obtenção das imagens do Paciente X, foi realizada uma angiotomografia computadorizada do coração e vasos da base com um aparelho de 128 fileiras de detectores (alta resolução), durante e após a injeção endovenosa periférica de contraste iodado hidrossolúvel não iônico sob procedimento anestésico.

4.2.1.2 IMPORTAÇÃO DOS ARQUIVOS DICOM

Figura 64 – Vista frontal da montagem da angiotomografia computadorizada do Paciente A, realizada pelo programa InVesalius®.



Fonte: O autor (2022).

Os arquivos DICOM, gerados como se fossem uma série de imagens isoladas em 2D, foram sobrepostos para obtenção do modelo 3D com a utilização do programa de computador de uso livre InVesalius® (**Figura 64**).

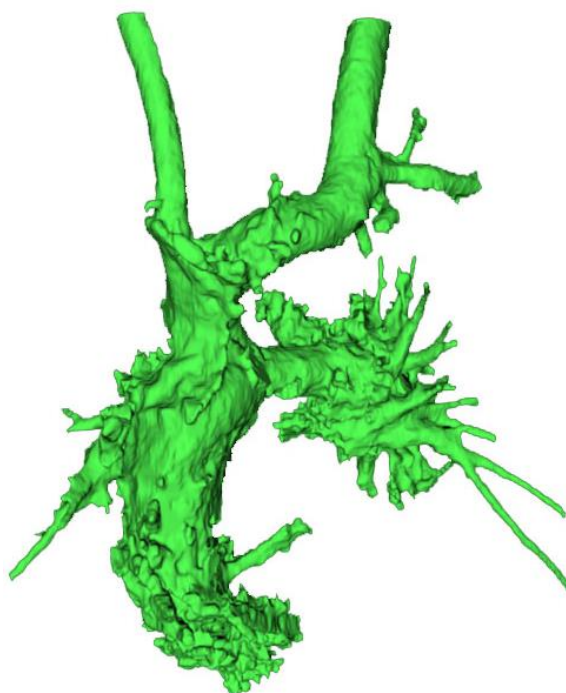
4.2.1.3 SEGMENTAÇÃO DA REGIÃO DE INTERESSE

A segmentação consiste na separação da imagem de interesse para o estudo das estruturas desejadas. Na área de trabalho do *software* InVesalius®, é possível visualizar quatro telas: a fatia axial, fatia sagital, fatia coronal e o volume, sendo, portanto, multiplanar, possibilitando acesso a todas as seções do exame. Com base nessas faixas de interesse, a região é segmentada para posterior exportação em STL.

4.2.1.4 OBTENÇÃO DO BIOMODELO 3D EM STL

Com a escolha das superfícies que melhor representam a anatomia a ser estudada, há a geração do biomodelo 3D. Porém, com vários volumes desnecessários e alguns com pouca nitidez, devendo estes ser polidos de forma apropriada, facilitando a obtenção futura da malha a ser processada (**Figura 65**).

Figura 65 – Obtenção do biomodelo 3D do Paciente X.

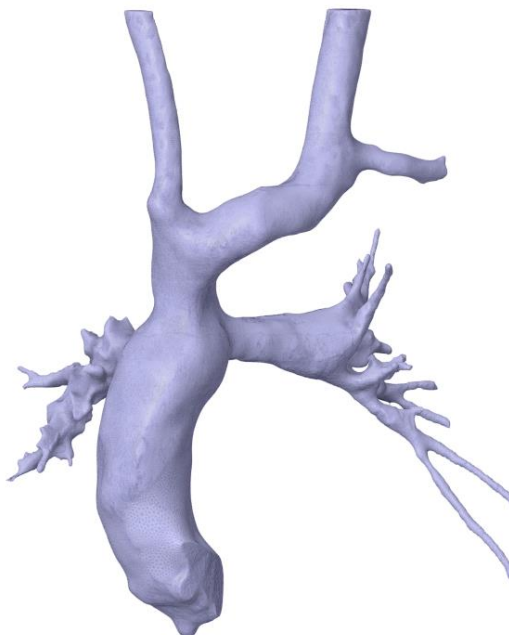


Fonte: O autor (2022).

4.2.1.5 POLIMENTO DO BIOMODELO 3D EM STL

Com o biomodelo concebido, foram feitos os polimentos das superfícies da estrutura e eliminadas falhas e estruturas não retocadas na obtenção das superfícies no InVesalius®. Para isso, foi utilizado o programa de uso livre Autodesk® Meshmixer™ 2017, obtendo-se o resultado ilustrado na **Figura 66**.

Figura 66 – Geometria em STL do Paciente X, extraída das imagens DICOM e encerado.



Fonte: O autor (2022).

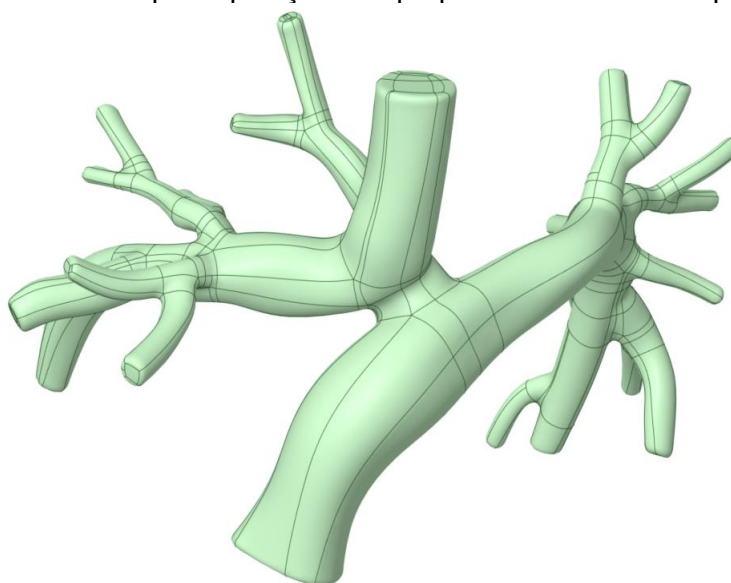
4.2.1.6 PREPARO DA GEOMETRIA PARA A DISCRETIZAÇÃO DO DOMÍNIO

Com a geometria lapidada, é necessário transformar o arquivo STL em um sólido, preparando-o para ser discretizado. Esta etapa pode ser feita em diversos programas CAD. Para este trabalho foi utilizado o *software* Ansys SpaceClaim® 2022 R2, versão licenciada para o LABBIO da UFMG. Desta etapa em diante foi utilizada a anatomia do Paciente A, cujas condições de contorno são conhecidas.

A alteração da geometria em STL para sólido não é algo elementar. É partindo dessa geometria que as malhas foram realizadas. Sendo a capacidade de convergência dos programas de volumes finitos dependente da qualidade dessas geometrias, é obtido, por fim, um sólido lapidado, conforme ilustra a **Figura 67**.

Após a execução da geometria do domínio fluido, é necessária a criação da geometria dos vasos sanguíneos. Para isso, é necessário conhecer a anatomia dos vasos compostos nas simulações deste trabalho.

Figura 67 – Sólido após lapidação das pequenas facetas do arquivo STL.



Fonte: O autor (2023).

Bazilevs, *et al.* (2009) distribuíram a espessura da artéria baseados nos dados de entrada e saída para uma configuração de Cirurgia de Fontan, com base na resolução da equação diferencial parcial de Laplace. A relação média entre a espessura média do vaso e seu diâmetro médio foi de 10%.

Utilizando equipamentos de Tomografia de Coerência Óptica, alguns autores estudaram a morfologia dos vasos. Homma, *et al.* (2018) estudaram 39 crianças portadoras de cardiopatia congênita³² com aproximadamente dois anos (variando de dois meses a seis anos). Identificaram a espessura da artéria pulmonar ($0,19 \pm 0,06$ mm) e seu diâmetro (1,31–5,00 mm). Desta forma, verificaram que a razão entre a espessura do vaso pelo diâmetro da artéria pulmonar foi de 6,54%.

Hayabuchi, *et al.* (2019) conduziram um estudo observacional em 2019. Eles mediram a espessura da parede da artéria pulmonar de oito pacientes após conexão cavopulmonar bidirecional (BCPC) e de 20 crianças da mesma idade com morfologia e pressão pulmonar normais. Nenhuma diferença significativa na espessura da parede das artérias pulmonares foi encontrada entre os grupos Fontan e o grupo controle ($0,12 \pm 0,03$ mm contra $0,12 \pm 0,02$ mm, respectivamente).

³² Os diagnósticos anatômicos foram comunicação interventricular (CIV, n = 27), comunicação interatrial (CIA, n = 4), persistência do canal arterial (PCA, n = 3), CIV com PCA (n = 1), CIV com CIA e PCA (n = 1), CIV com coarctação da aorta (n = 2) ou interrupção do arco aórtico (n = 1) seguida de reconstrução do arco e bandagem AP.

McGovern *et. al.* (2019) realizaram estudo *in vivo* para avaliar as dimensões das artérias pulmonares de 12 crianças com Circulação Fontan e 11 crianças normais. Nenhuma diferença significativa na espessura da parede das artérias pulmonares foi encontrada entre os grupos Fontan e o grupo controle ($0,12 \pm 0,02$ mm contra $0,11 \pm 0,01$ mm, respectivamente).

Para este trabalho, foi adotada como espessura uniforme nas paredes do vaso 6,54% do diâmetro médio das APs, conforme o trabalho de Homma, *et. al.* (2018) (**Quadro 17**). O diâmetro médio foi medido logo após a anastomose entre a VCS e as APs. Desta forma, são obtidas as espessuras destacadas no **Quadro 18**.

Quadro 17 – Diâmetros médios das artérias pulmonares.

Região	Paciente X		Paciente A-0063		Paciente B-0064	
	D1	D2	D1	D2	D1	D2
APD	9,48 mm	11,83 mm	9,44 mm	10,25 mm	10,34 mm	12,49 mm
APE	7,98 mm	8,23 mm	9,74 mm	9,85 mm	8,14 mm	9,23 mm
Média	9,38 mm		9,82 mm		10,05 mm	

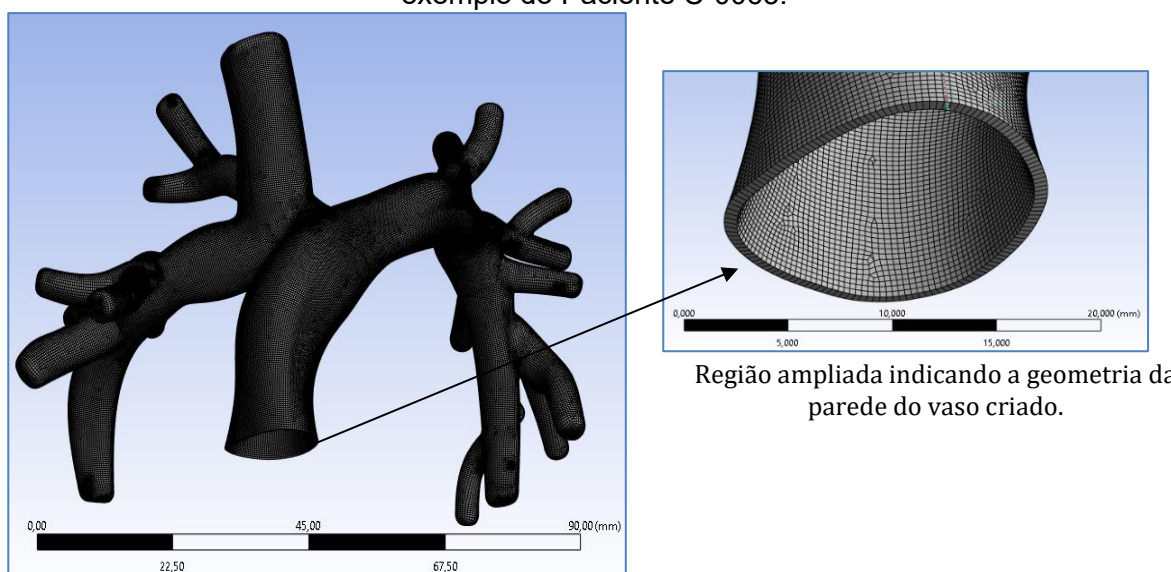
Fonte: O autor (2023).

Quadro 18 – Espessuras médias dos vasos sanguíneos.

Paciente	Diâmetro Médio	x 6,54%
X	9,38 mm	0,61 mm
A-0063	9,82 mm	0,64 mm
B-0064	10,05 mm	0,66 mm
Média	9,75 mm	0,64 mm

Fonte: O autor (2023).

Figura 68 – Execução da geometria da parede das artérias no Ansys® Mechanical 2022 R2 – exemplo do Paciente C-0063.

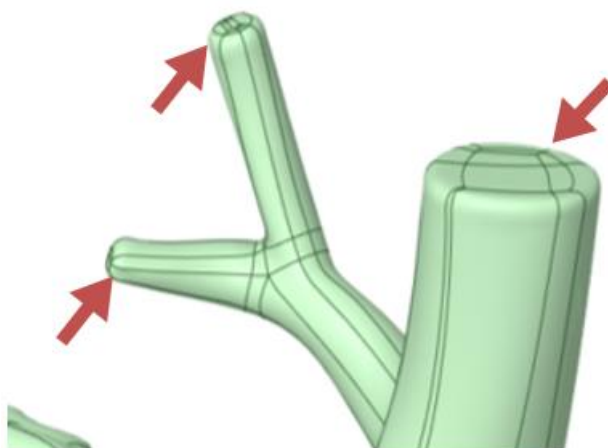


Fonte: O autor (2023).

Por fim, uma malha foi gerada, conforme ilustra a **Figura 68**, que foi transformada em sólido com a utilização do mesmo processo utilizado no domínio fluido.

Na obtenção da geometria sólida, todas as saídas e entradas se transformam em superfícies abauladas (**Figura 69**). Para a imposição de condições de contorno nessas superfícies, é necessário que elas sejam totalmente planas.

Figura 69 – Abaulamento das entradas e saídas das geometrias.



Fonte: O autor (2023).

Com os sólidos criados, há necessidade de se nomear cada entrada, saída e paredes. Para o domínio fluido os nomes dados foram:

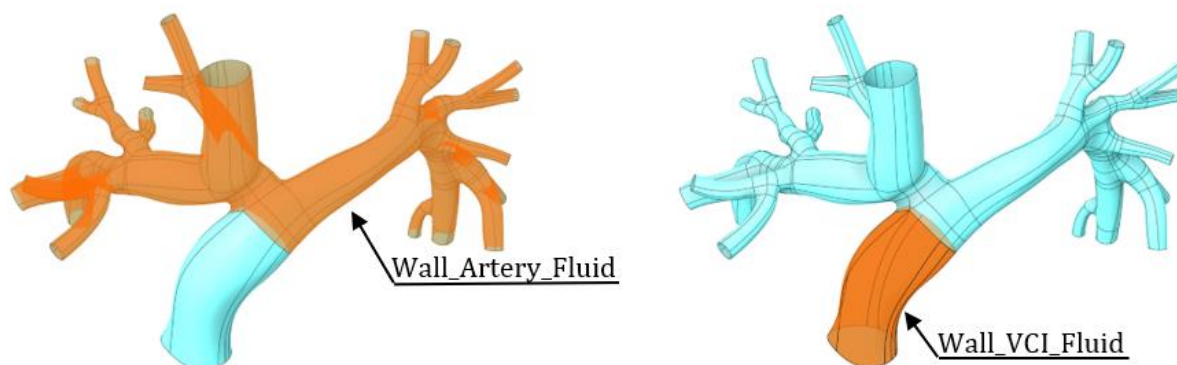
1. VCI_Inlet e VCS_Inlet, para as entradas das veias cavas;
2. APD_Outlet_1, APD_Outlet_2, APD_Outlet_3, ..., para as saídas da artéria pulmonar direita;
3. APE_Outlet_1, APE_Outlet_2, APE_Outlet_3, ..., para as saídas da artéria pulmonar esquerda;
4. Wall_Artery_Fluid, para a parede do domínio fluido, que faz fronteira com a parede interna da artéria (**Figura 70**);
5. Wall_VCI_Fluid, para a superfície da VCI, a fim de obter a tensão de cisalhamento da parede desta região segmentada (**Figura 70**);

Para a artéria foram criados os seguintes nomes:

1. VCI_Inlet_Solid e VCS_Inlet_Solid, para as entradas das veias cavas;
2. APD_Outlet_Solid_1, APD_Outlet_Solid_2, APD_Outlet_Solid_3, ..., para as saídas da artéria pulmonar direita;

3. APE_Outlet_Solid_1, APE_Outlet_Solid_2, APE_Outlet_Solid_3, ..., para as saídas da artéria pulmonar esquerda;
4. Wall_Artery_Solid_Internal, para a parede interna da artéria;
5. Wall_Artery_Solid_External, para a parede externa da artéria.

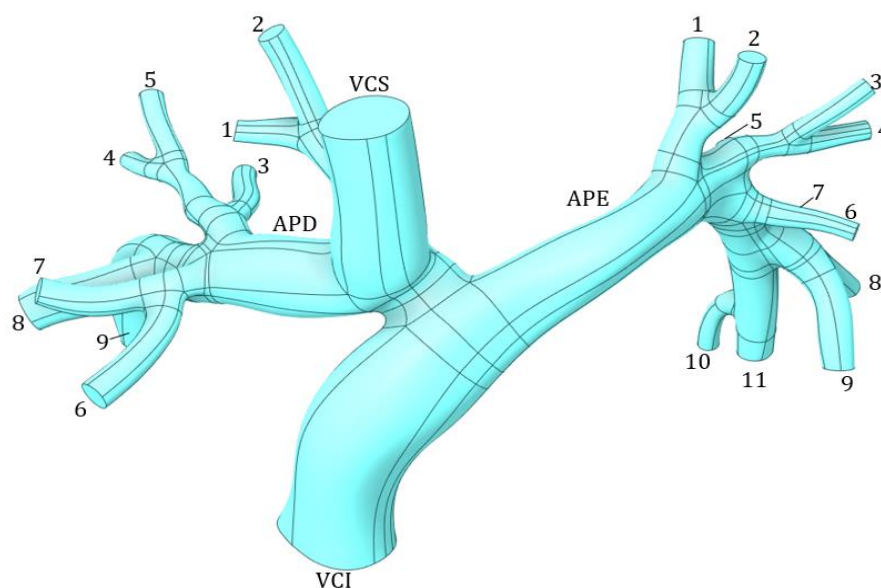
Figura 70 – Segmentação da VCI no *Named Selection* – Paciente A.



Fonte: O autor (2023).

Devido à elevada dificuldade de convergência verificada em simulações FSI, neste instante a geometria do sólido não foi segmentada. Ao final, se a interação fluido-estrutura for necessária para o PCF simplificado, aí sim será realizada esta segmentação.

Figura 71 – Numeração das superfícies – Paciente A.

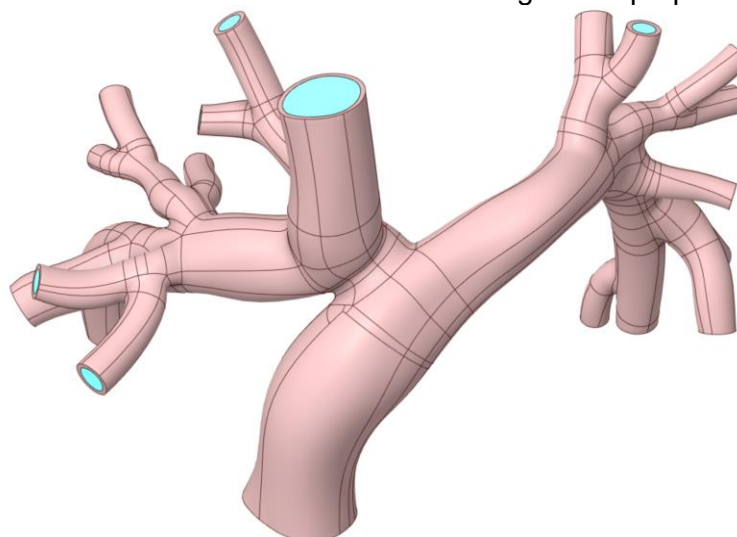


Fonte: O autor (2023).

Para este trabalho, foi adotada uma sequência para a nomenclatura de cada vaso. Iniciando-se no nascimento do primeiro vaso a partir da APE, tem-se a APE_Outlet_1, em ordem crescente até o último vaso. Para a APD, a lógica é idêntica (**Figura 71**).

Com as geometrias polidas, as superfícies de saída e entrada preparadas para receber as condições de contorno e todas as faces e superfícies de domínio fluido nomeadas, é obtida a geometria final do domínio fluido e parede dos vasos sanguíneos (**Figura 72**).

Figura 72 – Geometria do domínio fluido e vasos sanguíneos preparada – Paciente A.



Fonte: O autor (2023).

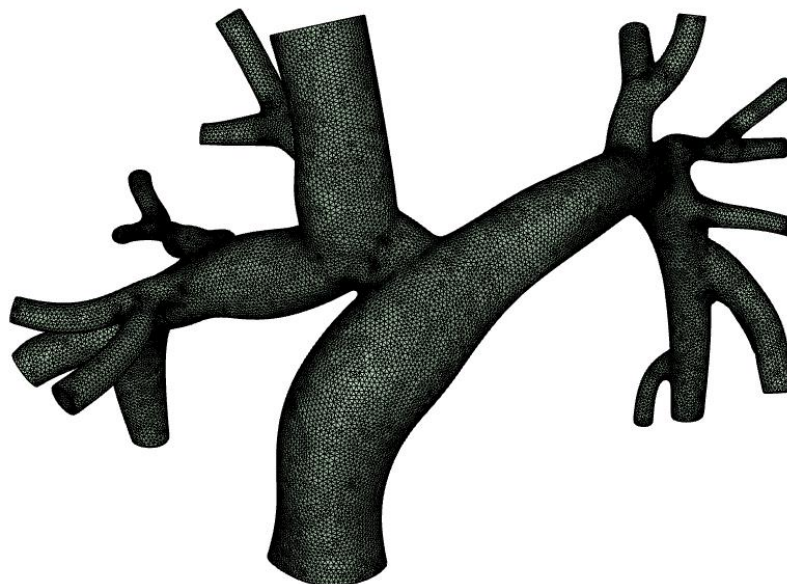
4.2.2 GERAÇÃO DA MALHA

Com os modelos preparados, foram realizadas diversas malhas para o domínio fluido. Esta é uma etapa importante da simulação, uma vez que malhas de má qualidade influenciam diretamente nos resultados. Esta etapa, juntamente com o Teste de independência de malha, localizado no subcapítulo 4.2.3, compõe o item 4 do fluxo de trabalho da **Figura 62**.

Como ponto de partida, foi realizada a configuração padrão do Ansys® Meshing 2022 R2 para CFD (Modelo A). Com a apresentação de algumas distorções na superfície da malha, foi acrescentado ao Modelo A um elemento de malha de tamanho 0,5 mm, além da criação de uma superfície da geometria de 0,5 mm (Modelo B). Por se tratar de um escoamento interno, por boas práticas, é importante inserir uma malha

de camada limite, região essa que captará os efeitos viscosos locais (Modelo C). Esta prática é importante, principalmente para escoamentos turbulentos (**Figura 73**).

Figura 73 – Malha Modelo C – Paciente A.



Fonte: O autor (2023).

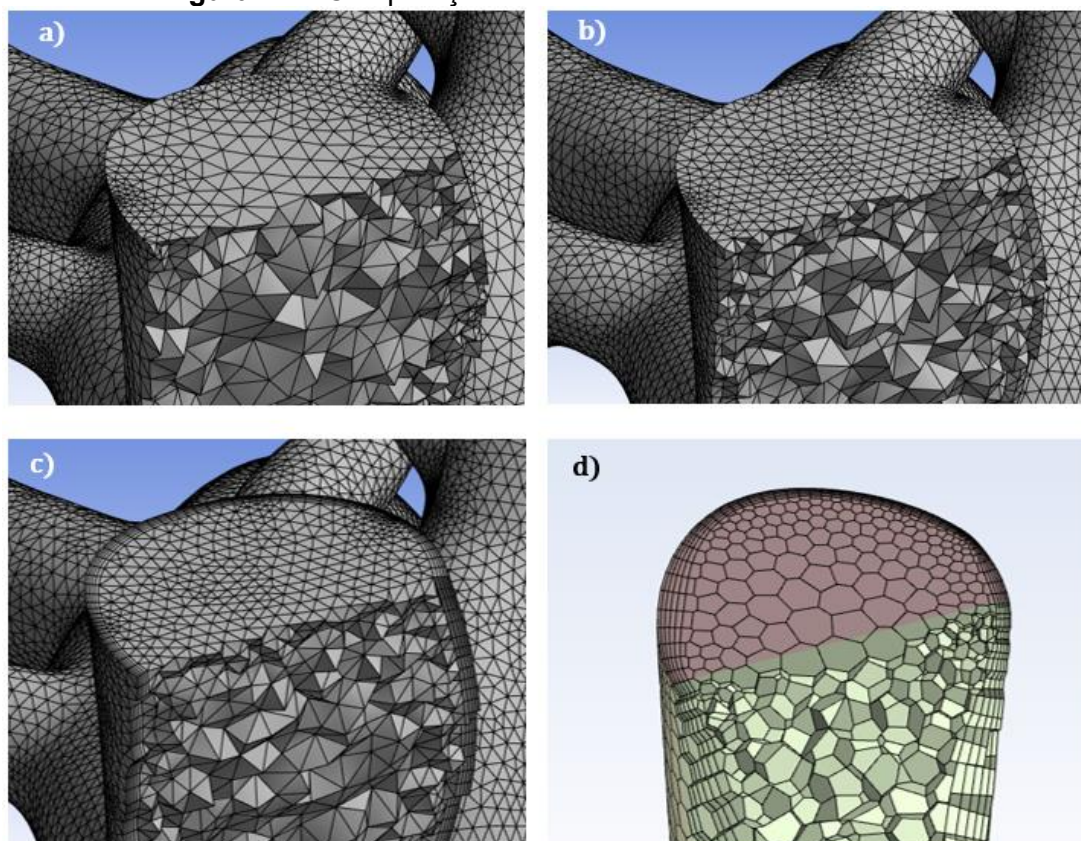
Estas três malhas geradas são compostas, principalmente, por elementos tetraédricos, uma vez que as geometrias não são simplistas. Por fim, foi realizada uma malha poliédrica no Ansys® Fluent Meshing 2022 R2. A malha poliédrica é sabidamente mais robusta; porém, para a interação fluido-estrutura essa malha não é suportada. Portanto, sua execução teve como finalidade a comparação com a malha Modelo C, comprovando ou negando sua qualidade. A **Figura 74** ilustra as malhas modelos A ao D.

A qualidade da malha em CFD é comumente estabelecida por dois parâmetros: o *Skewness* e o *Orthogonal Quality*. O parâmetro *Skewness* informa o quanto o elemento da face está distorcido em relação a um elemento padrão ou normalizado; então, quanto maior o valor de assimetria, mais a malha estará distorcida, podendo variar de 0 a 1, sendo o zero representado como ideal e 1 o elemento distorcido. Quanto mais próximo de zero, melhor a qualidade da malha (ESSS, 2023).

É recomendado que o tamanho máximo do elemento na métrica *Skewness* seja de 0,97. A métrica *Orthogonal Quality* avalia o quanto o ângulo do elemento gerado na malha está próximo do ângulo tido como ideal. Neste caso 60° para elementos de face triangular e 90° para elementos de face quadrilateral. A métrica varia de 0 a 1,

sendo 1 o melhor valor para a ortogonalidade média dos elementos. A métrica *Orthogonal Quality* não pode ter valor menor que 0,01, pois não haverá convergência dos resíduos

Figura 74 – Comparação entre as malhas modelos A ao D.



Fonte: O autor (2023).

Os resultados geométricos obtidos na execução das malhas foram formatados no **Quadro 19**. A qualidade de cada malha e a média dos valores encontrados para os modelos de A a D foram detalhadas no **Quadro 20** e **Quadro 21**.

Todas as malhas apresentaram qualidades geométricas satisfatórias, sendo que os parâmetros revelam baixos índices de distorção dos elementos e ângulos ideais. As malhas poliédricas foram aquelas que mostraram menor grau de distorção.

Quadro 19 – Características geométricas das malhas testadas.

Paciente	Modelo de malha	Dimensão da malha			Tipo de malha prioritária
		Nós	Elementos	Células	
A-0063	A	215.560	1.108.378	-	Tetraédrica
A-0063	B	151.474	768.177	-	Tetraédrica
A-0063	C	320.406	938.701	-	Tetraédrica
A-0063	D	223.764	-	413.935	Poliédrica

Fonte: O autor (2023).

Quadro 20 – Qualidade das malhas testadas – *Skewness*.

Paciente	Modelo de malha	<i>Skewness</i>				Qualidade
		Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão	
A-0063	A	0,000059065 mm	0,79635 mm	0,23262 mm	0,1211	Muito boa
A-0063	B	0,000325290 mm	0,79824 mm	0,22870 mm	0,1187	Muito boa
A-0063	C	0,000305270 mm	0,84986 mm	0,22463 mm	0,1193	Muito boa
A-0063	D	0,000280000 mm	0,79963 mm	0,03413 mm	-	Excelente

Fonte: O autor (2023).

Quadro 21 – Qualidade das malhas testadas – *Orthogonal Quality*.

Paciente	Modelo de malha	<i>Orthogonal Quality</i>				Qualidade
		Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão	
A-0063	A	0,20365 mm	0,99625 mm	0,76610 mm	0,11942	Muito boa
A-0063	B	0,20810 mm	0,99403 mm	0,76927 mm	0,11706	Muito boa
A-0063	C	0,16088 mm	0,99137 mm	0,77433 mm	0,11807	Muito boa
A-0063	D	0,20037 mm	0,99972 mm	0,96587 mm	-	Excelente

Fonte: O autor (2023).

Para realizar o teste de independência de malha, é necessário obter a física do problema, características dos materiais, modelos matemáticos e condições gerais, conforme será descrito a seguir.

4.2.3 TESTE DE INDEPENDÊNCIA DE MALHA

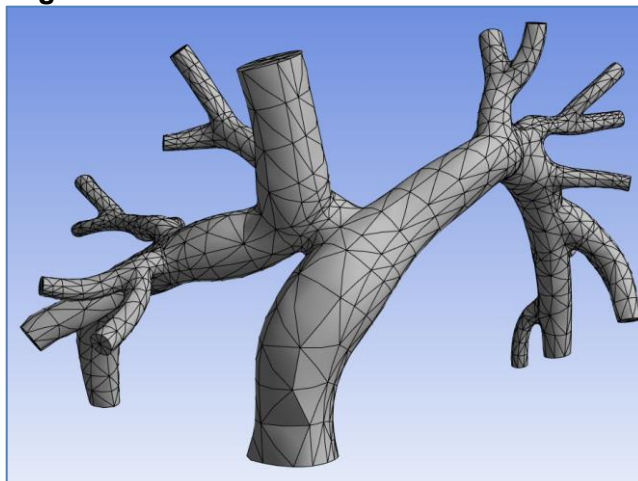
Para o teste de malha, foram realizadas algumas simulações nas malhas modelos A a D, verificando entre elas a variação de parâmetros como diferença da pressão de entrada nas veias cavas e saída, tensão média de cisalhamento nas paredes e a distribuição do fluxo entre a APE e APD (**Quadro 22**).

Quadro 22 – Características geométricas das malhas testadas – Paciente C.

Malha	Elemento predominante	Vasos	Regime	Escoamento	Fluido	Dados de entrada	Dados de saída
Modelo A	Tetraédrico	Rígidos	Permanente	Laminar	Newtoniano	Velocidade	Pressão
Modelo B	Tetraédrico	Rígidos	Permanente	Laminar	Newtoniano	Velocidade	Pressão
Modelo C	Tetraédrico	Rígidos	Permanente	Laminar	Newtoniano	Velocidade	Pressão
Modelo D	Poliédrico	Rígidos	Permanente	Laminar	Newtoniano	Velocidade	Pressão

Fonte: O autor (2023).

Como as quatro malhas convergiram, obtendo pouca variação entre os resultados, foi criada uma malha Modelo E, com a configuração automática do Ansys® Mesh 2022 R2; porém, com a física do Ansys® Mechanical 2022 R2, por ser um algoritmo menos refinado, obtendo-se 11.285 nós e 5.737 elementos. A malha se apresentou grosseira e não convergiu (**Figura 75**).

Figura 75 – Malha Modelo E – Paciente A-0063.

Fonte: O autor (2023).

Era previsível que a malha Modelo C se comportaria bem nas simulações. O resultado da variação da pressão (ΔP) no domínio fluido entre os modelos B e C foi de 2,38%. Já a variação deste parâmetro entre as malhas C e D foi de apenas 0,03%, lembrando que a malha D é em formato predominantemente poliédrico e, portanto, mais robusto. Para a distribuição das vazões para a APD (Q_{APD}) e a APE (Q_{APE}), as quatro malhas conseguiram captar bem a física, quase não havendo variação. Para o balanço de massa foram obtidos valores muito baixos, validando as malhas nesse quesito.

Já no quesito tensão de cisalhamento da parede da geometria, todas as malhas alcançaram valores muito semelhantes. A diferença dos valores obtidos entre os modelos B e C foi de 1,292% e entre os modelos C e D de 1,076%. A malha poliédrica se mostrou robusta; porém, não é preparada para ser utilizada para o FSI (**Quadro 23**).

Quadro 23 – Resultado das simulações para o teste de independência de malha – Paciente A.

Modelo de malha	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede da artéria (Pa)
A	206,4734	55,659%	44,341%	3,849E-08	2,78016
B	206,0663	55,572%	44,428%	6,494E-08	2,76687
C	201,1627	55,417%	44,583%	1,863E-08	2,73111
D	201,2235	55,560%	44,440%	5,294E-08	2,76051

Fonte: O autor (2023).

Todas as malhas se mostraram muito competentes. Porém, a malha C se aproximou dos resultados da malha D, não havendo praticamente variação de resultados, indicando independência. Com a utilização do *Inflation*, o Modelo C tendeu a se comportar melhor, captando os efeitos viscosos da camada limite. Desta forma, valida-se a malha Modelo C, contendo cinco camadas de elementos prismáticos ao redor da parede do domínio fluido e elementos tetraédricos no restante do domínio.

A seguir, será tratada a física do problema, indicada no fluxo de trabalho da **Figura 62**, como item 5; assim como as características dos materiais envolvidos, para embasar, ao final, as simulações necessárias para o atingimento do objetivo proposto.

4.2.4 FÍSICA DO PROBLEMA

Para as simulações deste trabalho, foram utilizados os seguintes valores para as condições de contorno (BAZILEVS, *et al.*, 2009; WAITE e FINE, 2007; MARSDEN, *et al.*, 2006; CORNO, *et al.*, 2019):

- Densidade do sangue = 1060 kg/m^3 ;
- Viscosidade dinâmica $\mu = 4 \times 10^{-3} \text{ Pa s}$.

Os dados dos pacientes foram ilustrados no **Quadro 24**.

Quadro 24 – Dados específicos dos pacientes quanto às condições de contorno.

Paciente	ASC m ^{2*}	VCI _p mmHg	VCS _p mmHg	APE _p mmHg	APD _p mmHg	IC L/min/m ²	POP mmHg
A – 0063	0,68	11	11	10	10	3,8	5
B – 0064	0,71	9	9	6	6	2,7	4

A idade e a área de superfície corporal (ASC) foram extraídas na data da execução da imagem computacional. As pressões das veias cava inferior (VCI) e superior (VCS), pressões das artérias pulmonares esquerda e direita (LPA, RPA), índice cardíaco (IC) e pressão de oclusão pulmonar (POP) foram obtidos por meio de cateterismo cardíaco.

*No artigo, a ASC está em mm², porém o correto é m².

Fonte: Wilson, Ortiz e Johnson, (2013) e Marsden, *et al.* (2010).

O uso do ASC no IC é realizado para normalizar os tamanhos ou parâmetros das estruturas cardiovasculares, permitindo comparação entre medidas de pacientes de diversas idades e diferentes tamanhos corporais. Como no caso desta tese a comparação entre os diversos parâmetros foi para a mesma geometria, para o mesmo paciente, foram eliminadas as normalizações (MAHGEREFTEH, *et al.*, 2021).

Um dos pontos que merecem destaque para a obtenção de um Planejamento Cirúrgico de Fontan Simplificado, porém coerente com a física imposta, é a definição

do tipo de escoamento. Amodeu, *et al.* (2001) identificaram que o escoamento nas artérias pulmonares contabiliza um número médio de Reynolds (Re) de 700, correspondendo a 1 L/min em cada artéria pulmonar, gerando, portanto, um fluxo total de 2 L/min. Wei, *et al.* (2016), estudando 101 pacientes de Fontan, identificaram a média no número de Reynolds de 554 ± 239 .

Para os pacientes estudados nesta tese, considerando o diâmetro médio das APs destacadas no **Quadro 18**, é possível calcular o número de Reynolds, sendo:

$$Re = \frac{\rho v \phi}{\mu} \quad (4.1)$$

Onde,

- ρ é a densidade do sangue (1060 kg/m^3);
- v é a velocidade do escoamento;
- ϕ é o diâmetro do tubo (**Quadro 18**);
- μ é a viscosidade do fluido ($4 \times 10^{-3} \text{ Pa s}$).

Com base nos dados do **Quadro 24**, foi possível calcular a vazão por paciente. A literatura é robusta sobre o percentual de distribuição do fluxo pela veia cava inferior (Q_{VCI}) e superior (Q_{VCS}) (**Quadro 25**). Esse valor, para pacientes em descanso, é de aproximadamente 60% do débito cardíaco pela veia cava inferior e 40% pela veia cava superior (MARSDEN, *et al.*, 2010; FRIEBERG, *et al.*, 2021).

Quadro 25 – Cálculo da vazão estimada para a VCS e VCI.

Paciente	Idade (anos)/sexo	ASC m^2	IC L/min/m^2	Q l/min	Q m^3/s	Q_{vci} m^3/s	Q_{vcs} m^3/s
A – 0063	3/M	0,68	3,8	2,584	4,3067E-05	2,5840E-05	1,7227E-05
B – 0064	6/F	0,71	2,7	1,917	3,1950E-05	1,9170E-05	1,2780E-05

Fonte: O autor (2023).

Através das áreas obtidas das geometrias no *SpaceClaim*[®], foram calculados os diâmetros médios das veias cavas. Dividindo-se a vazão pela área, foram identificadas as velocidades estimadas na VCI (V_{VCI}) e VCS (V_{VCS}). Uma vez obtidas as velocidades dos escoamentos, o número de Reynolds foi calculado (**Quadro 26**).

Nenhuma das geometrias alcançou números, nem sequer próximos a 700 para o número de Reynolds, verificando-se assim, por estes dados, um escoamento

laminar. Independentemente desta avaliação, a verificação via modelagem computacional foi realizada para validação ou não deste resultado.

Quadro 26 – Velocidade estimada para a VCS e VCI e número de Reynolds.

Paciente	Área VCI m ²	Área VCS m ²	Ø médio VCI m	Ø médio VCS m	V _{VCI} m/s	V _{VCS} m/s	Rev _{VCI}	Rev _{VCS}
A - 0063	1,4398E-04	9,3409E-05	1,3540E-02	1,0906E-02	0,1795	0,1844	643,934	532,978
B - 0064	1,6317E-04	1,6323E-04	1,4414E-02	1,4416E-02	0,1175	0,0783	448,746	299,111

Fonte: O autor (2023).

Para a entrada das condições de contorno no sistema Ansys® Fluent 2022 R2, as boas práticas sugerem as velocidades para as entradas do modelo e as pressões para as saídas dos modelos. A utilização das pressões nas entradas não é comum e normalmente há difícil convergência dos resultados numéricos (ANSYS®, 2023). Nesta tese, os dois *setups* foram testados e seus resultados, comparados.

Para isso, os valores das pressões das cavas e das pulmonares (**Quadro 24**) deverão ser convertidos de milímetros de mercúrio para Pascal, facilitando sua inclusão nas simulações desta tese. Resumidamente, organizou-se o **Quadro 27** com as velocidades e pressões necessárias para todas as simulações desta tese. O valor de ΔP foi calculado como a diferença das médias das pressões nas entradas e saídas, para ser comparado com o cálculo futuro.

Como a pressão na circulação venosa é muito baixa em comparação com a circulação arterial, foi considerado o valor da pressão de saída igual a zero, calculando-se ao final a variação da pressão de entrada e a da saída (ΔP).

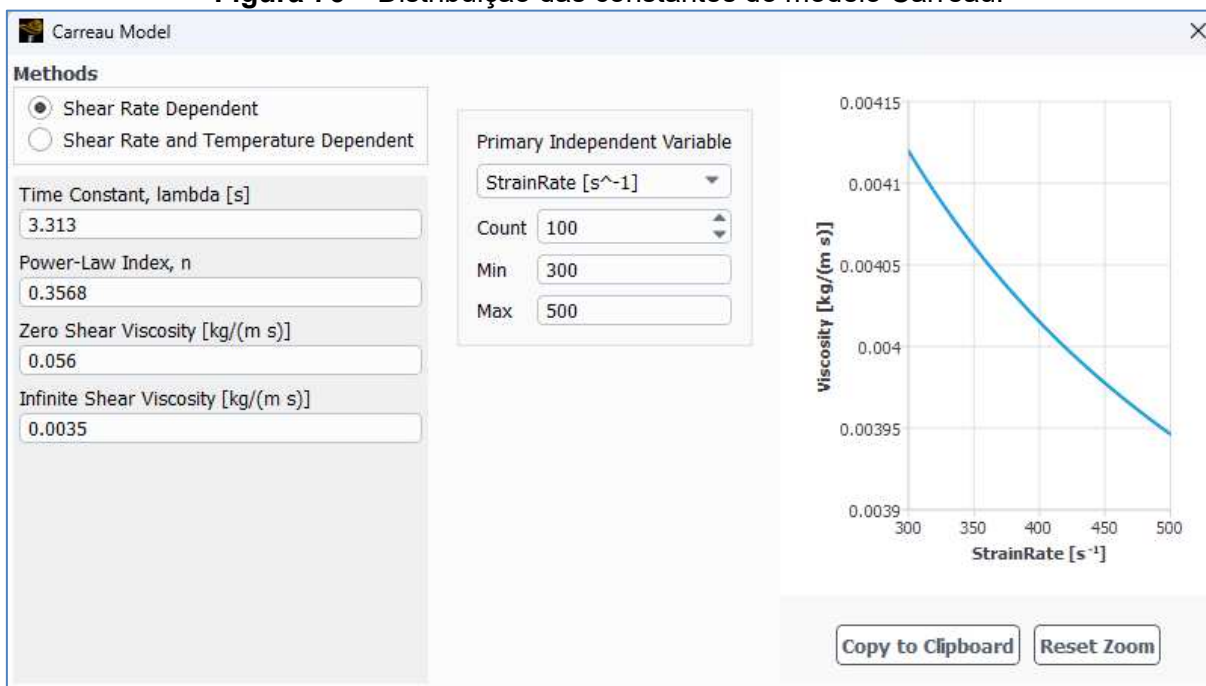
Quadro 27 – Condições de contorno dos modelos – Velocidades e Pressões.

Paciente	V _{VCI} m/s	V _{VCS} m/s	VCI _p Pa	VCS _p Pa	APE _p Pa	APD _p Pa	ΔP Pa
A - 0063	0,179	0,184	1466,54	1466,54	1333,22	1333,22	133,322
B - 0064	0,117	0,078	1199,90	1199,90	799,93	799,93	399,966

Fonte: O autor (2023).

Para as simulações considerando o fluido não newtoniano, foi utilizado o modelo de Carreau-Yasuda, mais robusto e mais amplamente citado para modelagem de vasos sanguíneos (subcapítulo 2.4.2), cujas constantes são apresentadas no **Figura 76** (ANSYS®, 2023).

Figura 76 – Distribuição das constantes do modelo Carreau.



Fonte: O autor (2023).

Já para as simulações que consideram turbulência, o modelo mais robusto para modelagens de bioengenharia é o modelo $k-\omega$ SST, cujas constantes de trabalho são apresentadas na **Figura 77** (ANSYS®, 2023).

Para a configuração do fluxo pulsátil, foi adotada a abordagem descrita por Bazilevs, *et al.* (2009). A partir de gráficos de vazão obtidos em condições de repouso para a VCI e VCS, foram extraídas suas médias. Uma vez que a condição média dessa vazão em regime permanente é conhecida, bastou realizar o deslocamento padrão, fazendo com que as médias originais e do paciente coincidissem. O método desta análise foi descrito no Apêndice E – Determinação dos perfis de velocidade das VCIs e VCSs.

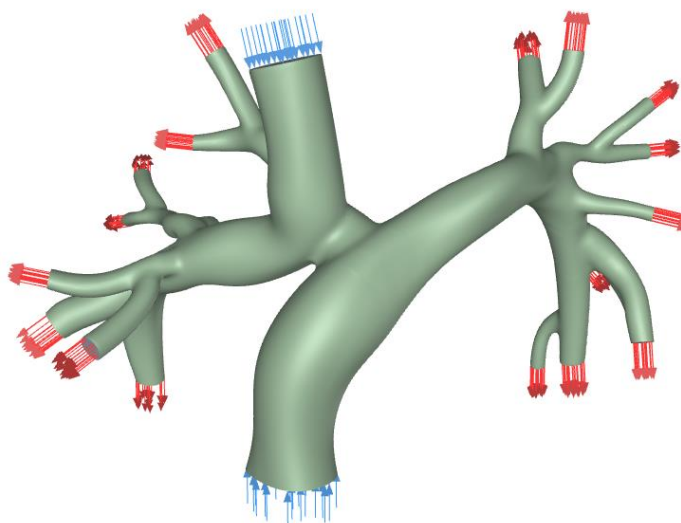
Por fim, a partir do momento em que os *Named Selections* são adotados como *Inlet* para as entradas, *Outlet* para as saídas e *Wall* para as paredes, o próprio *solver* do Ansys® Fluent 2022 R2 identifica as condições de contorno e plota a figura em sua tela. Essa imagem é importante, pois é possível verificar se as condições de contorno estão corretas e completas. Caso contrário, deverá ser alterada no próprio Ansys® Fluent 2022 R2 (**Figura 78**).

Figura 77 – Modelos de turbulência.

Viscous Model	
Model	Model Constants
<input type="radio"/> Inviscid <input type="radio"/> Laminar <input type="radio"/> Spalart-Allmaras (1 eqn) <input type="radio"/> k-epsilon (2 eqn) <input checked="" type="radio"/> k-omega (2 eqn) <input type="radio"/> Transition k-k-omega (3 eqn) <input type="radio"/> Transition SST (4 eqn) <input type="radio"/> Reynolds Stress (7 eqn) <input type="radio"/> Scale-Adaptive Simulation (SAS) <input type="radio"/> Detached Eddy Simulation (DES) <input type="radio"/> Large Eddy Simulation (LES)	Alpha*_inf <input type="text" value="1"/> Alpha_inf <input type="text" value="0.52"/> Beta*_inf <input type="text" value="0.09"/> a1 <input type="text" value="0.31"/> Beta_i (Inner) <input type="text" value="0.075"/> Beta_i (Outer) <input type="text" value="0.0828"/> TKE (Inner) Prandtl # <input type="text" value="1.176"/> TKE (Outer) Prandtl # <input type="text" value="1"/> SDR (Inner) Prandtl # <input type="text" value="2"/> SDR (Outer) Prandtl # <input type="text" value="1.168"/> Production Limiter Clip Factor <input type="text" value="10"/>
k-omega Model	
<input type="radio"/> Standard <input type="radio"/> GEKO <input type="radio"/> BSL <input checked="" type="radio"/> SST	
k-omega Options	
<input type="checkbox"/> Low-Re Corrections	
Options	
<input type="checkbox"/> Curvature Correction <input type="checkbox"/> Corner Flow Correction <input type="checkbox"/> Production Kato-Launder <input checked="" type="checkbox"/> Production Limiter	
Transition Options	
Transition Model <input type="text" value="none"/>	

Fonte: O autor (2023).

Figura 78 – Indicação das entradas e saídas do fluido na geometria – Paciente A-0063.



Fonte: O autor (2023).

4.2.5 DETERMINAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DA PARTÍCULA DO FLUIDO NO ESPAÇO³³

Para este trabalho, é particularmente importante a definição da trajetória que o fluido assume dentro dos vasos sanguíneos. Com o intuito de realizar uma distribuição igualitária do fluido provindo das cavas entre os pulmões, o rastreamento das partículas se faz necessário. Para isso, foi utilizada uma injeção de partículas inertes no domínio fluido, possibilitando o mapeamento no espaço de tempo.

Para a determinação do trajeto das partículas, foi inserido no Ansys® Fluent 2022 R2 uma quantidade de partículas inertes suficiente para que a física do problema fosse captada.

4.2.6 DETERMINAÇÃO DO ESPAÇO DE TEMPO DA SIMULAÇÃO

Em simulações transientes, a escolha do espaço de tempo é fundamental. Um espaço de tempo muito pequeno consome um poder computacional desnecessário. Por outro lado, um espaço de tempo sem refino não capta a física do problema, podendo, inclusive, impedir a convergência devido a elevadas deformações que ocorrem entre os passos distantes.

Reynolds observou que é essencial ter uma resolução temporal precisa de todas as escalas de movimento turbulento. Segundo Versteeg e Malalasekera (1995), os passos de tempo devem ser ajustados para que as partículas do fluido não se movam mais do que um espaço de malha.

A otimização da escolha do espaço de tempo, ou passo de tempo, é comumente feita baseando-se no critério de passo de tempo adaptativo, denominada *Condição de Courant-Friedrichs-Lewis* (CFL). Portanto, para uma solução estável da equação de onda, o intervalo de tempo deve ser:

$$Co = \frac{\delta t |U|}{\delta x} \leq 1 \quad (4.2)$$

Onde,

- Co é o número de *Courant*;
- δt é o passo de tempo (s);
- δx é o tamanho do elemento de malha (m);
- $|U|$ é a normal da magnitude da velocidade local (m/s).

³³ Apêndice F – Determinação da localização da partícula do fluido no espaço.

Portanto, para o Paciente A, tem-se: $\delta x = 0,0005 \text{ m}$, $|U| = (0,1795 + 0,1844) / 2 = 0,18195 \text{ m/s}$ e $Co = 1$, onde o valor do passo de tempo calculado foi de $\delta t \cong 0,003 \text{ s}$, o qual foi utilizado para as simulações de FSI deste trabalho.

4.2.7 MODELAGEM MATEMÁTICA

A capacidade computacional necessária é diretamente proporcional à complexidade do modelo numérico o qual necessita resolução. A resolução das equações de transporte, como a equação da continuidade (conservação de massa), equação da quantidade de movimento (2ª Lei de Newton) e a equação de energia (conservação de energia), representa os fenômenos físicos os quais devem ser solucionados (VERSTEEG; MALALASEKERA, 1995).

Para este estudo, uma vez que não há transferência de calor significativa, a equação de conservação de energia foi desprezada.

4.2.7.1 EQUAÇÃO DE TRANSPORTE: FORMA INTEGRAL E DIFERENCIAL

A equação geral de transporte de uma variável que descreve uma propriedade qualquer do fluido ϕ pode ser descrita como (POSSATTI JÚNIOR, 2019):

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \text{div}(\rho\mathbf{u}\phi) = \text{div}(\Gamma \text{grad } \phi) + S\phi \quad (4.3)$$

Onde,

- $\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t}$ representa o termo transiente;
- $\text{div}(\rho\mathbf{u}\phi)$ representa o termo convectivo;
- $\text{div}(\Gamma \text{grad } \phi)$ representa o termo difusivo;
- Γ é o coeficiente de difusão associado à variável ϕ ;
- $S\phi$ representa o termo fonte, relacionado à geração de ϕ por unidade de volume.

Realiza-se a integração da equação geral de transporte em cada volume de controle, dando origem a uma equação discreta que satisfaz a lei de conservação neste volume. Assim, com a utilização do método dos volumes finitos, transforma-se a equação geral de transporte dada pela equação (4.3) em uma equação algébrica, possibilitando a solução numérica.

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_{VC} \text{div}(\rho u\phi) dV = \int_{VC} \text{div}(\Gamma \text{grad } \phi) dV + \int_{VC} S\phi dV \quad (4.4)$$

Utiliza-se o Teorema de Gauss para reescrever integrais de superfície, de contorno, de um volume de controle. Com base nos termos difusivos – segundo termo do lado esquerdo e primeiro do lado direito – tem-se a seguinte equação.

$$\int_{VC} \text{div}(\mathbf{a}) dV = \int_A \mathbf{n} \cdot \mathbf{a} dA \quad (4.5)$$

Onde,

- \mathbf{a} é um vetor;
- \mathbf{n} é o vetor normal a um elemento de superfície de área dA .

Aplicando a equação (4.5) na equação (4.4), tem-se:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{VC} \rho\phi dV \right) + \int_A \mathbf{n} \cdot (\rho u\phi) dA = \int_A \mathbf{n} \cdot (\Gamma \text{grad } \phi) dA + \int_{VC} S\phi dV \quad (4.6)$$

Para o escoamento em vasos sanguíneos e, portanto, dependentes do tempo, a equação (4.6) sofre integração no tempo, obtendo-se a seguinte equação:

$$\int_{\Delta t} \frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{VC} \rho\phi dV \right) dt + \int_{\Delta t} \int_A \mathbf{n} \cdot (\rho u\phi) dA dt = \int_{\Delta t} \int_A \mathbf{n} \cdot (\Gamma \text{grad } \phi) dA dt + \int_{\Delta t} \int_{VC} S\phi dV dt \quad (4.7)$$

Conforme descreve Possatti Junior (2019), a equação (4.7) será utilizada para os cálculos do comportamento fluidodinâmico arterial. Porém, sua aplicação computacional dependerá da escolha de um Método de Discretização de Variáveis (MDV) e do modelo de algoritmo para a solução destas equações presente no programa Ansys® Fluent 2022 R2, utilizado para as simulações deste trabalho.

4.2.7.2 EQUAÇÃO DA CONTINUIDADE (CONSERVAÇÃO DE MASSA)

A conservação de massa, na dinâmica de fluidos, afirma que a taxa de aumento de fluxo de massa de um fluido dentro de um determinado elemento infinitesimal³⁴ é igual à taxa líquida de fluxo de massa no elemento através de suas faces, ou melhor, que adentra ao elemento em questão. Organizando todos os termos do lado esquerdo

³⁴ Volume de controle.

da equação e dividindo-se pelo volume do elemento, tem-se a equação da continuidade.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (4.8)$$

Onde,

- ρ é a densidade do fluido analisado;
- u, v e w são as velocidades nas direções x, y e z ;
- $\frac{\partial \rho}{\partial t}$ representa os fatores de compressibilidade do fluido.

Para o sangue, cujo escoamento é incompressível por ter massa específica constante, simplifica-se a equação para:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = \nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (4.9)$$

Onde,

- $\nabla = \hat{i}u + \hat{j}v + \hat{k}w$;
- $\vec{V} = \hat{i} \frac{\partial}{\partial x} + \hat{j} \frac{\partial}{\partial y} + \hat{k} \frac{\partial}{\partial z}$;
- \hat{i}, \hat{j} e \hat{k} são vetores direcionais nas direções x, y e z , respectivamente.

4.2.7.3 EQUAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTO (2ª LEI DE NEWTON)

A partir da segunda Lei de Newton, que afirma que a soma das forças atuantes sobre um determinado volume de controle é igual à taxa de aumento da quantidade de movimento deste elemento, tem-se, segundo White (2003), a seguinte equação:

$$\sum F = \frac{\partial}{\partial t} \left(\int u \rho dV \right) + \sum (\dot{m}_i u_i)_{sai} - \sum (\dot{m}_i u_i)_{ent} \quad (4.10)$$

As forças atuantes no elemento infinitesimal do fluido podem ser separadas em dois tipos:

1. forças de superfície;
2. forças de campo.

Considerando um elemento fluídico infinitesimal, a equação da quantidade de movimento pode ser escrita em termos de cada uma de suas componentes direcionais, conforme segue:

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \frac{\partial(-p + \tau_{xx})}{\partial x} + \frac{\partial\tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial\tau_{zx}}{\partial z} + S_{M_x} \quad (4.11)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial\tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial(-p + \tau_{yy})}{\partial y} + \frac{\partial\tau_{zy}}{\partial z} + S_{M_y} \quad (4.12)$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \frac{\partial\tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial\tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial(-p + \tau_{zz})}{\partial z} + S_{M_z} \quad (4.13)$$

Onde,

- p é a pressão;
- τ_{ij} é a tensão cisalhante das direções i e j , atuantes no fluido;
- u, v e w são as componentes de velocidade nas direções x, y e z (\hat{i}, \hat{j} e \hat{k});
- S_{M_x}, S_{M_y} e S_{M_z} são as forças de campos atuantes nas direções x, y e z , respectivamente, agrupadas nos termos por unidade de volume por unidade de tempo.

Para fluidos newtonianos em que a viscosidade é constante, as equações (4.11), (4.12) e (4.13) resultam nas Equações Governantes de um Fluido, denominadas Navier-Stokes, tal como representadas abaixo.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \text{div}(\mu \text{ grad } u) + S_{M_x} \quad (4.14)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{ grad } v) + S_{M_y} \quad (4.15)$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{ grad } w) + S_{M_z} \quad (4.16)$$

Com as equações estabelecidas, geometria identificada, malhas executadas e validadas e física do problema discutida, é possível iniciar, de fato, a discussão das simulações necessárias para o atingimento do objetivo proposto.

A próxima etapa do fluxo de trabalho descrito na **Figura 62** para simulação computacional é composta pelas configurações do *solver* indicadas no fluxo de trabalho como item 6 e 7.

As simulações foram segmentadas em três grupos:

1. Simulação do fluxo sanguíneo em regime permanente – vasos rígidos;
2. Simulação do fluxo sanguíneo em regime transiente – vasos rígidos;
3. Simulação do fluxo sanguíneo em regime transiente – vasos flexíveis.

Por fim, em Resultados e discussão, foram apresentados os resultados de pós-processamento, indicados como item 8 do fluxo de trabalho descrito na **Figura 62**.

4.2.8 SIMULAÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO EM REGIME PERMANENTE – VASOS RÍGIDOS³⁵

As etapas de definição dos objetivos, identificação do domínio computacional, geometria, malha e a física do problema já foram estabelecidas. Deste momento em diante, será configurado o *solver* em suas diversas variáveis para, somente após ser processado e pós-processado.

Inicialmente, foi realizado um conjunto de simulações assumindo a condição de vasos sanguíneos rígidos e escoamento permanente. Após, foram realizadas simulações assumindo a condição de vasos sanguíneos rígidos e escoamento transiente para, por fim, realizar as simulações mais complexas e realistas, assumindo os vasos sanguíneos como flexíveis e escoamento transiente. Portanto, como a boa prática prescreve, esse trabalho iniciará com simulações simplificadas até o atingimento das simulações mais complexas.

Desta forma, neste subcapítulo, foram realizadas as simulações mais simplificadas, conforme descritas no **Quadro 28**.

Quadro 28 – Plano de simulações – Vasos Rígidos e Regime Permanente.

Código	Modelo	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime	Elasticidade
1A	A	Rígidos	Newtoniano	Laminar	Permanente	-
2A	A	Rígidos	Não newtoniano	Laminar	Permanente	-
3A	A	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Permanente	-

Fonte: O autor (2023).

Os modelos Carreau e turbulência $k-\omega$ SST foram os escolhidos para a simulação de fluidos não newtonianos e da turbulência, respectivamente, uma vez que são robustos o suficiente, sendo, inclusive, indicados pela própria Ansys® (2023).

Todas as simulações foram montadas em um mesmo arquivo e amarradas na geometria de origem, que por sua vez foi atrelada à malha. Portanto, todas as simulações tiveram como entrada exatamente a mesma malha.

³⁵ Apêndice G – Simulação em Volumes Finitos – regime permanente – vasos rígidos.

4.2.9 SIMULAÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO EM REGIME TRANSIENTE – VASOS RÍGIDOS³⁶

Estas simulações diferem das anteriores somente no tipo de regime, que neste caso é transiente, conforme o plano descrito no **Quadro 29**.

Para essas simulações, a alteração fundamental reside na entrada dos dados de velocidade variável ao tempo, cuja obtenção foi detalhada no Apêndice E – Determinação dos perfis de velocidade das VCIs e VCSs.

Assim como realizado nas simulações em regime permanente, todas as simulações em regime transiente foram montadas em um mesmo arquivo e amarradas na geometria de origem, que, por sua vez, foi atrelada à malha. Portanto, todas as simulações tiveram como entrada exatamente a mesma malha.

Quadro 29 – Plano de simulações – Regime Vasos Rígidos e Regime Transiente.

Código	Modelo	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime	Elasticidade
4A	A	Rígidos	Newtoniano	Laminar	Transiente	-
5A	A	Rígidos	Não newtoniano	Laminar	Transiente	-
6A	A	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Transiente	-

Fonte: O autor (2023).

4.2.10 SIMULAÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO EM REGIME TRANSIENTE – VASOS FLEXÍVEIS³⁷

De forma mais complexa, após as simulações, considerando os vasos rígidos, foram abordados os casos dos acoplamentos do fluido com a deformação dos vasos, conforme descrito no **Quadro 30**.

Quadro 30 – Plano de simulações – Vasos Flexíveis e Regime Transiente.

Código	Modelo	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime	Elasticidade
7A	A	Flexíveis	A definir	A definir	Transiente	Linear
8A	A	Flexíveis	A definir	A definir	Transiente	Hiperelástico

Fonte: O autor (2023).

Para a correta definição das condições de contorno, foi necessária a análise dos casos 1A a 6A, para que, ao final, fosse realizado o arranjo correto.

Inicialmente, foi criado um mapa com os componentes necessários para a realização do estudo fluido-estrutura. Não faz sentido trabalhar com FSI com acoplamento em uma via uma vez que as tensões do fluido realizarão deformações nos vasos sanguíneos. Em acoplamentos em uma via, essas deformações não são repassadas em *looping* ao Ansys® Fluent 2022 R2 e, portanto, não importam para este

³⁶ Apêndice H – Simulação em Volumes Finitos – regime transiente – vasos rígidos.

³⁷ Apêndice I – Simulação em Volumes Finitos – regime transiente – vasos flexíveis.

trabalho. Desta forma, o acoplamento em duas vias foi o escolhido para as simulações em FSI.

As simulações considerando os vasos sanguíneos como elástico-lineares são de convergência facilitadora, mas, a princípio, não captam a física real da geometria. A mais realista, robusta e amplamente citada pela literatura é o modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin de dois parâmetros (SIMSEK e KWON, 2015).

Inicialmente, as parametrizações foram feitas no Ansys® Fluent 2022 R2, exatamente como em uma simulação transiente. A diferença é a necessidade do acoplamento com as deformações que ocorrem no Ansys® Mechanical 2022 R2. Para isso, é ativado o *Dynamic Mesh*, acoplando a região da parede do domínio fluido ao *System Coupling*.

Já no Ansys® Mechanical 2022 R2, com a malha realizada, é acoplada a parede interna da geometria das artérias ao *System Coupling*, indicando que ali haverá troca de tensões e deformações com o ambiente fluido.

Um ponto que merece destaque é a compatibilidade das malhas na interface do domínio fluido em relação à geometria dos vasos estudados. Essa compatibilidade não é obrigatória; no entanto, os procedimentos de simulação são significativamente simplificados quando a condição de compatibilidade cinemática é satisfeita pontualmente, por ter um conjunto único de graus de liberdade nesta interface.

A programação da simulação completa pode ser vista no Apêndice I – Simulação em Volumes Finitos – regime transiente – vasos flexíveis.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão apresentados os resultados dos estudos realizados neste trabalho, começando pelas simulações dos diversos modelos propostos no método, a saber: resultados das diversas simulações em regime permanente e em regime transiente, ambos com vasos rígidos e, por último, os resultados das simulações em regime transiente com vasos flexíveis.

Na sequência, serão comparados os valores encontrados entre si para que, finalmente, seja possível propor um conjunto de condições de contorno que simplifiquem o planejamento cirúrgico, tema deste trabalho.

5.1 RESULTADOS PARCIAIS

5.1.1 SIMULAÇÃO EM REGIME PERMANENTE – VASOS RÍGIDOS

As simulações foram geradas e convergidas. Os valores obtidos foram descritos no **Quadro 31**. Juntamente com o critério de estabilização das variáveis e redução dos resíduos, é possível notar que o balanço de massa ficou baixo, sendo o maior valor obtido na casa dos 1E-08, corroborando na validação das simulações.

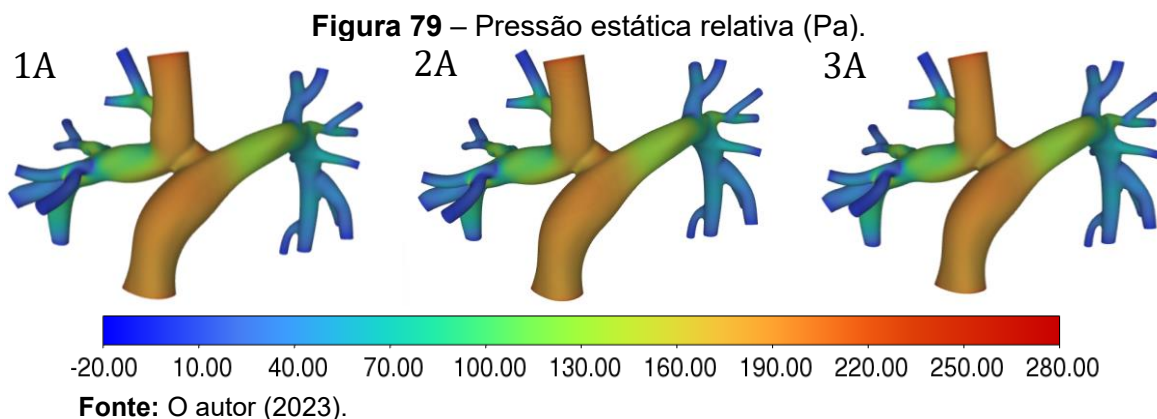
Quadro 31 – Resultados das simulações – Vasos Rígidos e Regime Permanente.

Código	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)		
					VCI	Geometria	Total
1A	201,11	55,42%	44,58%	2,5E-08	1,36	3,00	2,73
2A	198,18	55,44%	44,56%	1,4E-08	1,38	2,94	2,68
3A	201,10	55,41%	44,59%	3,8E-09	1,36	3,00	2,73

Fonte: O autor (2023).

O cálculo da tensão média de cisalhamento na parede foi segmentado em duas regiões: a parede da VCI e o restante da geometria sem a VCI.

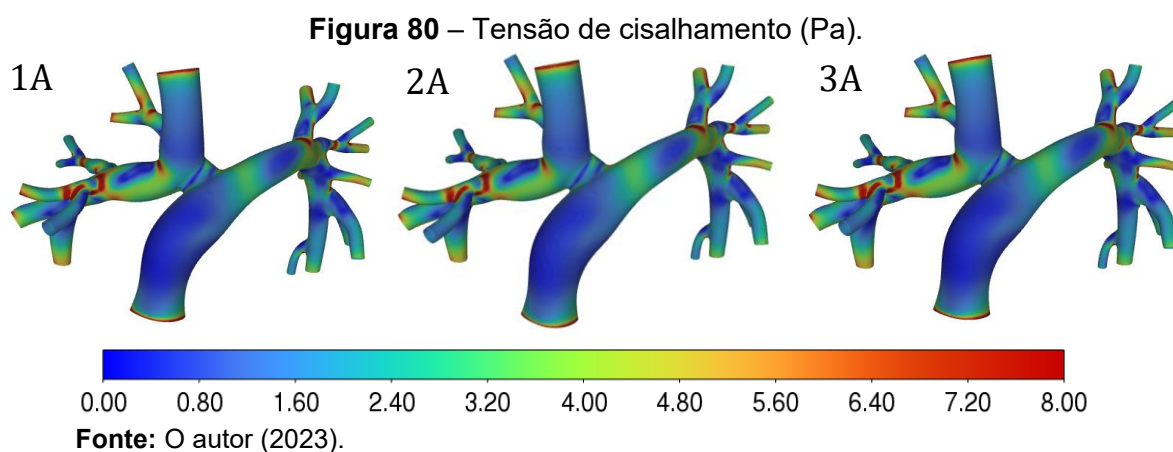
Anexo aos resultados numéricos foram plotadas imagens destas simulações. A **Figura 79** ilustra a pressão relativa distribuída através da parede dos vasos sanguíneos. Verifica-se que não há alteração significativa entre os resultados qualitativos, assim como demonstrado nos quantitativos. Todas as soluções das demais variáveis retornaram valores semelhantes entre si.



Nota-se que as maiores pressões são localizadas nas entradas das cavas, distribuídas homogeneamente pelos seus comprimentos. Na saída dos lobos, verificam-se os pontos de menor pressão.

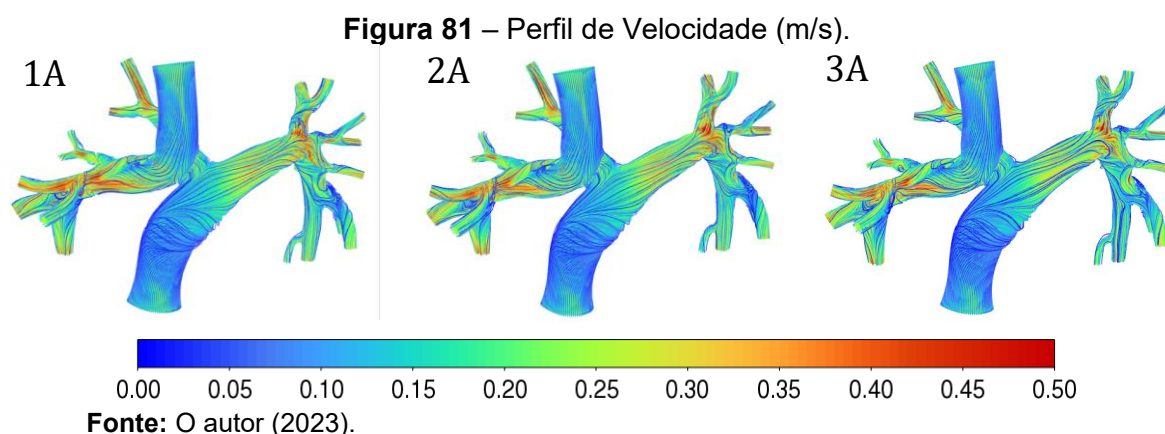
Para saber exatamente qual é a pressão em cada ponto, basta somar a pressão de saída de cada modelo – que para o caso A é de 1.333,22 Pa, ou 10 mmHg – com o resultado gráfico, uma vez que o valor apresentado é exatamente o ΔP .

Na **Figura 80**, observam-se as tensões de cisalhamento na parede dos vasos sanguíneos estudados. Alguns pontos de concentração de tensão estão localizados principalmente nas regiões de bifurcação.



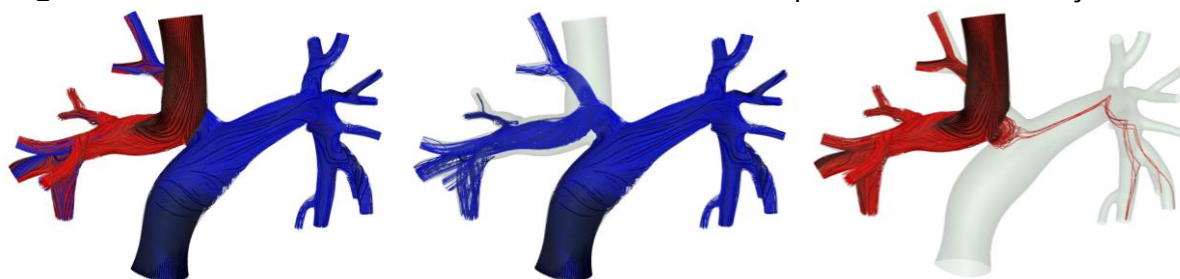
Evidencia-se que os pontos de menor pressão estão localizados na VCI, valores estes muito próximos a 0 Pa. Este local, por apresentar tensão de cisalhamento abaixo do fisiológico, necessita que o paciente faça uso frequente de anticoagulantes, devido à suscetibilidade de trombozes sanguíneas localizadas. Não há variação significativa nos resultados qualitativos apresentados.

A **Figura 81** ilustra as diferenças de velocidade na geometria das simulações. Na entrada das veias cavas notam-se pontos mais lentos. Ao reduzir os diâmetros, a velocidade tende a aumentar. Aqui, a exemplo dos demais resultados gráficos, a diferença entre simulações para as diversas condições de contorno estabelecidas é imperceptível.



Um dos pontos relevantes do estudo de simulação da Circulação Fontan é a distribuição dos fluxos provindos das veias cavas. Observa-se, na **Figura 82**, que muito pouco fluxo provindo da VCS se desloca para o pulmão esquerdo, diferentemente do que acontece com o fluxo da VCI, que é distribuído de uma forma mais equilibrada.

Figura 82 – Influência do fluxo das veias cavas nas artérias pulmonares – Simulação 1A.



Fonte: O autor (2023).

O rastreamento de partículas foi utilizado para identificação do destino final de cada partícula³⁸. Foram injetadas 1.488 partículas na veia cava inferior e 992 na veia cava superior para a simulação 1C. Como os resultados para as simulações 1A, 2A,

³⁸ Apêndice F – Determinação da localização da partícula do fluido no espaço.

e 3A foram idênticos, somente um gráfico (**Figura 82**) foi apresentado para a distribuição dos fluxos.

Todas as partículas que entraram pelas cavas saíram por algum dos lobos, não ficando presas em prováveis vórtices. A cada região nomeada, o programa atribui uma zona que foi traduzida para obtenção do destino correto de cada partícula. No **Quadro 32** foi tabulado o número da zona em relação ao local aplicado à condição de contorno. Assim, possibilitou-se a distribuição das partículas por região de saída.

Quadro 32 – Distribuição das partículas na geometria – Simulação 1A.

Type	ID - Zone	Vaso de origem			
vci_inlet	6	VCI	VCS		
vcs_inlet	5				
apd_outlet_1	7	22%	99%		
apd_outlet_2	8			70	91
apd_outlet_3	9			17	87
apd_outlet_4	10			9	53
apd_outlet_5	11			31	29
apd_outlet_6	12			7	26
apd_outlet_7	13			11	69
apd_outlet_8	14			37	66
apd_outlet_9	15			74	243
ape_outlet_1	16	78%	1%		
ape_outlet_2	17			64	322
ape_outlet_3	18			85	-
ape_outlet_4	19			207	-
ape_outlet_5	20			68	-
ape_outlet_6	21			98	-
ape_outlet_7	22			42	-
ape_outlet_8	23			175	-
ape_outlet_9	24			98	-
ape_outlet_10	25			68	1
ape_outlet_11	26			100	2
		30	-		
		197	3		
		1488	992		

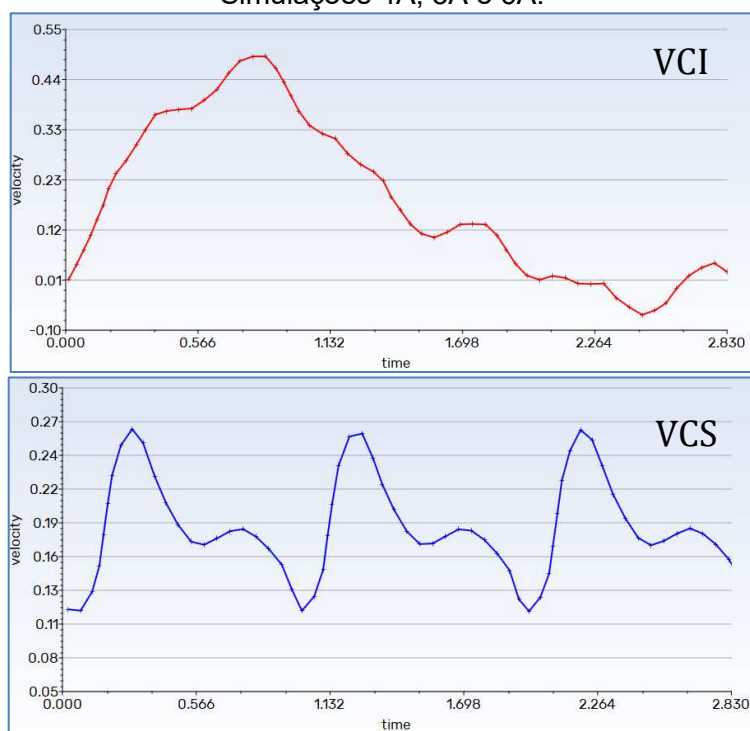
Fonte: O autor (2023).

Com as imagens obtidas para o Paciente A (**Figura 82**) e os resultados de rastreamento das partículas no espaço-tempo (**Quadro 32**), evidencia-se que a distribuição das partículas da VCI é projetada majoritariamente para a APE (78%). Já a VCS contribui quase que exclusivamente para o fluxo da APD (99%).

5.1.2 SIMULAÇÃO EM REGIME TRANSIENTE – VASOS RÍGIDOS

Considerando que, para a entrada dos dados nestas simulações, foram utilizados perfis transientes convertidos em coordenadas, a plotagem do gráfico dentro do Ansys® Fluent 2022 R2 é uma prática importante para garantir que os dados convertidos sejam exatamente os corretos. Uma vez que as plotagens dos gráficos obtidos através do programa (**Figura 83**) são idênticas às da condição de contorno (**Figura 138 e Figura 139**) para o Paciente A, o método de obtenção dos perfis foi validado.

Figura 83 – Plotagem da velocidade do perfil transiente de entrada na VCI e VCS – Simulações 4A, 5A e 6A.



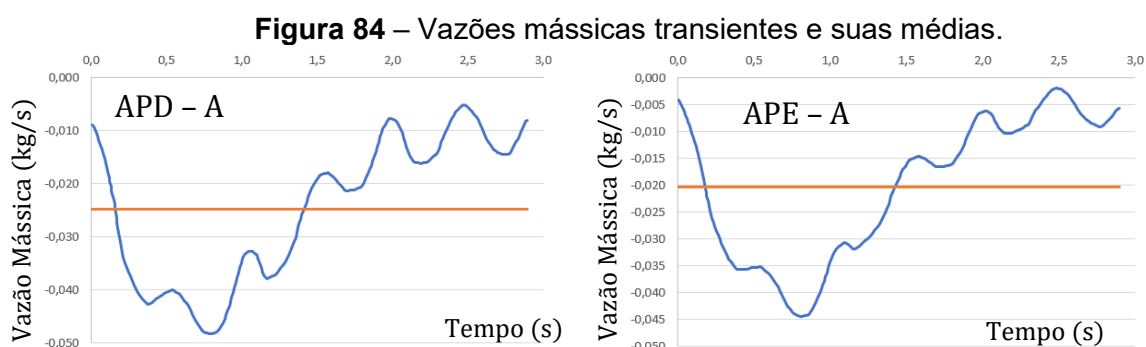
Fonte: O autor (2023).

Concluído o cálculo matemático, foram avaliados os gráficos de convergência. É possível verificar o padrão onde o resíduo da velocidade é sempre muito menor que o resíduo das equações de continuidade, 10^{-6} e 10^{-3} , respectivamente. Devido à boa qualidade da malha e à correta entrada dos dados, houve a convergência de todos os modelos. Houve 8.189 iterações para a convergência final para a simulação 4A, 5.986 para a 5A e 6.487 para a 6A, indicando que a simulação que representa contornos mais simplificados obteve uma necessidade maior de iterações para convergência.

Para a obtenção do balanço de massas e a tensão média de cisalhamento na parede da artéria, todo o preparo prévio da simulação possibilitou a extração direta desses números por meio dos relatórios do programa. Porém, para a obtenção do ΔP , foi necessário exportar o gráfico de vazão volumétrica em m^3/s durante os 2,8 segundos de simulação e convertê-la em vazão mássica para que, ao final, fossem calculadas as médias.

Por fim, foram obtidos os seguintes gráficos de resultados das vazões na APE e APD³⁹ (**Figura 84**). Estes gráficos, à primeira vista, parecem estar invertidos, sendo o cume o vale e vice-versa. Esta é uma observação correta, sinalizando que a vazão mássica negativa indica saída. Portanto, somente conversão.

Os valores idênticos das vazões mássicas em kg/s , quando arredondados na terceira casa após a vírgula, para a APE = 0,021 e APD = 0,025, nas simulações 4A, 5A e 6A, geraram gráficos cujas diferenças são imperceptíveis. Desta forma, será apresentado somente um conjunto destes gráficos (**Figura 84**).



Fonte: O autor (2023).

Após a validação e convergência dos resultados, são apresentados os valores obtidos, conforme **Quadro 33**.

Quadro 33 – Resultados das simulações – Vasos Rígidos e Regime Transiente.

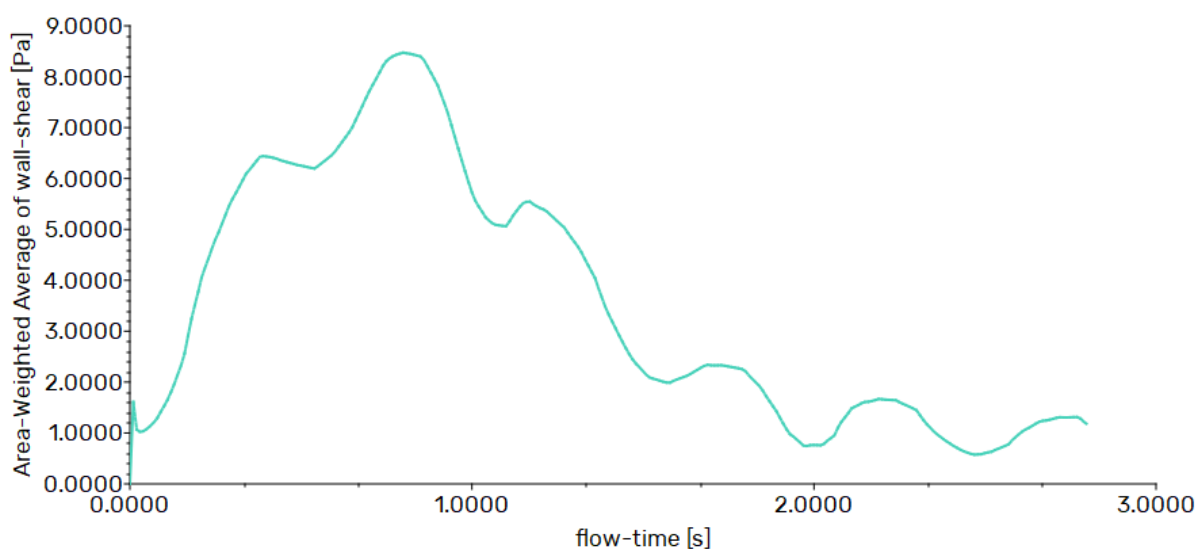
Código	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)		
					VCI	Geometria	Total
4A	259,26	54,61%	45,39%	4,2E-06	1,78	3,42	3,15
5A	255,21	54,72%	45,28%	1,2E-05	1,74	3,32	3,06
6A	258,53	54,58%	45,42%	6,3E-06	1,78	3,41	3,15

Fonte: O autor (2023).

³⁹ Importante frisar que o ΔP é a variação média de tudo que entrou pelas VCs em relação a tudo o que saiu pelas APs.

Já o balanço de massas dessas simulações foi em média superior aos obtidos pelas simulações com escoamento permanente, algo esperado pela complexidade do cálculo; porém, ainda com valores adequados. O gráfico da variação da tensão média de cisalhamento da parede dos vasos pelo tempo foi plotado e ilustrado na **Figura 85** e representa as três simulações do Paciente A, uma vez que a diferença na tensão média de cisalhamento na parede dos modelos foi muito próxima e imperceptível graficamente nessa escala.

Figura 85 – Gráfico da variação da tensão média de cisalhamento na parede durante um ciclo respiratório.



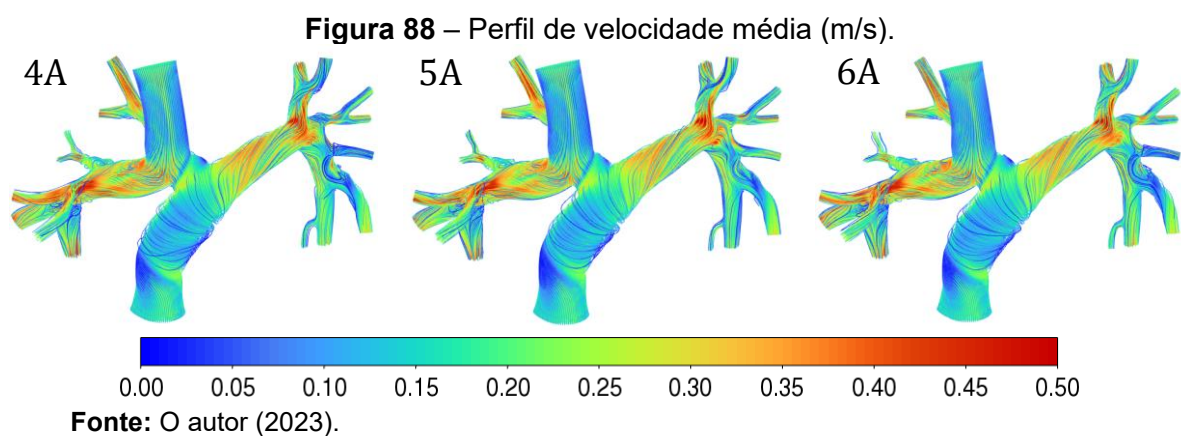
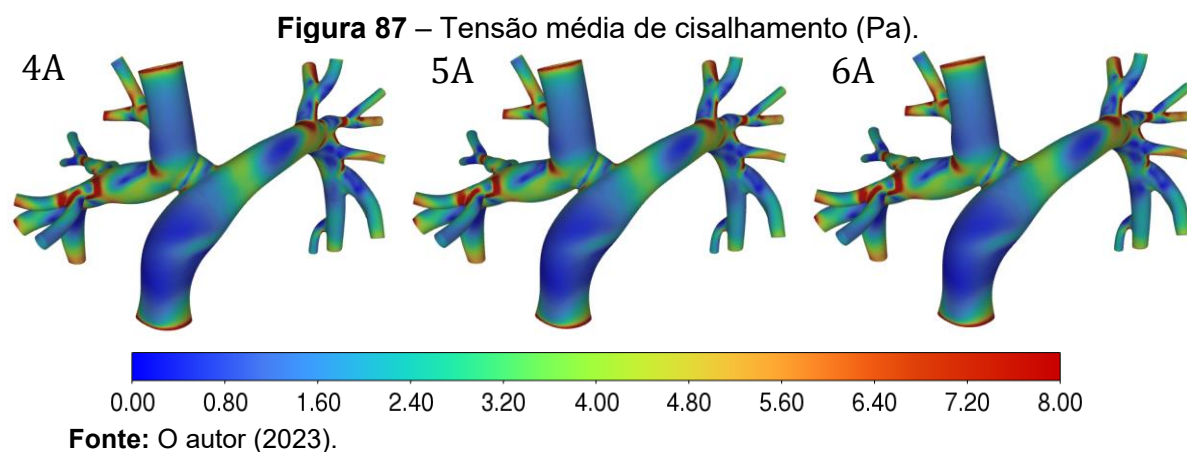
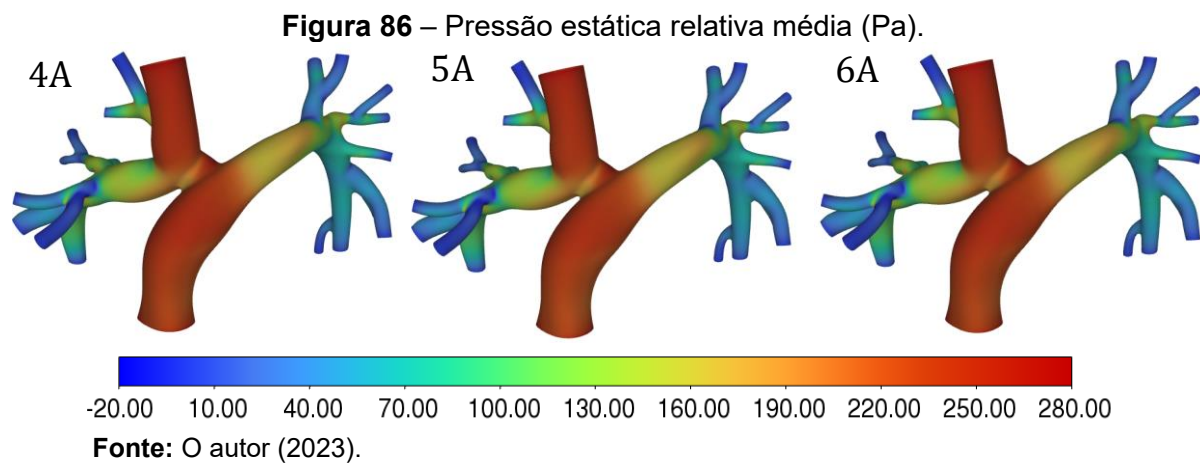
Fonte: O autor (2023).

Junto aos resultados, foram plotadas algumas imagens que ilustram os resultados obtidos das simulações. Na **Figura 86**, é possível visualizar a média da pressão estática distribuída pela parede dos vasos sanguíneos. A diferença entre as imagens é imperceptível.

Os pontos com maior tensão de cisalhamento foram observados nas bases dos lobos, junto às artérias, de forma difusa. A menor tensão foi observada no enxerto da VCI, com aproximadamente 1Pa em todas as simulações (**Figura 87**). As simulações 4A, 5A e 6A apresentaram valores semelhantes uns aos outros em relação à tensão de cisalhamento na parede dos vasos estudados.

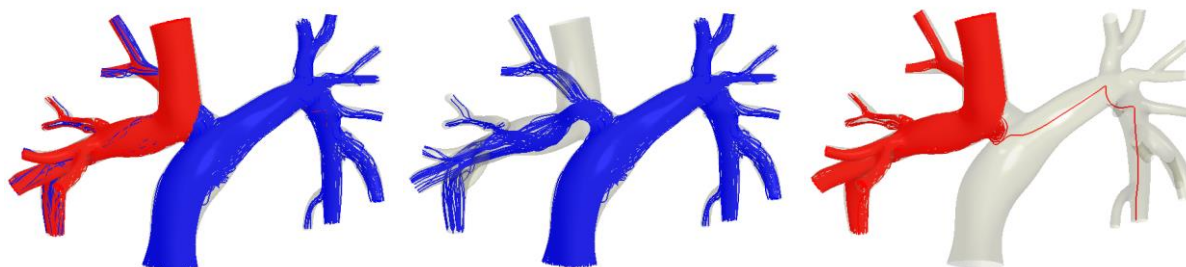
Na **Figura 88**, as simulações 4A, 5A e 6A geraram gráficos semelhantes. Percebe-se que as maiores velocidades estão localizadas em regiões de menor seção

transversal, estando coerentes com os princípios da mecânica dos fluidos. Estas regiões coincidem com as de maior tensão para os modelos testados.



Na **Figura 89**, observa-se a distribuição do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares no tempo médio⁴⁰. A semelhança com o gráfico obtido para o fluxo permanente é evidente, onde o fluxo da VCI é distribuído para ambas as pulmonares. Já o fluxo proveniente da VCS é quase exclusivamente distribuído para a APD.

Figura 89 – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares – Simulação 4A.



Fonte: O autor (2023).

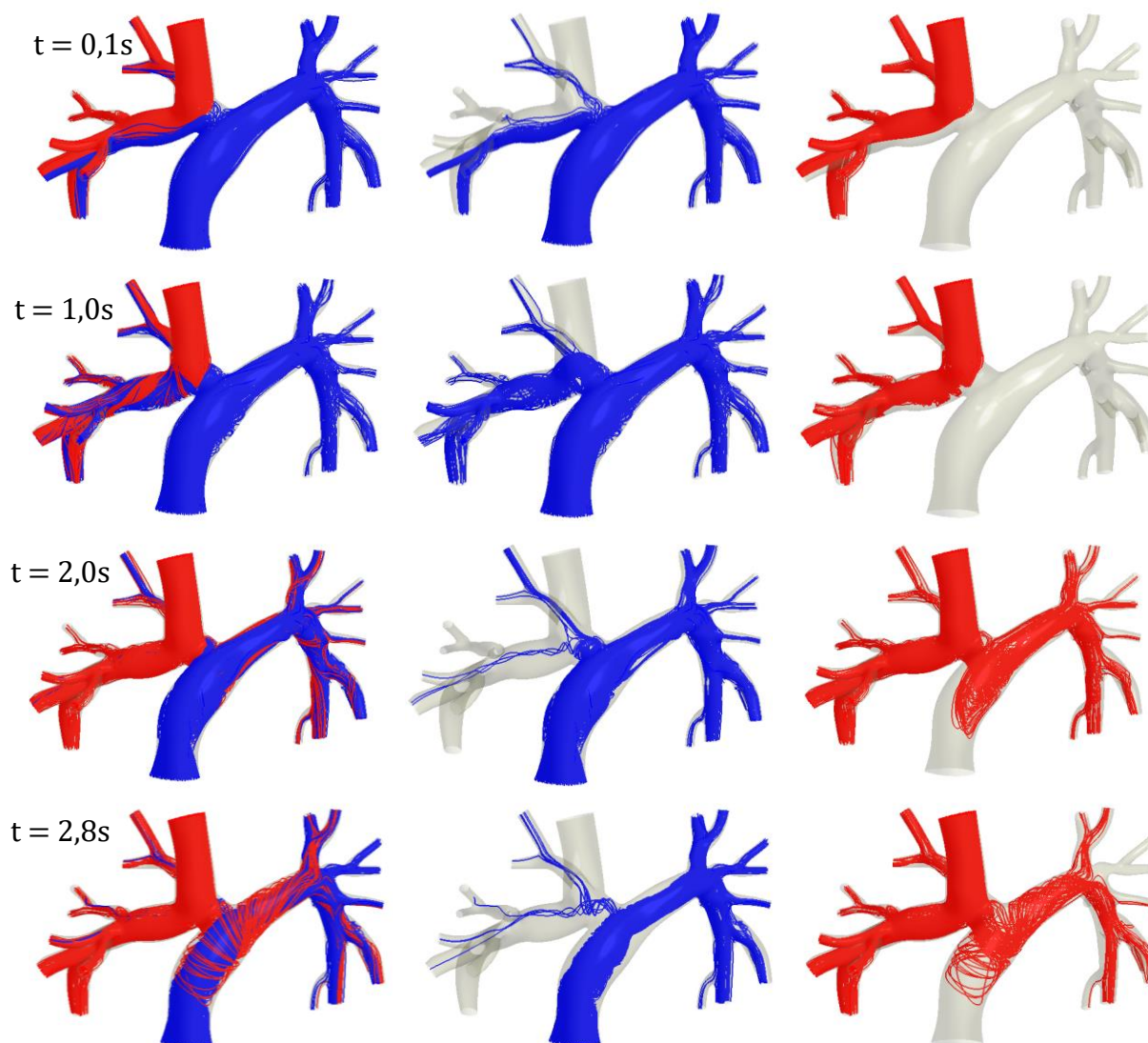
As ilustrações da **Figura 90** elucidam os eventos que ocorrem no fluxo da geometria estudada em um ciclo respiratório. Em $t = 0,1$ segundo, verifica-se a influência abundante da VCI ao fluxo da geometria da APD e APE. Em $t = 1,0$ segundo, a distribuição do fluxo da VCI é realizada de forma homogênea para APD e APE, uma vez que o fluxo da VCS se mantém exclusivamente para a APD. Em $t = 2,0$ segundos, há uma diminuição da influência do fluxo da VCI à APD. Já o fluxo da VCS é distribuído de forma homogênea para ambas as pulmonares, apresentando refluxo na VCI. Por fim, em $t = 2,8$ segundos é observado refluxo abundante da VCS no enxerto da VCI, motivado pela redução significativa do fluxo da VCI, sendo esta distribuída quase que exclusivamente à APE.

Assim como Bazilevs, *et al.* (2009) identificaram, próximo ao final do ciclo respiratório, uma geometria semelhante a hélices foi verificada na VCI, devido provavelmente à reversão do fluxo ocorrido naquele momento (**Figura 90** – $t = 2s$ e $t = 2,8s$).

Devido à homogeneidade na distribuição do fluido das cavas para as artérias pulmonares, conforme apresentado nas simulações 4A, 5A e 6A, a individualização dos resultados de distribuição foi ilustrada somente para a simulação 4A; porém, representa as demais simulações.

⁴⁰ Apêndice J – Método de obtenção da distribuição qualitativa média dos fluxos provenientes das veias cavas superior e inferior às pulmonares em escoamentos transientes.

Figura 90 – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – Simulação 4A.



Fonte: O autor (2023).

O comportamento do fluido de entrada de cada veia cava foi calculado para o tempo 0,1, 1,0, 2,0 e 2,8 segundos, indicando a sua trajetória lagrangeana através da injeção de partículas inertes (**Quadro 34**).

Em $t = 0,1$ segundo de simulação não foram evidenciadas partículas em escape. Em $t = 1,0$ segundo, semelhantemente ao que ocorre em $t = 2,0$ segundos, o fluxo originário da VCI foi distribuído às duas pulmonares, sendo 68% do fluxo destinados à APE. Já o fluxo provindo da VCS foi integralmente destinado à APD.

Para $t = 2,8$ segundos, observou-se refluxo das partículas na VCI, providas tanto da própria VCI quanto da VCS. Para o fluxo provindo da VCI, foram 117.863

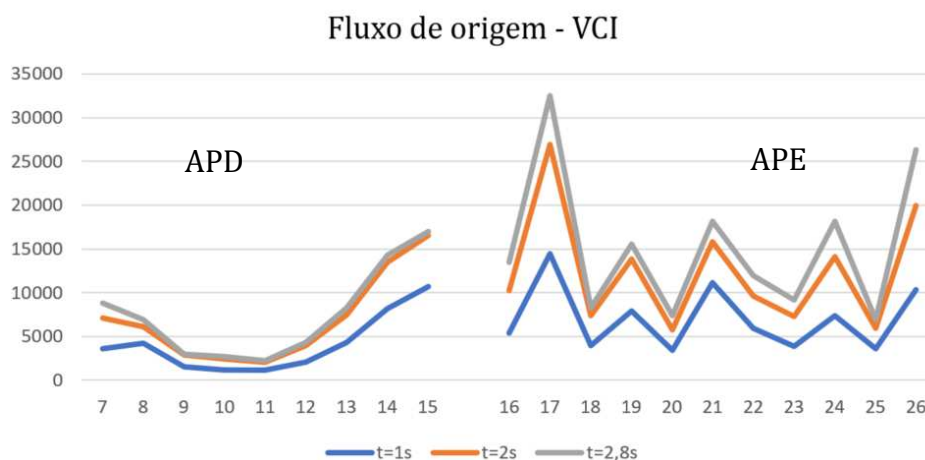
partículas, sendo 33,39% do total injetado. Para a VCS foram 2.126 partículas que escaparam para a VCI, equivalendo a 1,04% do total.

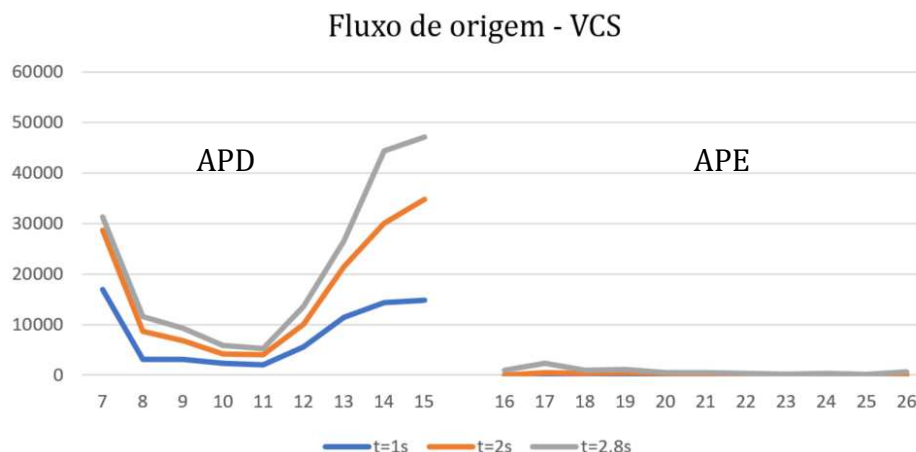
Quadro 34 – Rastreamento de partículas ao tempo – Simulação 4A.

Type	ID - Zone	Vaso de origem											
		VCI		VCI		VCS							
vci_inlet	6	t = 1,0 seg		t = 2,0 seg		t = 2,8 seg							
vcs_inlet	5	t = 1,0 seg		t = 2,0 seg		t = 2,8 seg							
apd_outlet_1	7	3588	32%	7089	31%	8768	29%	16974	100%	28721	99%	31254	96%
apd_outlet_2	8	4222		6096		6876		3063		8700		11519	
apd_outlet_3	9	1522		2847		2994		3094		6776		9215	
apd_outlet_4	10	1209		2464		2687		2322		4103		5820	
apd_outlet_5	11	1127		2061		2236		1998		4012		5298	
apd_outlet_6	12	2105		3972		4334		5581		10021		13510	
apd_outlet_7	13	4276		7477		8275		11342		21408		26469	
apd_outlet_8	14	8164		13471		14286		14273		30095		44419	
apd_outlet_9	15	10680		16552		16999		14781		34798		47118	
ape_outlet_1	16	5414	68%	10226	69%	13434	71%	0	0%	0	1%	967	4%
ape_outlet_2	17	14412		26970		32481		0		491		2312	
ape_outlet_3	18	3978		7366		8225		0		361		889	
ape_outlet_4	19	7903		13806		15577		0		522		1059	
ape_outlet_5	20	3395		5773		7328		0		267		488	
ape_outlet_6	21	11178		15842		18114		0		141		417	
ape_outlet_7	22	5943		9578		11957		0		120		286	
ape_outlet_8	23	3865		7316		9180		0		72		171	
ape_outlet_9	24	7326		14137		18111		0		159		367	
ape_outlet_10	25	3589		5932		6914		0		26		75	
ape_outlet_11	26	10315		19946		26301		0		88		598	
		114211	198921	237844	73428	150881	208720						

Fonte: O autor (2023).

Figura 91 – Variação do escape das partículas ao tempo – Simulação 4A.





Fonte: O autor (2023).

Ao analisar o perfil de velocidade em $t = 2,8$ segundos (**Figura 138** e **Figura 139**), nota-se que há um fluxo superior na VCS em comparação com a VCI, forçando este refluxo a ocorrer.

Neste instante, a distribuição para a artéria pulmonar, cuja origem é a VCS, atinge seu pico, mesmo que baixo (4%), uma vez que para o restante do período estudado quase não houve fluxo na região desta origem.

A **Figura 91** ilustra a variação da distribuição das partículas em escape por cada zona, indicando a evolução ao tempo desta variação.

5.1.3 SIMULAÇÃO EM REGIME TRANSIENTE – VASOS FLEXÍVEIS

Com os resultados obtidos nas simulações anteriores, a configuração das simulações em regime transiente, discutida à frente no subcapítulo 5.2 (Discussão) considera o fluido como *newtoniano* e o escoamento *turbulento*, conforme descrito no **Quadro 35**.

Quadro 35 – Plano de simulações final – Vasos Flexíveis e Regime Transiente.

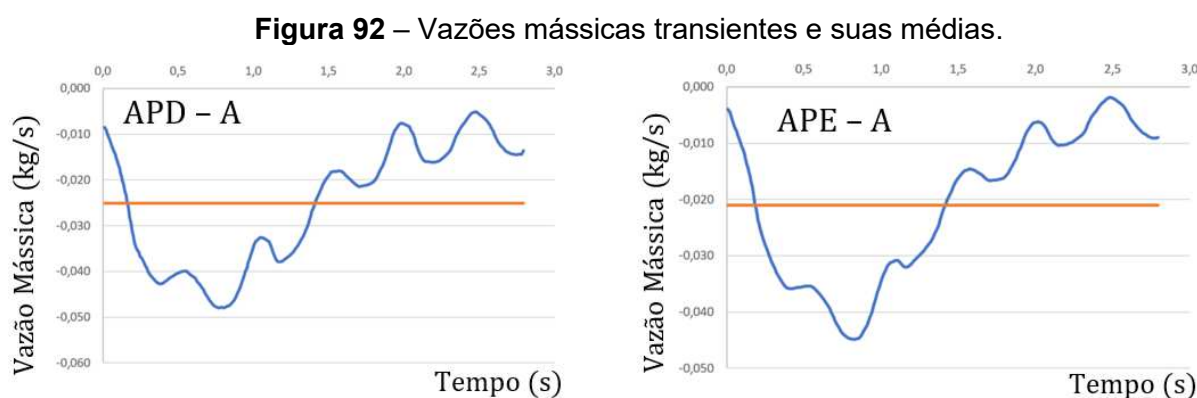
Código	Modelo	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime	Elasticidade
7A	A	Flexíveis	Newtoniano	Turbulento	Transiente	Linear
8A	A	Flexíveis	Newtoniano	Turbulento	Transiente	Hiperelástico

Fonte: O autor (2023).

Ao final do cálculo matemático, foram avaliados os gráficos de convergência. É possível verificar o padrão onde o resíduo da velocidade é sempre muito menor que o resíduo das equações de continuidade: 10^{-6} e 10^{-2} , respectivamente. Houve esperada dificuldade de convergência dos modelos em FSI, necessitando de 163.856 iterações no Ansys® Fluent 2022 R2 e 1.379 iterações no *System Coupling* para a

simulação 7A. Já para a 8A, foram 233.334 iterações no Ansys® Fluent 2022 R2 e 4.667 iterações no *System Coupling*, indicando que a simulação que representa contornos mais complexos obteve uma necessidade maior de iterações para convergência.

Para a obtenção do balanço de massas e a tensão de cisalhamento média nas paredes dos vasos, todo o preparo prévio da simulação possibilitou a extração direta desses números através dos relatórios do programa. Porém, para a obtenção do ΔP , foi necessário exportar o gráfico de vazão volumétrica em m^3/s durante os 2,8 segundos de simulação, convertê-la em vazão mássica e, ao final, calcular as médias (**Figura 92**).



Fonte: O autor (2023).

Estes gráficos, à primeira vista, parecem invertidos, sendo o cume no local do vale e vice-versa. Esta é uma observação correta. O programa considera a vazão mássica negativa como saída do fluxo. Portanto, essa inversão é realizada somente por convenção.

Os valores semelhantes das vazões mássicas em kg/s, quando arredondados na terceira casa após a vírgula, para a APE = 0,021 e APD = 0,025 e 0,024 (simulação 7A e 8A, respectivamente), nas simulações 7A e 8A, geraram gráficos cujas diferenças são imperceptíveis. Desta forma, foi apresentado somente um conjunto destes gráficos (**Figura 92**).

Após a validação e convergência dos resultados, os valores obtidos foram tabulados, conforme **Quadro 36**.

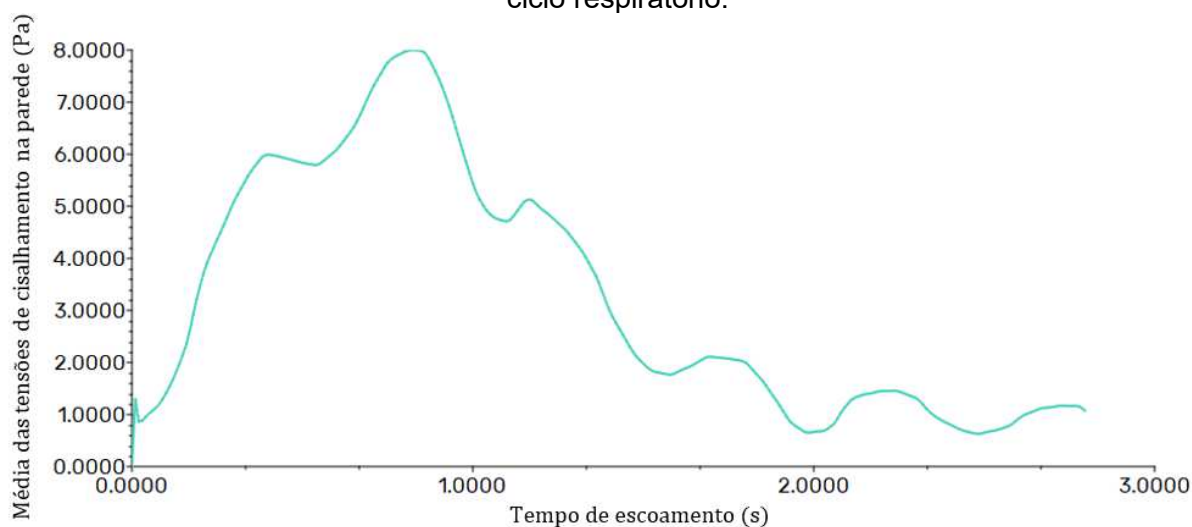
Os resultados das simulações mostraram que o balanço de massas foi, em média, o mais alto já obtido até então. Isso era esperado devido à complexidade dos cálculos realizados, e esses valores estão próximos do limite para validação.

Quadro 36 – Resultados das simulações – FSI.

Código	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)
					Geometria Geral
7A	257,86	54,30%	45,70%	4,2E-04	3,13
8A	258,92	53,95%	46,05%	1,6E-03	3,14

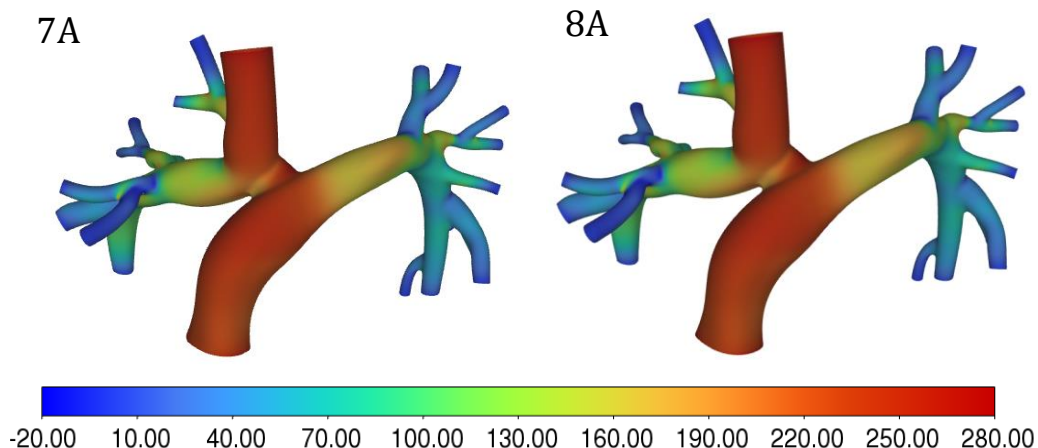
Fonte: do autor (2023).

O gráfico da variação da tensão de cisalhamento da parede dos vasos pelo tempo foi plotado e ilustrado na **Figura 93**. Ele representa as duas simulações do paciente A, uma vez que a diferença na tensão de cisalhamento média na parede dos modelos foi muito próxima e imperceptível graficamente nessa escala.

Figura 93 – Gráfico da variação da tensão de cisalhamento média na parede durante um ciclo respiratório.

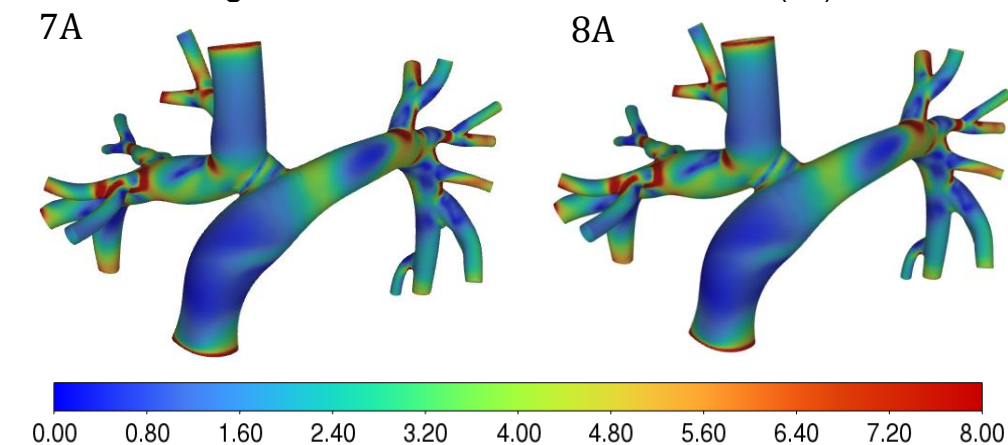
Fonte: O autor (2023).

Junto aos resultados quantitativos, foram plotadas imagens ilustrando os resultados obtidos das simulações. Na **Figura 94**, é possível visualizar a média da pressão estática distribuída pela parede dos vasos sanguíneos. A diferença entre as imagens das simulações 7A e 8A é imperceptível. As maiores pressões são visualizadas nas entradas das cavas, diminuindo gradativamente até os lobos.

Figura 94 – Pressão estática relativa média (Pa).

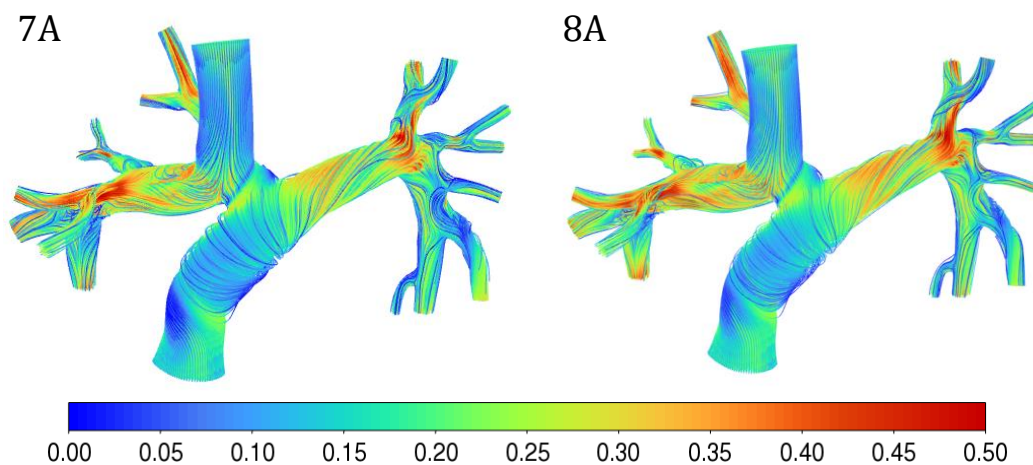
Fonte: O autor (2023).

Em se tratando de tensão de cisalhamento, os pontos com as maiores tensões foram observados nas bases dos lobos, junto às artérias, de forma difusa. A menor tensão foi observada no enxerto da VCI, com valores inferiores a 0,8 Pa em todas as simulações (**Figura 95**). As simulações 7A e 8A apresentaram valores semelhantes uma à outra em relação à tensão de cisalhamento na parede dos vasos estudados.

Figura 95 – Tensão de cisalhamento média (Pa).

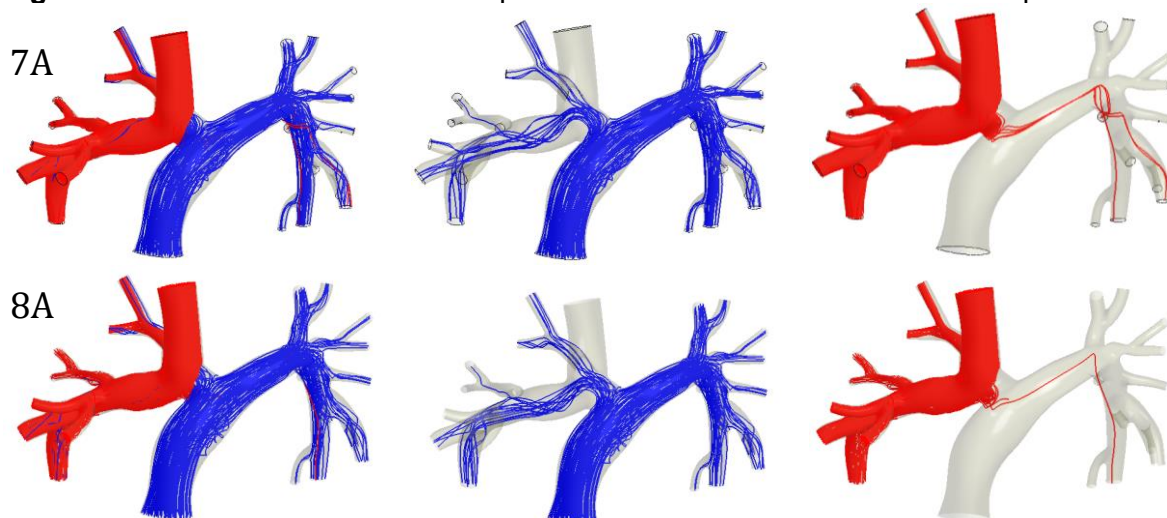
Fonte: O autor (2023).

Na **Figura 96**, as simulações geraram gráficos com pouca diferença observável. Percebe-se que as maiores velocidades estão localizadas em regiões difusas, próximo às bifurcações dos lobos. Estas regiões coincidem com as regiões de maior tensão para os modelos testados.

Figura 96 – Perfil de velocidade média (m/s).

Fonte: O autor (2023).

Na **Figura 97**, observa-se a distribuição do fluxo das veias cavas às pulmonares no tempo médio⁴¹. Há evidente semelhança entre os gráficos obtidos nas duas simulações (7A e 8A), onde o fluxo da VCI é distribuído para ambas as pulmonares, porém com tendência à APE. Já o fluxo proveniente da VCS é quase que exclusivamente distribuído para a APD.

Figura 97 – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares.

Fonte: O autor (2023).

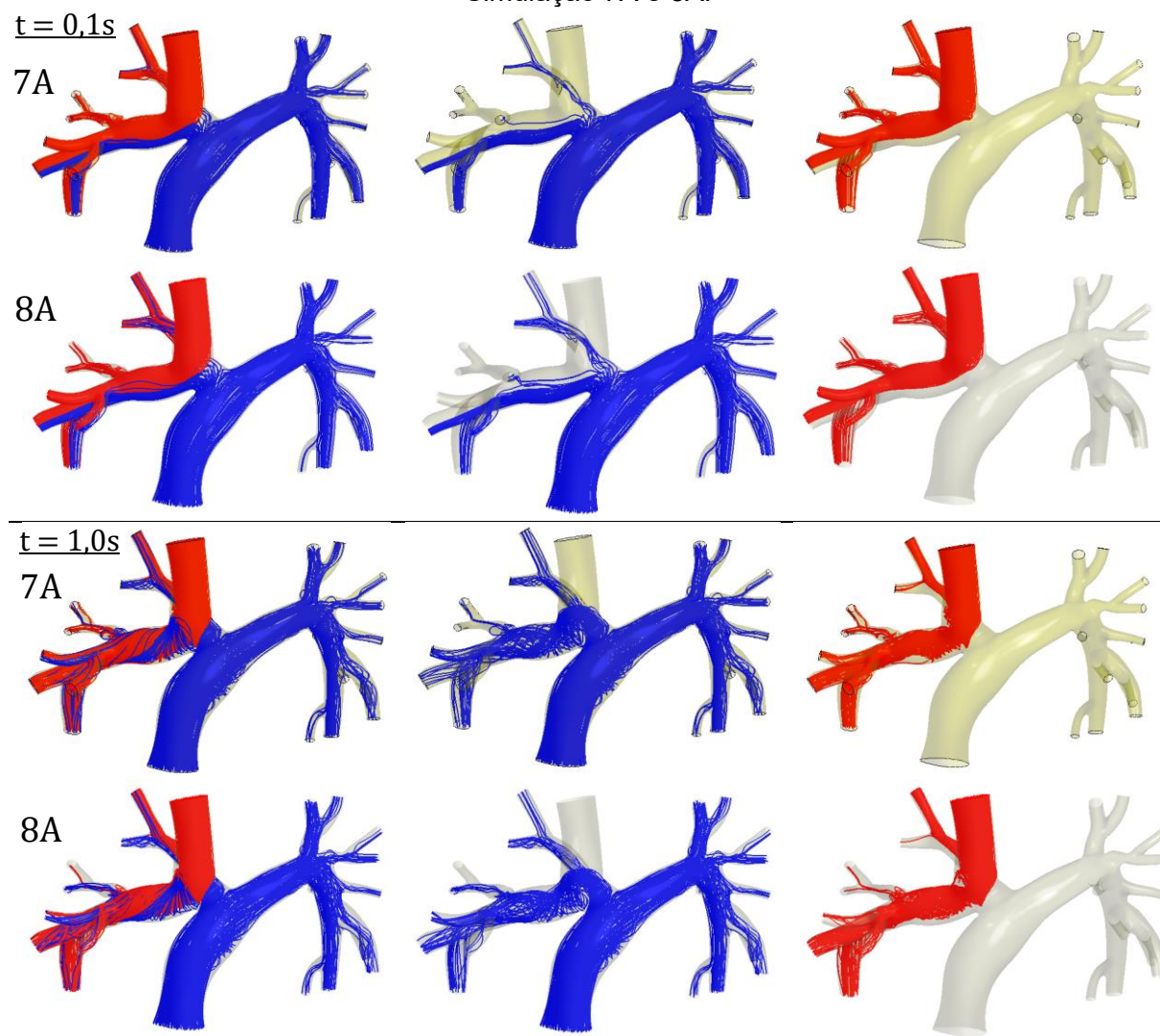
As ilustrações da **Figura 98** elucidam os eventos que ocorrem no fluxo da geometria estudada em um ciclo respiratório. Em $t = 0,1$ segundo, verifica-se a

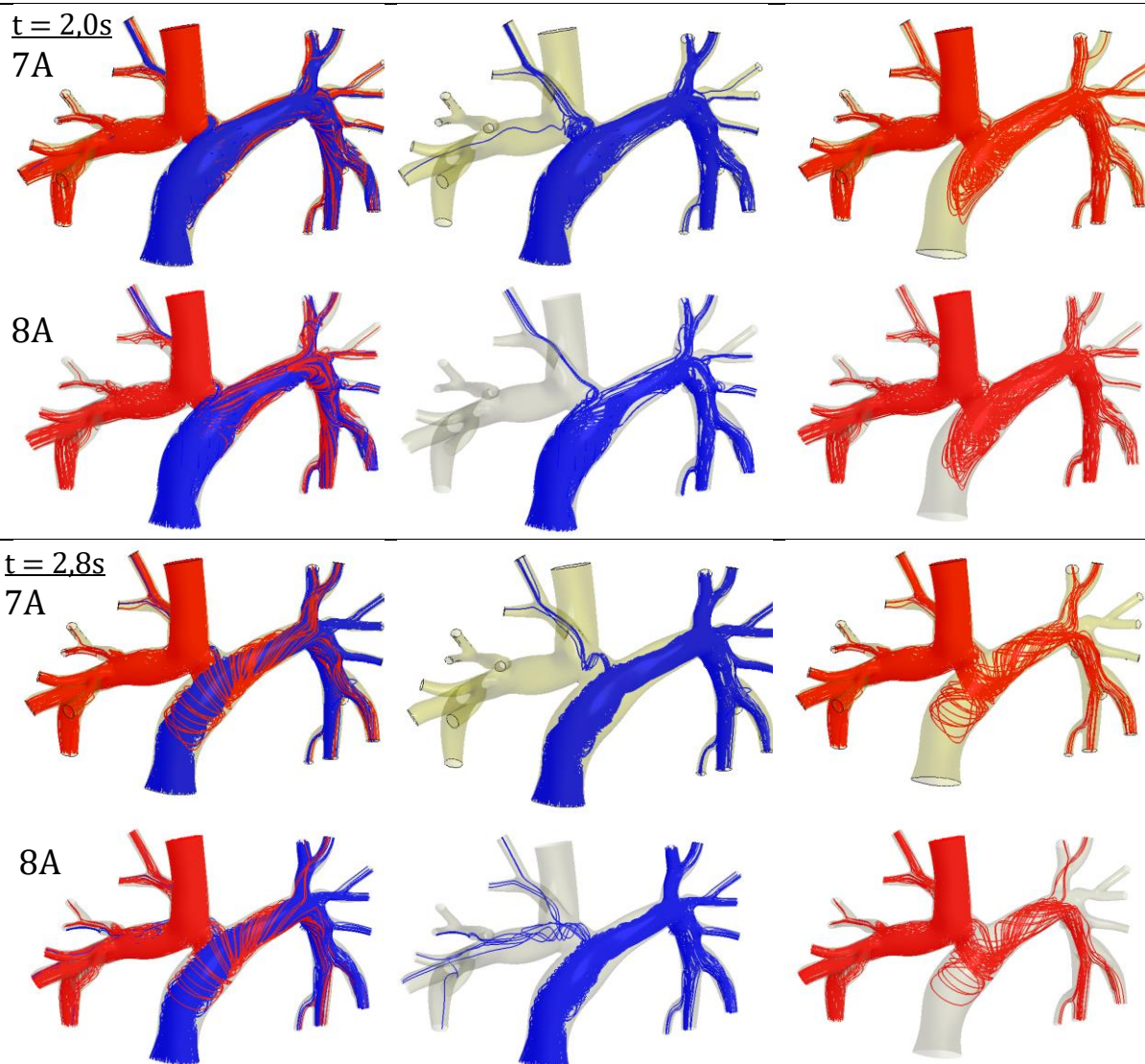
⁴¹ Apêndice J – Método de obtenção da distribuição qualitativa média dos fluxos provenientes das veias cavas superior e inferior às pulmonares em escoamentos transientes.

influência abundante da VCI ao fluxo da geometria em ambas as pulmonares. Já o fluxo da VCS é direcionado exclusivamente para a APD. Em $t = 1,0$ segundo, a distribuição do fluxo da VCI é realizada de forma homogênea para a APD e APE, uma vez que o fluxo da VCS se mantém exclusivamente para a APD.

Em $t = 2,0$ segundos, há uma diminuição da influência do fluxo da VCI à APD. Já o fluxo da VCS é distribuído de forma homogênea para ambas as pulmonares, observando-se refluxo no enxerto da VCI. Por fim, em $t = 2,8$ segundos, o fluxo provindo da VCS provoca refluxo ainda mais robusto no enxerto da VCI, sendo o fluxo da VCI distribuído quase que exclusivamente à APE.

Figura 98 – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – Simulação 7A e 8A.





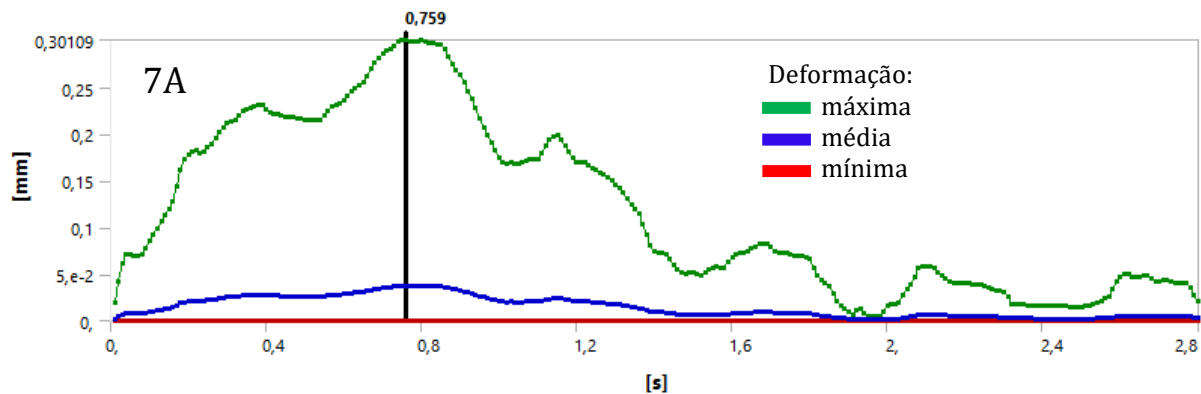
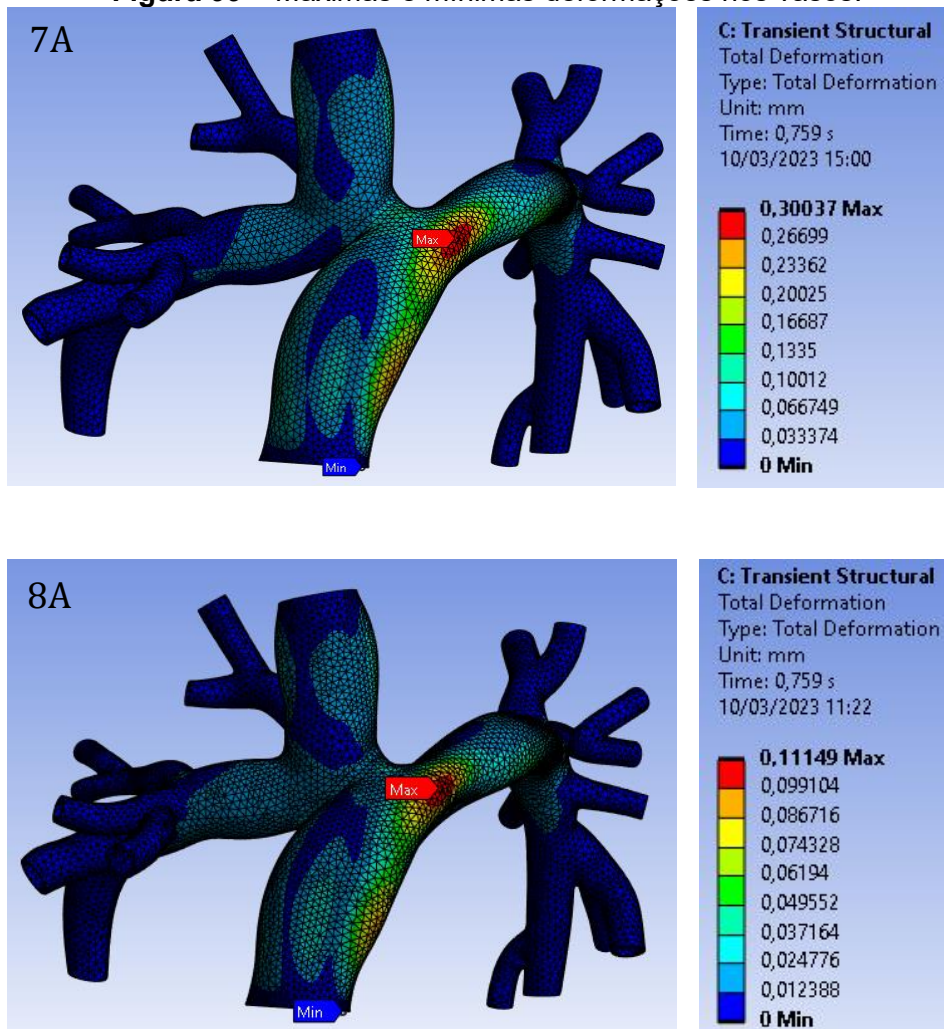
Fonte: O autor (2023).

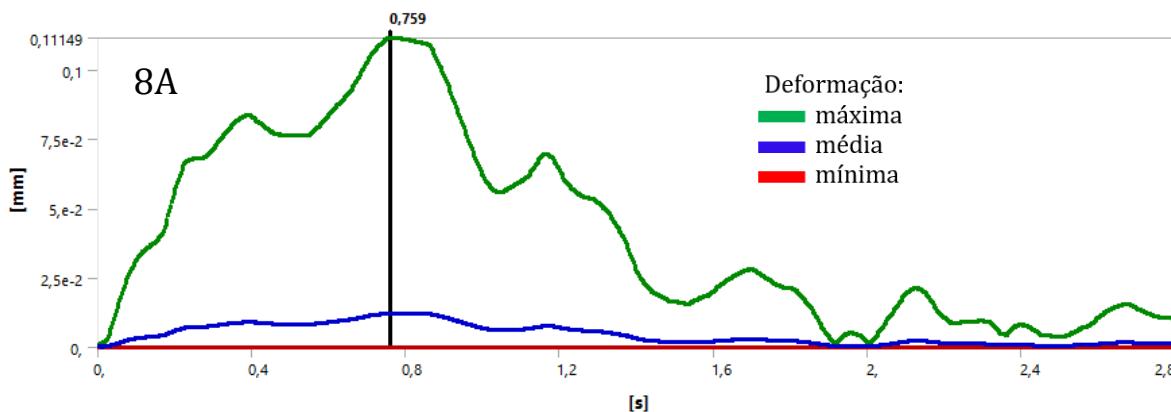
Nestas simulações (7A e 8A), o comportamento do fluxo foi semelhante, indicando coerência entre os resultados qualitativos e quantitativos. Foi impressa a deformação com as tensões máximas e mínimas para as simulações 7A e 8A, que ocorreram em $t = 0,759$ segundo (**Figura 99**).

A máxima deformação ocorreu próximo à anastomose da VCI com a APE, com o valor de 0,30037 mm para simulação 7A e 0,11149 mm para a 8A. Anexo à figura, foi plotado o gráfico de deformações máximas, mínimas e médias ao tempo. Nele, é possível verificar que no tempo próximo a 1,97 segundo, obteve-se a menor deformação da simulação, com valor aproximado de zero milímetro para ambas as simulações. Já a deformação máxima ocorreu em 0,759 segundo em ambas as simulações. Uma vez que na entrada da VCI o diâmetro é de 9,82 mm, a deformação

máxima encontrada relativa a esta medida foi de 3,05% e 1,14% do diâmetro para as simulações 7A e 8A, respectivamente.

Figura 99 – Máximas e mínimas deformações nos vasos.





Fonte: O autor (2023).

5.2 DISCUSSÃO

Com os resultados parciais obtidos, vários cruzamentos de dados e análises são proporcionados. Qual é o arranjo mais robusto em condições de contorno? Qual é a variação obtida nos resultados quando se utilizam condições de fluido newtoniano *versus* não newtoniano; escoamento laminar *versus* turbulento; paredes rígidas ou flexíveis e, ainda, vasos elásticos lineares *versus* hiperelásticos?

No que diz respeito às condições de entrada, colhidas por meio de artigos e repositórios amplamente citados neste trabalho, foram realizados seis testes mesclando estas condições (1A a 6A) com o intuito de entender as diferenças entre a utilização destes dados e o conjunto mais robusto para ser adotado, sendo importante a discussão sobre os achados numéricos (**Quadro 37**).

A dúvida comum para engenheiros de simulação está em inserir dados confiáveis, fornecendo aos solucionadores condições de se obter resultados que expressem a física do problema. No caso deste trabalho, há pressão na VCI, VCS, APD e APE, além da vazão na VCI e VCS que, com as áreas de entrada, é possível extrair as velocidades. A boa prática de simulação em volumes finitos tem por regra que o conjunto de condições de contorno mais competente está na definição da entrada por meio da velocidade ou vazão, e saída por meio de pressão.

Para confirmar esta prática, foram realizadas simulações em regime permanente em vasos rígidos, mesclando essas condições – inicialmente, considerando a velocidade como entrada e a pressão como saída. Essa pressão foi variada como pressão de operação, que se trata de uma pressão de trabalho geral, e a pressão diretamente nas saídas da geometria. Por fim, foi imposta a pressão na

entrada e saída com a mesma variação de pressão de operação e pressão de saída da geometria (**Quadro 37**).

Quadro 37 – Dados para teste comparativo entre condições de contorno – Vasos Rígidos e Regime Permanente – Paciente A.

Teste	Condição de contorno entrada	Condição de contorno saída	Velocidade entrada VCI (m/s)	Velocidade entrada VCS (m/s)	Pressão entrada (Pa)	Pressão saída (Pa)	Condição de operação (Pa)
1	Velocidade	Pressão na condição de operação	0,1790	0,1840	0	0	1333,22
2	Velocidade	Pressão em cada saída com condição de operação igual a zero	0,1790	0,1840	0	1333,22	0
3	Velocidade e pressão	Pressão na condição de operação	0,1790	0,1840	1466,54	0	1333,22
4	Velocidade e pressão	Pressão em cada saída com condição de operação igual a zero	0,1790	0,1840	1466,54	1333,22	0
5	Pressão	Pressão na condição de operação	0	0	1466,54	0	1333,22
6	Pressão	Pressão em cada saída com condição de operação igual a zero	0	0	1466,54	1333,22	0

Fonte: O autor (2023).

No **Quadro 38**, em azul, foram impressos os valores obtidos do solucionador exatamente como deveria acontecer, pois se trata de uma condição de entrada. Nos casos 3 e 4, além do valor da velocidade de entrada, foi imposta a pressão na entrada (1.466,54 Pa); porém, o resultado foi idêntico aos anteriores. A conclusão imediata é que o uso da pressão juntamente com a condição de velocidade não altera o resultado e, portanto, pode ser descartada.

Quadro 38 – Resultados do teste comparativo entre condições de contorno – Vasos Rígidos e Regime Permanente – Paciente A.

Teste	Velocidade entrada VCI (m/s)	Velocidade entrada VCS (m/s)	VCIp (Pa)	VCSp (Pa)	Pressão APD (Pa)	Pressão APE (Pa)	ΔP (Pa)	Q _{APD} %	Q _{APE} %
1	0,1790	0,1840	201,33	200,83	0	0	201,08	55,42%	44,57%
2	0,1790	0,1840	1534,35	1534,05	1333,22	1333,22	200,98	55,42%	44,57%
3	0,1790	0,1840	201,33	200,83	0	0	201,08	55,42%	44,57%
4	0,1790	0,1840	1534,55	1534,05	1333,22	1333,22	201,08	55,42%	44,57%
5	0,5520	0,5661	1287,88	1291,13	0	0	1289,50	54,47%	45,52%
6	0,1331	0,1387	1456,55	1456,55	1333,22	1333,22	123,33	55,79%	44,20%

Fonte: O autor (2023).

Sempre que for inserida a pressão na saída, o valor obtido na entrada será o valor absoluto da pressão, visto nas simulações 2, 4 e 6. Já quando a pressão for colocada na condição de operação, o valor obtido na entrada será o valor relativo entre a entrada e a saída e, portanto, o ΔP .

O ponto dissonante ocorreu com o uso das pressões nas entradas e saídas, não considerando a velocidade na entrada. No teste 5, a velocidade foi maior do que o esperado, além do ΔP elevado, chegando-se a atingir quase 10 mmHg, devendo este arranjo ser descartado. Já no teste 6, o ΔP foi o esperado, aproximadamente 1 mmHg; porém, a velocidade na entrada ficou 25% em média menor do que deveria, assim como o fluxo na saída das pulmonares.

Há grande possibilidade de se cometer erros nas simulações ao considerar uma vazão em local onde ela não foi coletada (posição do vaso sanguíneo). O método de extração da pressão e até da velocidade é um ponto que gera incertezas. Mas, com o uso da velocidade na entrada e pressão na saída, uma maior quantidade de resultados satisfatórios foi estabelecida, sendo esse o modelo adotado para todas as simulações deste trabalho. Assim, esses resultados podem ser extrapolados para simulações mais complexas uma vez que o fato de ser newtoniano ou não, turbulento ou não, e até mesmo haver interação entre o fluido e a estrutura, não alteraria a variação atingida nessas simulações.

Com as considerações de entrada estabelecidas, foram realizadas as simulações propostas, presumindo a diversidade de condições de contorno no objetivo desta tese. Foram organizados os resultados das oito simulações no **Quadro 39** para, por fim, haver capacidade de análise da variação dos resultados.

Quadro 39 – Resultados finais das simulações – Paciente A.

Código	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)		
					VCI	Geometria	Total
1A	201,11	55,42%	44,58%	2,5E-08	1,36	3,00	2,73
2A	198,18	55,44%	44,56%	1,4E-08	1,38	2,94	2,68
3A	201,10	55,41%	44,59%	3,8E-09	1,36	3,00	2,73
4A	259,26	54,61%	45,39%	4,2E-06	1,78	3,42	3,15
5A	255,21	54,72%	45,28%	1,2E-05	1,74	3,32	3,06
6A	258,53	54,58%	45,42%	6,3E-06	1,78	3,41	3,15
7A	257,86	54,30%	45,70%	4,2E-04		*****	3,13
8A	258,92	53,95%	46,05%	1,6E-03		*****	3,14

Fonte: O autor (2023).

A tensão média de cisalhamento na parede da VCI foi, em média, 45% da obtida na geometria restante para as simulações em regime permanente; e 52% para as simulações em regime transiente, indicando uma seção transversal superior à necessária, ocorrendo devido ao implante de enxerto superdimensionado.

Amplamente discutido na revisão bibliográfica desta tese, o tamanho dos enxertos comerciais sintéticos não acompanha o crescimento do paciente, necessitando do uso de medicamentos anticoagulantes para evitar possíveis trombos. Essas regiões de baixa pressão, vistas em todos os gráficos plotados de velocidade desta tese, indicam ponto de atenção.

Uma solução para isso seria o uso de enxertos vasculares de engenharia de tecidos (TEVG – *Tissue Engineered Vascular Grafts*). Pashneh-Tala, *et al.* (2015) estudaram o uso de TEVG em vez dos tecidos convencionais, como os sintéticos ou autólogos.

Liu, *et al.* (2021) foram além. Com a ideia de semiautomatizar o Planejamento Cirúrgico de Fontan, produziram como subproduto da pesquisa a eletrografia de TEVG imprimível em 3D, oferecendo uma estratégia promissora para criar um conduto cuja geometria fosse obtida por meio de CFD paciente a paciente, de forma individualizada.

Apesar dos esforços, a comunicação entre a equipe de engenharia e a equipe de cirurgiões ainda se faz necessária, podendo levar semanas para que o projeto da hemodinâmica ideal individualizada seja obtido. Há, portanto, a necessidade de reduzir o tempo humano no processo de obtenção da geometria específica do enxerto, a fim de acelerar o planejamento cirúrgico, automatizando assim, a otimização dos resultados (LIU, *et al.*, 2021).

Ademais, projetar o TEVG específico do paciente com desempenho hemodinâmico otimizado ainda é uma tarefa complexa, devido à variedade de anatomias específicas do paciente, espaço de planejamento cirúrgico confinado e à necessidade de considerar simultaneamente vários critérios para otimização do desenho do enxerto (LIU, *et al.*, 2021).

O estudo dos TEVGs vem ao encontro do Planejamento Cirúrgico de Fontan de forma ainda mais robusta, colaborando não somente com a localização correta do enxerto, mas sim com a geometria correta e o desenvolvimento destes. Desta forma,

para que sejam obtidos resultados ainda melhores, é importante que esse assunto seja destacado nesta discussão, para que, no futuro próximo, seja aplicado uma vez que a forma de se projetar, simplista ou não, já foi abordada, restando apenas a validação da segurança no uso deste enxerto.

Sobre as simulações que utilizaram fluidos newtonianos *versus* não newtonianos, as variações entre os resultados são baixas, evidenciando a segurança em desprezar, nesta fase do estudo, a consideração de fluido não newtoniano (**Quadro 40**). Quando comparados às variações dos resultados obtidos nas simulações em regime permanente para a transiente, os percentuais seguem a mesma tendência.

Quadro 40 – Resultados: Fluidos não newtonianos x newtonianos.

Código	Fluido	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
1A	Newtoniano	201,11	55,42%	44,58%	1,36	3,00
2A	Não newtoniano	198,18	55,44%	44,56%	1,38	2,94
		0,73%	0,02%	0,02%	0,74%	0,98%
4A	Newtoniano	259,26	54,61%	45,39%	1,78	3,42
5A	Não newtoniano	255,21	54,72%	45,28%	1,74	3,32
		0,78%	0,10%	0,12%	1,24%	1,36%
Média Geral		0,76%	0,04%	0,05%	0,99%	1,17%

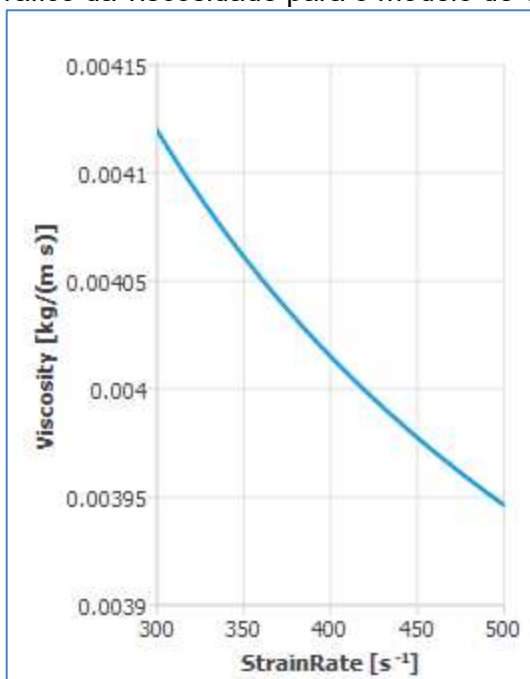
Fonte: O autor (2023).

As maiores variações foram percebidas ao se comparar a tensão média de cisalhamento entre fluidos newtonianos e não newtonianos em regime transiente, obtendo-se a variação de 1,36% (simulações 5A *versus* 6A). Já a variação de distribuição de fluxo foi praticamente idêntica. Porém, para a variação da pressão entre as entradas e saídas, esta não superou o valor de 1% de diferença entre os resultados.

O modelo de viscosidade para fluido não newtoniano utilizado foi o amplamente discutido até aqui, o modelo de Carreau-Yasuda. Analisando o gráfico de viscosidade deste modelo (**Figura 100**), verifica-se que ela varia muito pouco, de aproximadamente 0,00395 a 0,0412 kg/(m.s). Uma vez que a viscosidade considerada nas simulações

para o modelo newtoniano é 0,004 kg/(m.s), poderia se esperar que o resultado final, comparando estes fatores, fosse semelhante.

Figura 100 – Gráfico da viscosidade para o modelo de Carreau-Yasuda.



Fonte: O autor (2023).

Portanto, comparando as condições com fluido newtoniano e não newtoniano, demonstram que a característica não newtoniana nas simulações realizadas pode ser desprezada.

Entretanto, para simulações em regime laminar ou turbulento, alguns pontos devem ser tratados. Inicialmente, o Ansys® Fluent 2022 R2 considera como padrão simulações em regime turbulento. As diversas simulações realizadas demonstraram que o número de iterações para convergência, assim como o tempo computacional, foi suavemente reduzido ao se escolher o regime turbulento como modelo a ser utilizado para o escoamento. Desta forma, a simplificação intuitiva de utilizar o escoamento como laminar para o programa em questão não é válida.

Todos os cálculos para o número de Reynolds demonstraram que, para as áreas consideradas, este valor foi sempre menor que 700. Porém, dependendo da geometria, pode haver pequenos focos turbulentos aos quais não permitirão convergência numérica caso o escoamento definido no *solver* seja laminar.

Os resultados entre simulações com características laminares e turbulentas estão dispostos no **Quadro 41**. Para o cálculo da diferença entre os resultados, foi

utilizada a subtração do resultado turbulento em relação à média dos resultados laminares para comparação com o resultado turbulento.

Quadro 41 – Resultados: escoamento laminar x turbulento.

Código	Escoamento	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
1A	Laminar	201,11	55,42%	44,58%	1,36	3,00
2A	Laminar	198,18	55,44%	44,56%	1,38	2,94
3A	Turbulento	201,10	55,41%	44,59%	1,36	3,00

%		0,72%	0,02%	0,02%	0,81%	1,07%
4A	Laminar	259,26	54,61%	45,39%	1,78	3,42
5A	Laminar	255,21	54,72%	45,28%	1,74	3,32
6A	Turbulento	258,53	54,58%	45,42%	1,78	3,41

%		0,50%	0,16%	0,19%	1,11%	1,28%
Média Geral		0,61%	0,07%	0,11%	0,96%	1,17%

Fonte: O autor (2023).

Tanto as diferenças entre as médias das pressões de entrada e saída de cada modelo (distribuição de fluxo entre a APE e APD), quanto a tensão de cisalhamento na parede dos vasos, indica tendência de que considerar o escoamento como laminar é seguro. Os resultados dos ensaios em escoamento permanente para transiente demonstram a mesma tendência de variação, sendo ambos semelhantes.

As maiores variações foram observadas no cálculo da tensão média de cisalhamento da parede da geometria, como valor igual a 1,28%. As menores diferenças foram obtidas no cálculo da distribuição dos fluxos para as pulmonares, com diferenças praticamente desprezíveis.

Portanto, para estas regiões, considerar ou não a turbulência não trará alteração nos resultados; porém, a indicação do uso, tanto por possíveis regiões turbulentas, quanto por baixa necessidade computacional, leva à boa prática da utilização da turbulência como premissa para estas simulações.

Sobre a não execução de simulações considerando fluido não newtoniano com turbulência, há de se discutir que o programa Ansys® Fluent 2022 R2 não permite esse tipo de arranjo, devendo-se, para isso, criar equações complementares (UDF). Porém, como visto em todas as simulações, a consideração da viscosidade não newtoniana pode, com segurança, ser simplificada para newtoniana.

Outra análise que deve ser estabelecida é a comparação dos resultados em regime permanente e transiente. Como dito, uma simulação em regime permanente é realizada em questão de minutos e condições de contorno simplificadas. Pode ser realizada com o fluxo em sístole médio ou diástole e fornece, como resultado, características confiáveis para uma rápida tomada de decisão.

Simulações em regime transiente são mais complexas, principalmente quando se trata da obtenção do perfil de velocidade de entrada e perfil de pressão de saída. São simulações que requerem um maior poder computacional, e suas condições de contorno são mais complexas. A forma como o fluxo se comportará no decorrer do tempo pode facilmente ser analisada, mas para o Planejamento Cirúrgico de Fontan fará diferença? O arranjo cirúrgico deverá ser feito pela média do comportamento ou pelos picos de baixa e alta pressão? Dependendo da resposta, o arranjo da simulação adequada poderá ser em regime transiente ou permanente.

Outro ponto que merece discussão acerca dos resultados entre as simulações permanente e transiente é de que foi utilizada a velocidade permanente como se fosse a média, deslocando os gráficos de perfis de velocidade transiente, até que suas médias fossem idênticas aos valores permanentes. Esta análise deverá ser realizada em casos de novas simulações, garantindo, quando não houver perfis de velocidade específicos do paciente, que o deslocamento das curvas seja preciso.

As vazões, tanto descritas por Marsden, *et al.* (2010), quanto as calculadas nas simulações deste estudo, foram comparadas (**Quadro 42**).

Quadro 42 – Resultados: Vazões obtidas.

Código	Q _{APD} mL/s	Q _{APE} mL/s	Q _{TOTAL} mL/s
1A	23,78	19,13	42,91
2A	23,79	19,12	42,91
3A	23,78	19,13	42,91
4A	23,57	19,59	43,17
5A	23,72	19,63	43,35
6A	23,70	19,72	43,42

Fonte: O autor (2023).

Marsden *et al.* (2010) consideraram que, para a geometria A-0063, o índice cardíaco de 3,8 L/min/m² em uma superfície corpórea de 0,68 m² era adequado. Desta forma, a vazão nas cavas é de 2,584 litros por minuto, ou 43,07 mL/s. O valor médio

obtido para a vazão nas cavas foi de 42,91 mL/s para os casos do regime permanente e 43,11 mL/s em média para os casos em regime transiente. Comparando-os ao resultado indicado pelos autores, evidencia diferença insignificante, reforçando ainda mais a validade destas simulações.

No **Quadro 43**, foram comparados os resultados obtidos nas simulações entre os regimes permanentes e transientes, agrupados por semelhança de condições de contorno.

Quadro 43 – Resultados: Regime Permanente x Transiente.

A – Fluido Newtoniano e Escoamento Laminar

Código	Regime	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
1A	Permanente	201,11	55,42%	44,58%	1,36	3,00
4A	Transiente	259,26	54,61%	45,39%	1,78	3,42

%		28,91%	1,46%	1,82%	31,04%	13,88%

B – Fluido Não Newtoniano e Escoamento Laminar

Código	Regime	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
2A	Permanente	198,18	55,44%	44,56%	1,38	2,94
5A	Transiente	255,21	54,72%	45,28%	1,74	3,32

%		28,77%	1,29%	1,60%	26,13%	13,01%

C – Fluido Newtoniano e Escoamento Turbulento

Código	Regime	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
3A	Permanente	201,10	55,41%	44,59%	1,36	3,00
6A	Transiente	258,53	54,58%	45,42%	1,78	3,41

%		28,56%	1,51%	1,87%	31,07%	13,68%
Média Geral		28,75%	1,42%	1,76%	29,41%	13,52%

Fonte: O autor (2023).

A variação das pressões médias e a tensão de cisalhamento média na VCI foram de 28,75% e 29,41%, respectivamente. A variação da distribuição das vazões foi de 1,42% para a APD e 1,76% para a APE. Essa variação média foi muito parecida com as variações obtidas nos resultados das condições de contorno semelhantes,

variando apenas o regime. Já a variação média da tensão de cisalhamento no restante da geometria foi de 13,52%.

Desta forma, há uma variação significativa, principalmente nos valores de ΔP e tensão média de cisalhamento, indicando tendência de que a simplificação do PCF em regime permanente possa ser grosseira.

Até o momento, somente a condição de vasos rígidos foi discutida. A comparação mais fiel com a condição de vaso rígido em regime transiente se dará ao compará-lo com a FSI, também em regime transiente.

As simulações considerando a interação fluido-estrutura são as mais complexas do tema, de difícil convergência e tempo computacional elevado.

Nas simulações realizadas, considerando os vasos sanguíneos com comportamento elástico linear, o passo de tempo inicial (ou espaço de tempo) adotado foi de 0,01 segundo, e o número de iterações máximas entre as físicas de 5. Houve satisfatória convergência dos modelos simulados com um tempo de processamento de aproximadamente 40 horas.

A convergência para as equações de velocidade atingiu resíduos em torno de $1E-06$; já para a continuidade, os resíduos ficaram na casa de $1E-03$.

Para a simulação considerando o comportamento dos vasos hiperelásticos com o modelo de *Mooney-Rivlin* de dois parâmetros, foi necessário utilizar o número de *Courant* como parâmetro de passo de tempo, ou seja, 0,003 segundo, uma vez que há grandes deslocamentos. Ao se tentar como passo de tempo números como 0,01 e até mesmo 0,005, não houve a obtenção da convergência.

Nestes casos, passos de tempo elevados geram elevadas deformações e, conseqüentemente, divergência numérica. Portanto, segmentar essas deformações em mais passos possibilita a resolução da simulação em questão. O tempo de processamento para a simulação 7A foi de 120 horas, e para a 8A, 412 horas.

Considerando as simulações cujas condições de contorno foram: fluido newtoniano e escoamento turbulento, obtém-se os resultados, conforme o **Quadro 44**.

A variação entre o ΔP da simulação 6A em relação à média das simulações 7A e 8A foi de 0,05%. Já para a distribuição da vazão entre as pulmonares, o valor foi de 0,83% para Q_{APD} e 1,00% para Q_{APE} . O balanço de massa é maior com o aumento da dificuldade imposta na simulação, algo esperado. A tensão de cisalhamento se

comportou de forma muito similar, obtendo a diferença de 0,25% nos resultados, considerando a tensão de cisalhamento médio na parede total.

Quadro 44 – Resultados finais das simulações – Paciente A.

Código	Regime	Vasos	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)		
							VCI	Geometria	Total
3A	Permanente	Rígidos	201,10	55,41%	44,59%	3,8E-09	1,36	3,00	2,73
6A	Transiente	Rígidos	258,53	54,58%	45,42%	6,3E-06	1,78	3,41	3,15
7A	Transiente	Flexíveis	257,86	54,30%	45,70%	4,2E-04	*****		3,13
8A	Transiente	Flexíveis	258,92	53,95%	46,05%	1,6E-03	*****		3,14

Fonte: O autor (2023).

As simulações em regime permanente se mostraram robustas e capazes de indicar tendência satisfatória em todos parâmetros estudados. Desta forma, a variação entre os resultados obtidos entre as simulações transientes, considerando os vasos rígidos e flexíveis, foi desprezível quantitativa e qualitativamente. Indica que a simulação transiente, considerando os vasos rígidos, fluido newtoniano e escoamento turbulento, fornece uma precisão adequada, com custo computacional satisfatório.

Isso era esperado, uma vez que a pressão na região é muito baixa, favorecendo baixas deformações nos vasos da região de estudo. Mesmo havendo baixa deformação, o resultado comparativo entre as considerações de vasos elásticos lineares e hiperelásticos resultou em uma significativa variação no parâmetro deformação máxima, com valores de 7A = 0,30037 mm e 8A = 0,11149 mm. Essa variação ocorre, uma vez que a simulação considerando os vasos hiperelástico são mais flexíveis, dissipando a deformação ao longo da geometria e, por sua vez, diminuindo a deformação máxima localizada. Porém, essa grandeza é imperceptível para as condições de uso, não sendo, portanto, relevante.

Uma vez que as simulações em FSI deste trabalho podem ser desconsideradas – pois a simulação transiente com vasos rígidos gerou resultados praticamente idênticos, com reduzido esforço computacional – não foram realizadas simulações segmentando a VCI e o restante da geometria para a obtenção da tensão de cisalhamento local, devido à elevada dificuldade de convergência.

Por fim, se for necessário obter ΔP e tensão de cisalhamento na parede mais precisos, além do comportamento qualitativo do fluxo sanguíneo ao tempo, a

simulação considerando vasos rígidos, fluido newtoniano, escoamento turbulento e fluxo transiente será totalmente satisfatória, mais rápida e menos complexa que a FSI.

Porém, a simulação considerando os vasos rígidos, fluido newtoniano, escoamento turbulento e fluxo permanente é uma opção viável quando se tratar de simulações onde o ΔP é o parâmetro principal. Nos demais parâmetros, há precisão duvidosa, obtendo-se variações de até 28% em relação aos resultados gerados em regime transiente.

Com a discussão estabelecida até aqui, foi aplicado adiante o estudo de um PCF completo para a geometria do paciente B, considerando inicialmente o modelo permanente, vasos rígidos, fluido newtoniano e escoamento turbulento, para indicar a melhor posição de anastomose entre a VCI e as pulmonares. Após, foi realizada a simulação transiente, indicando os números finais a serem considerados.

5.2.1 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO DE FONTAN – ESTUDO DE CASO – PACIENTE B-0064

O planejamento cirúrgico de Fontan pode representar, em um primeiro momento, a localização ótima da anastomose cavopulmonar. Porém, a geometria desta região pode apresentar gravidades que deverão ser resolvidas, como estenoses nas pulmonares e vasos incomuns, como exemplo. Portanto, o projetista deverá estar atento quanto a essas anomalias realizando, primeiro, uma análise macro da geometria estudada.

Como aplicação dos resultados obtidos até então, foi realizado um PCF completo, cuja geometria final foi otimizada considerando os três parâmetros a seguir:

- a) Distribuição do fluxo sanguíneo entre os pulmões: a taxa APD/APE deverá ocorrer entre 60%/40% a 40%/60%, sendo 50%/50% o valor ideal (LOKE, *et al.*; 2020);
- b) Tensão de cisalhamento na parede da veia cava inferior (WSS): a faixa fisiológica da WSS em grandes veias é de 0,1 a 1 Pa. As regiões em que o WSS fosse menor que 0,1 Pa são consideradas abaixo do fisiológico (LOKE, *et al.*, 2020);
- c) Perda de energia na passagem do fluido pelas geometrias.

A energia dissipada é calculada pela diferença entre a energia de entrada E_{in} menos a energia de saída E_{out} , expressa pelas seguintes equações (KHIABANI, *et al.*, 2014):

$$E_{in} = Q_{VCI} \left(P_{VCI} + \frac{1}{2} \rho V_{VCI}^2 \right) + Q_{VCS} \left(P_{VCS} + \frac{1}{2} \rho V_{VCS}^2 \right) \quad (5.1)$$

$$E_{out} = \sum_{i=1}^{N_L} Q_{APE_i} \left(P_{APE_i} + \frac{1}{2} \rho V_{APE_i}^2 \right) + \sum_{i=1}^{N_R} Q_{APD_i} \left(P_{APD_i} + \frac{1}{2} \rho V_{APD_i}^2 \right) \quad (5.2)$$

Onde,

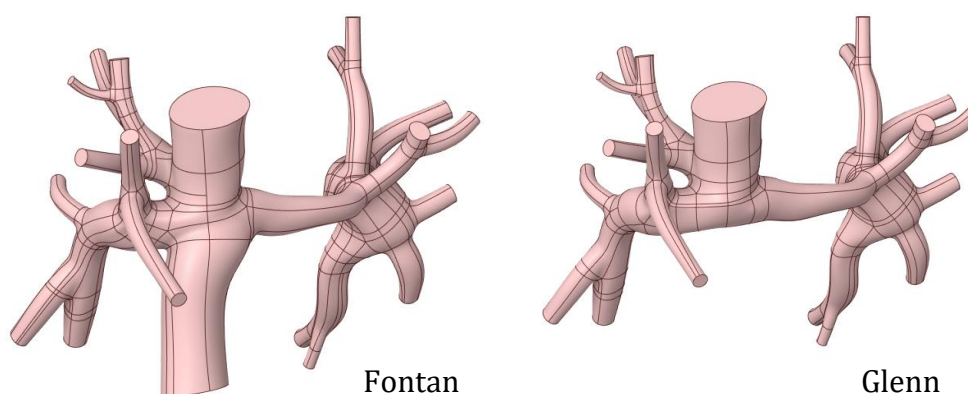
- N_R é o número de saídas da APD no modelo;
- N_L é o número de saídas da APE no modelo;
- V e P são velocidade e pressão calculadas em média sobre cada face de entrada e saída;
- Q são as vazões sobre cada face do modelo;
- ρ é a densidade do sangue = 1060 kg/m^3 .

Quanto menor a energia dissipada, melhor a geometria. Portanto, a energia dissipada é expressa por:

$$E_{diss} = E_{in} - E_{out} \quad (5.3)$$

Já para o PCF, foi utilizada a geometria do paciente B-0064 em STL, cuja conexão cavopulmonar total já foi concluída. Uma vez que o objetivo é projetar uma geometria e sua localização para atender aos parâmetros citados, foi necessária a incisão da VCI da geometria original (**Figura 101**).

Figura 101 – Seccionamento da VCI – Paciente B.



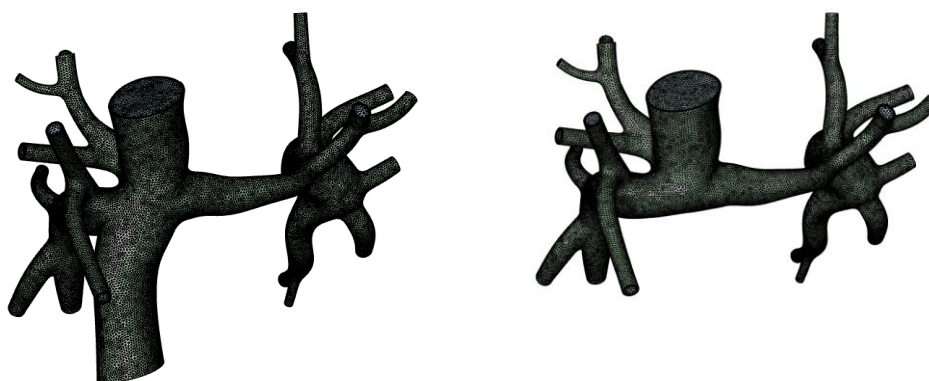
Fonte: O autor (2023).

Com a conclusão do preparo das geometrias, transformando-as em sólidos e polindo-as, foram geradas as malhas para as geometrias de Fontan e Glenn⁴². Para

⁴² Ver: 4.2.2 – Geração da malha.

a malha da geometria de Fontan, geraram-se 292.052 nós e 835.700 elementos, com *Skewness*⁴³ e *Orthogonal Quality*⁴⁴ adequados. Já para a malha da geometria de Glenn, foram gerados 252.392 nós e 707.160 elementos, com *Skewness*⁴⁵ e *Orthogonal Quality*⁴⁶ adequados (**Figura 102**).

Figura 102 – Malhas – Paciente B.



Fonte: O autor (2023).

Uma vez que as malhas obtidas estavam com qualidade satisfatória, foi montado um conjunto de simulações iniciais. Primeiramente, realizaram-se as simulações na geometria em Glenn e, em seguida, realizaram-se as simulações na geometria original de Fontan (**Quadro 45**).

Quadro 45 – Planejamento de simulações para PCF.

Código	Geometria	Vasos	Fluido	Escoamento	Regime
1B	Glenn	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Permanente
2B	Glenn	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Transiente
3B	Fontan Original	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Permanente
4B	Fontan Original	Rígidos	Newtoniano	Turbulento	Transiente

Fonte: O autor (2023).

A princípio, somente o modelo com vasos rígidos, fluido newtoniano, escoamento turbulento e regime permanente seria necessário. Porém, como é a primeira vez neste trabalho que uma geometria de Glenn é simulada, foram feitas as simulações tanto em regime permanente quanto transiente.

⁴³ Mínimo: 3,5E-4, máximo: 0,84445, média: 0,22578 e desvio-padrão: 0,12342.

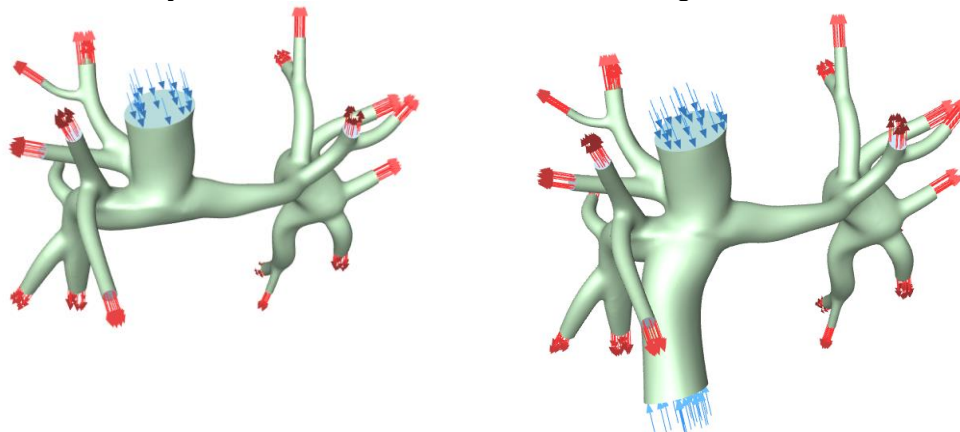
⁴⁴ Mínimo: 0,15555, máximo: 0,99226, média: 0,77326 e desvio-padrão: 0,12232.

⁴⁵ Mínimo: 4,6E-4, máximo: 0,84182, média: 0,22791 e desvio-padrão: 0,12451.

⁴⁶ Mínimo: 0,15818, máximo: 0,99131, média: 0,77117 e desvio-padrão: 0,12345.

Sempre que uma geometria é preparada para simulação – havendo discretização do domínio fluido e criação da nomenclatura nas zonas de aplicação de condições de contorno – a visualização gráfica proporciona uma validação do correto posicionamento das entradas e saídas, sendo um importante método de conferência (**Figura 103**).

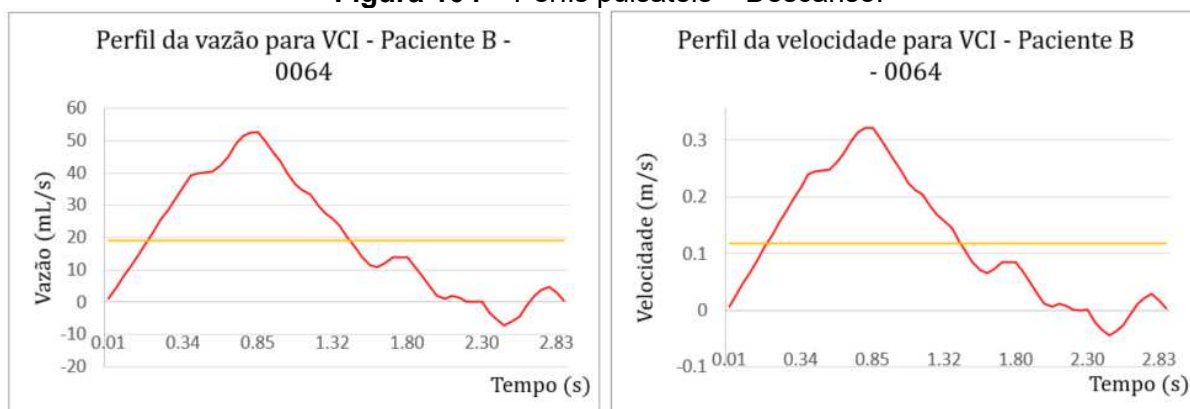
Figura 103 – Indicação das entradas e saídas do fluido na geometria – Paciente B-0064.



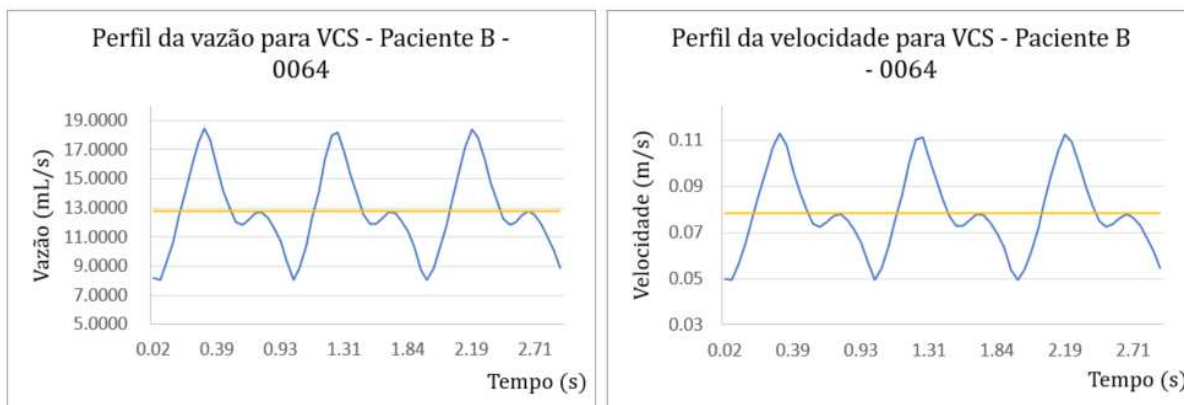
Fonte: O autor (2023).

Os métodos para a realização das simulações foram destacados nos **Apêndices** deste trabalho⁴⁷. Os perfis pulsáteis foram extraídos, deslocando as curvas de Bazilevs, *et al.* (2009), fazendo com que as médias destas curvas fossem exatamente a velocidade citada por Wilson, Ortiz e Johnson, (2013) e Marsden, *et al.* (2010).

Figura 104 – Perfis pulsáteis – Descanso.

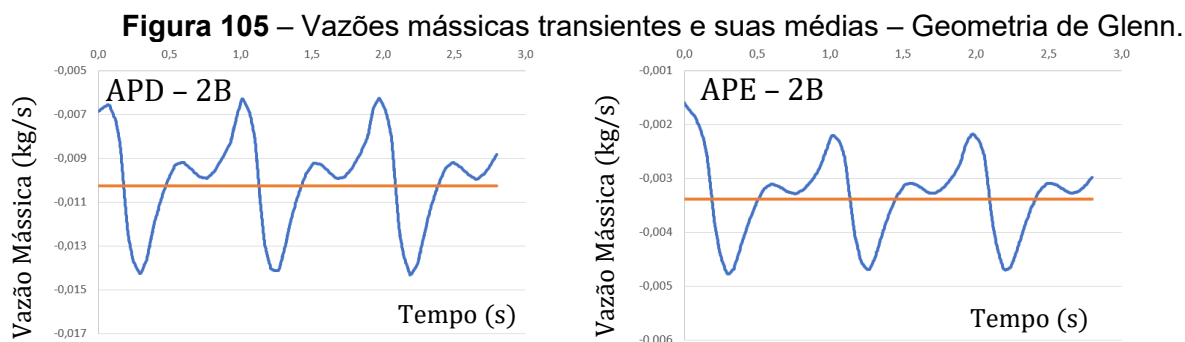


⁴⁷ Apêndice E – Determinação dos perfis de velocidade das VCIs e VCSs; Apêndice F – Determinação da localização da partícula do fluido no espaço; Apêndice G – Simulação em Volumes Finitos – regime permanente – vasos rígidos; Apêndice H – Simulação em Volumes Finitos – regime transiente – vasos rígidos; Apêndice I – Simulação em Volumes Finitos – regime transiente – vasos flexíveis.



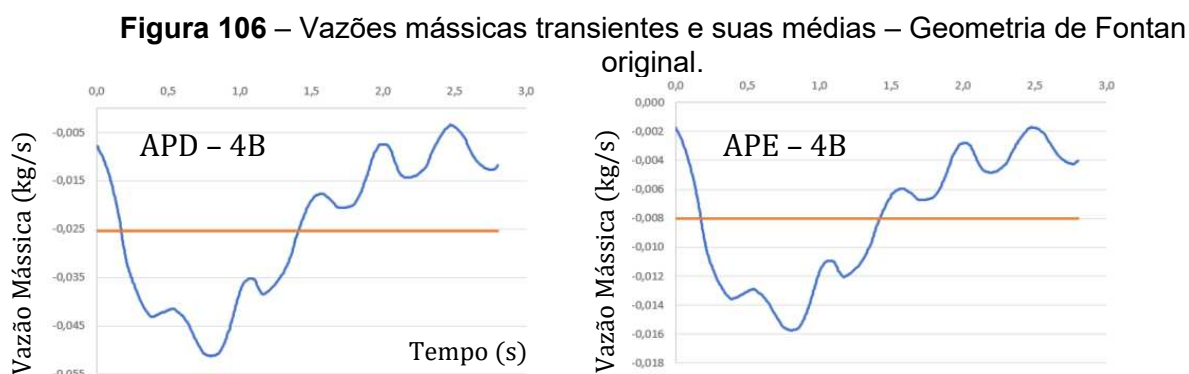
Fonte: O autor (2023).

Os valores das vazões mássicas, obtidos em kg/s para a simulação com geometria de Glenn, foram de 0,003 para APE e 0,010 para APD (**Figura 105**).



Fonte: O autor (2023).

Para a geometria de Fontan original, os valores das vazões mássicas, obtidos em kg/s, foram de 0,008 para APE e 0,025 para APD (**Figura 106**).



Fonte: O autor (2023).

Por fim, os resultados obtidos foram descritos no **Quadro 46**.

Quadro 46 – Resultados das simulações PCF.

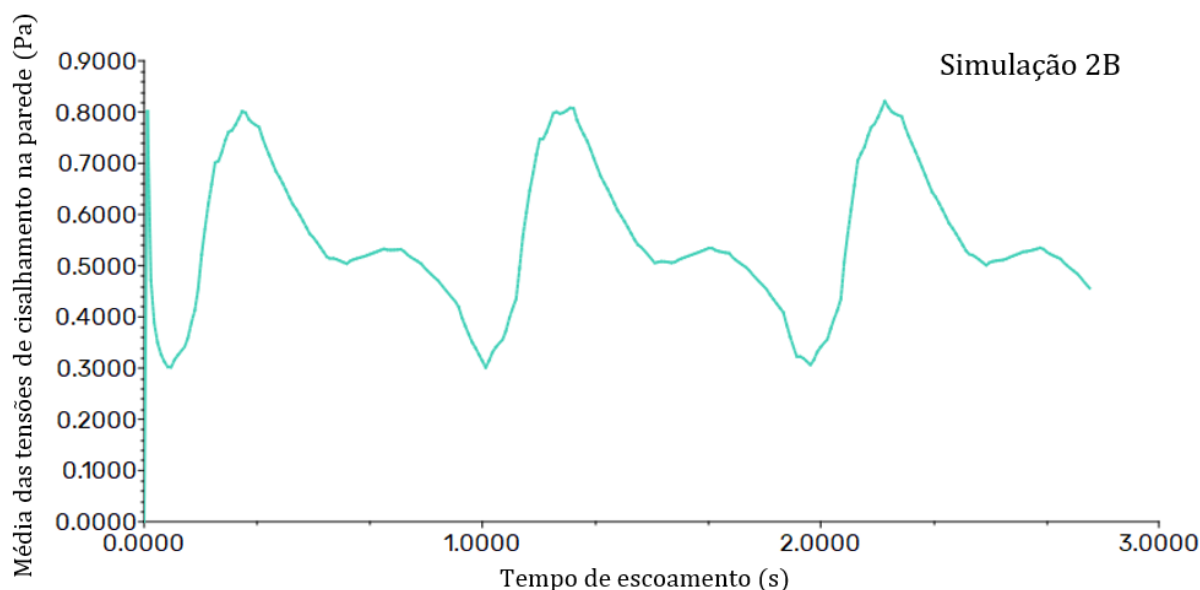
Código	ΔP (Pa)	Q_{APD}	Q_{APE}	Balanço de massa	Tensão de cisalhamento média na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
1B	32,97	74,99%	25,01%	4,8E-08	****	0,53
2B	34,74	75,21%	24,79%	3,2R-08	****	0,54
3B	130,02	75,61%	24,39%	4,4E-08	0,93	1,64
4B	164,82	75,98%	24,02%	3,8E-06	1,19	1,86

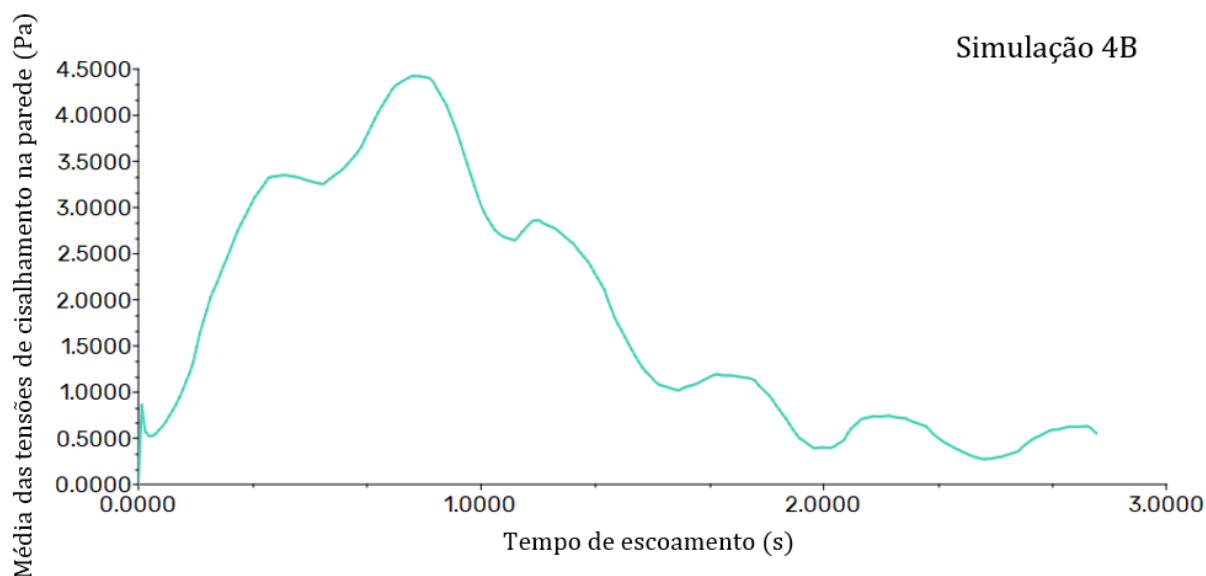
Fonte: O autor (2023).

Como era de se esperar, houve variação significativa entre os resultados de ΔP (5,35% e 26,76% entre as simulações 1B/2B e 3B/4B, respectivamente) e tensão de cisalhamento (2,75% e 13,86% entre as simulações 1B/2B e 3B/4B, respectivamente) ao se comparar as simulações em regime permanente e transiente. Porém, a distribuição dos fluxos Q_{APD} e Q_{APE} foi semelhante para todas as simulações.

A tensão de cisalhamento média durante um ciclo respiratório foi extraída para as simulações 2B e 4B (**Figura 107**). Na simulação 2B, em cuja geometria há a incidência somente da vazão da VCS, é evidente que a variação da tensão de cisalhamento média fosse sincronizada com o batimento cardíaco. Já para a simulação 4B, o comportamento se assemelha mais ao comportamento que a respiração exerce no fluxo da VCI, uma vez que esse fluxo é mais robusto, sobrepondo ao comportamento do fluxo na VCS.

Figura 107 – Gráfico da variação da tensão média de cisalhamento na parede durante um ciclo respiratório – Geometria de Glenn.

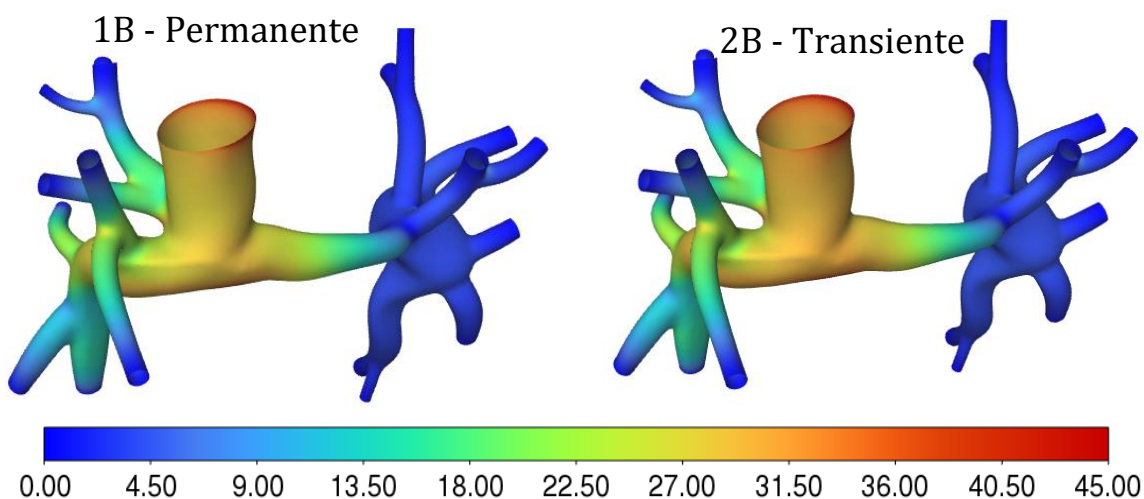




Fonte: O autor (2023).

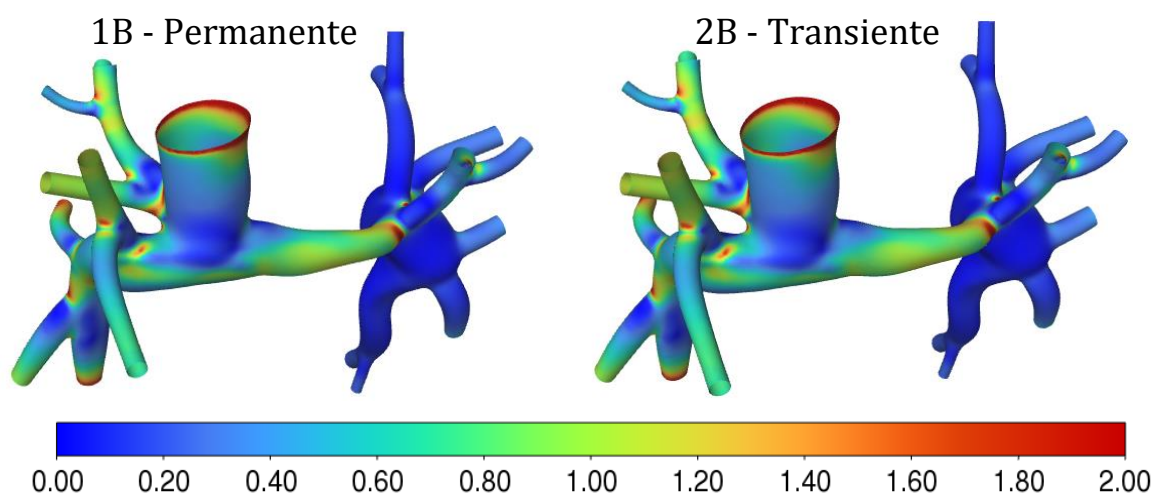
Juntamente com os resultados quantitativos da pressão estática relativa, tensão de cisalhamento da parede da geometria, perfil de velocidade e distribuição dos fluxos provindos das cavas às pulmonares, foram plotados gráficos conforme destacados a seguir: **Figura 108** a **Figura 111**, para a geometria de Glenn; e **Figura 112** a **Figura 115**, para a geometria de Fontan original.

Figura 108 – Pressão estática relativa (Pa) – Geometria de Glenn.



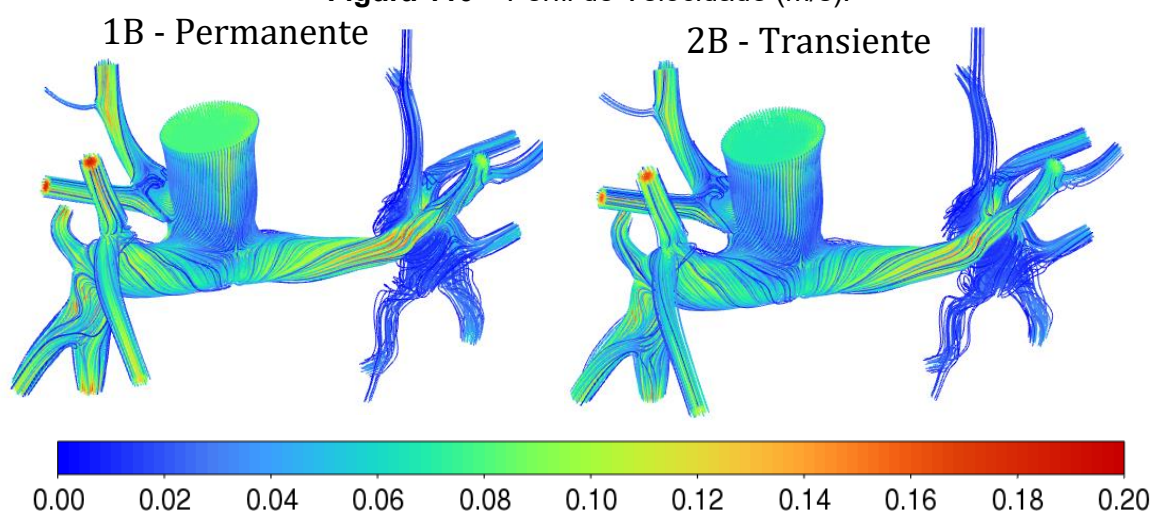
Fonte: O autor (2023).

Figura 109 – Tensão de cisalhamento (Pa).



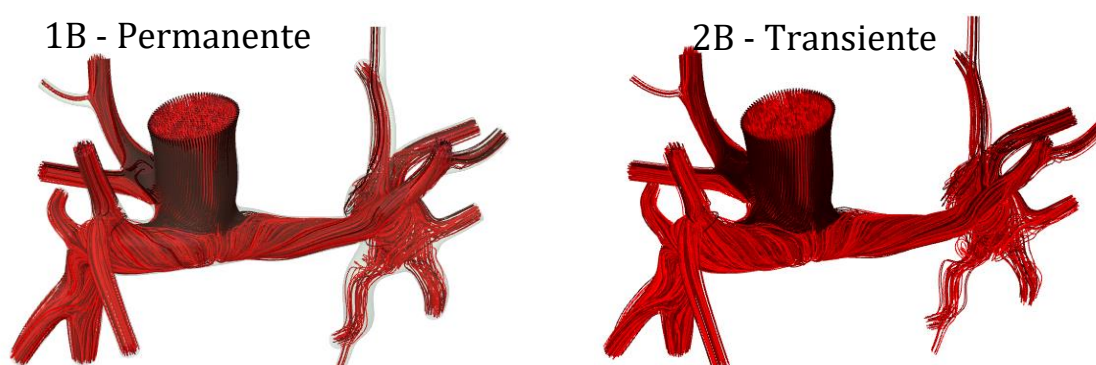
Fonte: O autor (2023).

Figura 110 – Perfil de Velocidade (m/s).



Fonte: O autor (2023).

Figura 111 – Influência do fluxo da VCS às artérias pulmonares.



Fonte: O autor (2023).

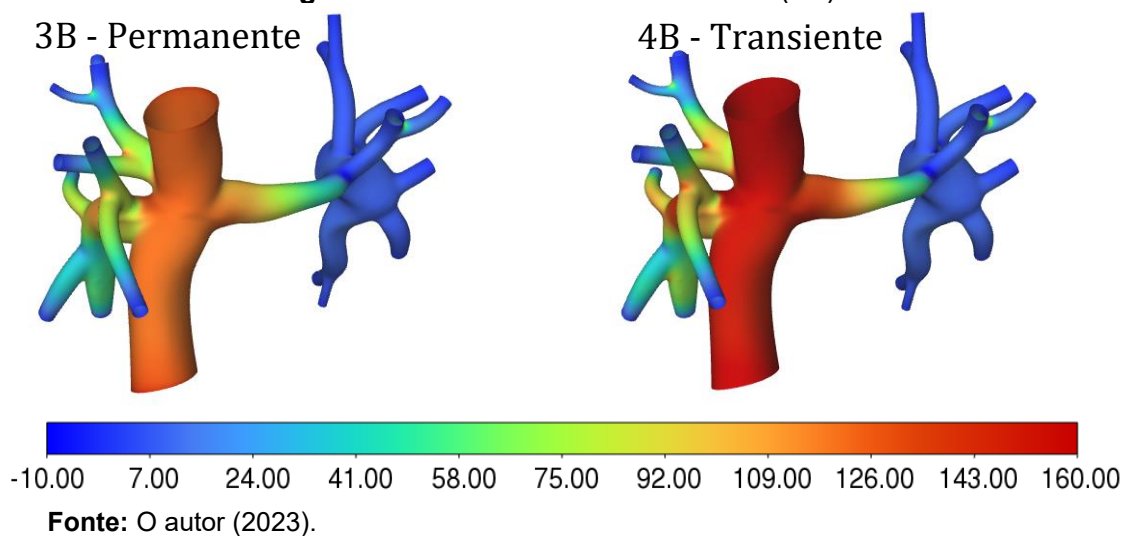
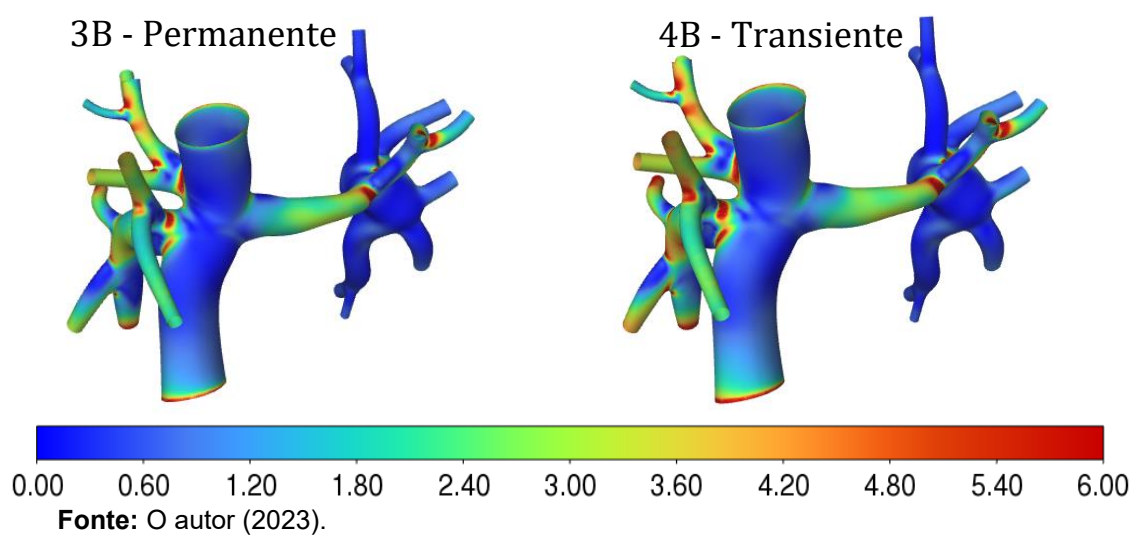
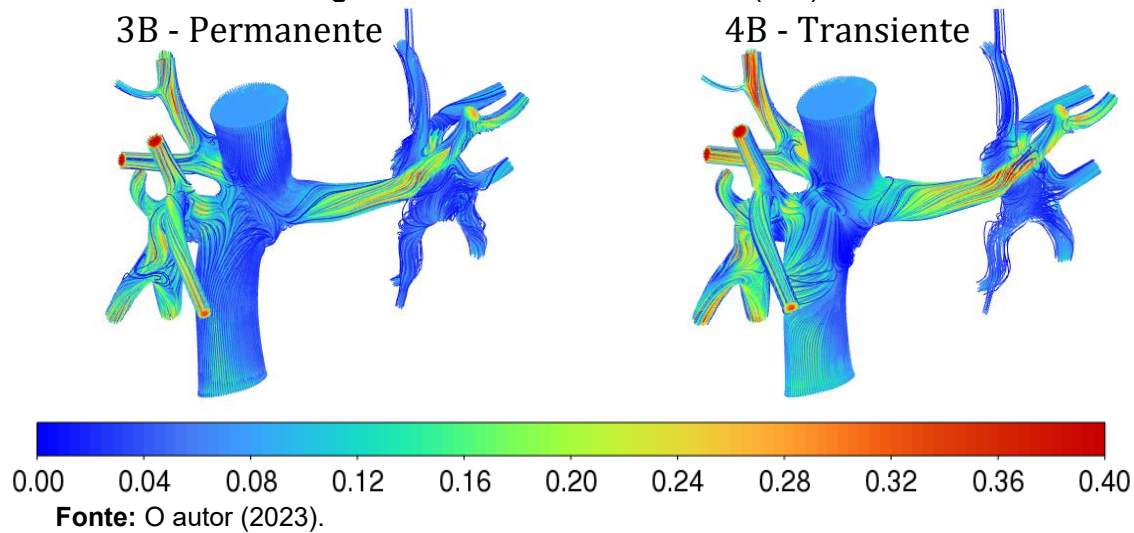
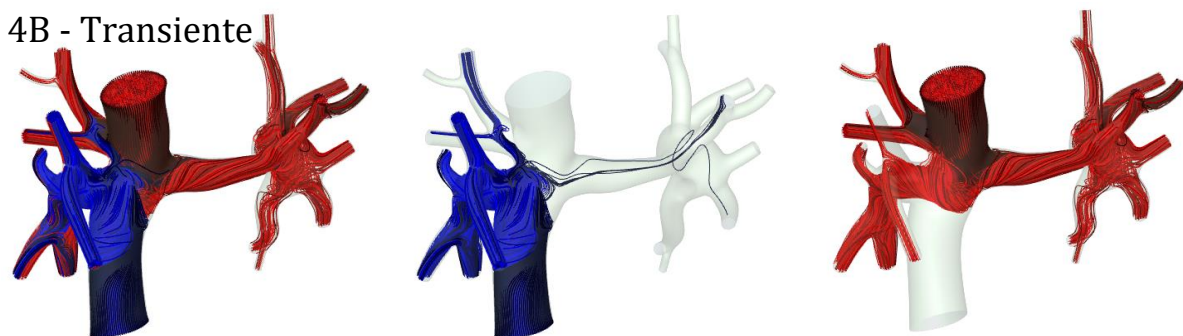
Figura 112 – Pressão estática relativa (Pa).**Figura 113** – Tensão de cisalhamento (Pa).**Figura 114** – Perfil de Velocidade (m/s).

Figura 115 – Influência do fluxo médio das veias cavas às artérias pulmonares.

3B - Permanente



4B - Transiente

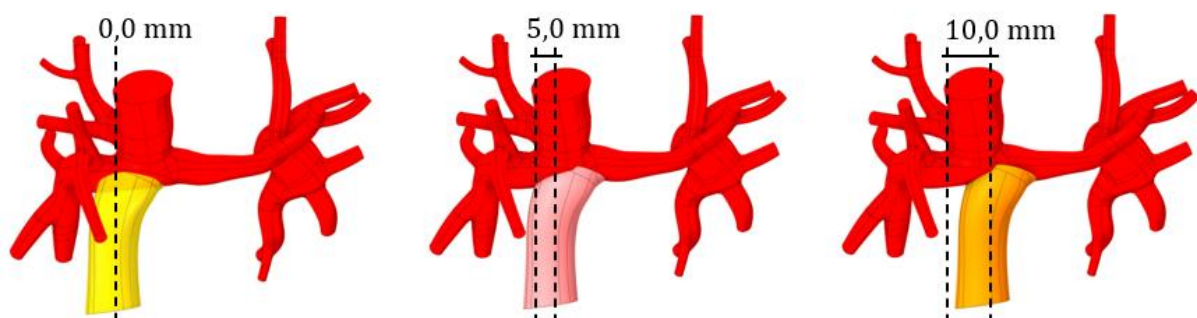


Fonte: O autor (2023).

O resultado da simulação com a geometria original de Fontan indica um fluxo desigual, distribuindo aproximadamente 75% do fluxo para a APD e 25% para a APE. É possível verificar que há estenose na APE, podendo ser este o maior causador desta desigualdade.

Com o objetivo de corrigir inicialmente esse desvio, foram simuladas duas geometrias, deslocando a VCI (5 mm e 10 mm da posição original) em sentido à APE, para tentar melhorar a distribuição do fluxo, de acordo com a **Figura 116**.

Figura 116 – PCF – Planejamento do posicionamento da VCI⁴⁸.



Fonte: O autor (2023).

⁴⁸ Apêndice K – Método de manipulação de geometrias para o PCF.

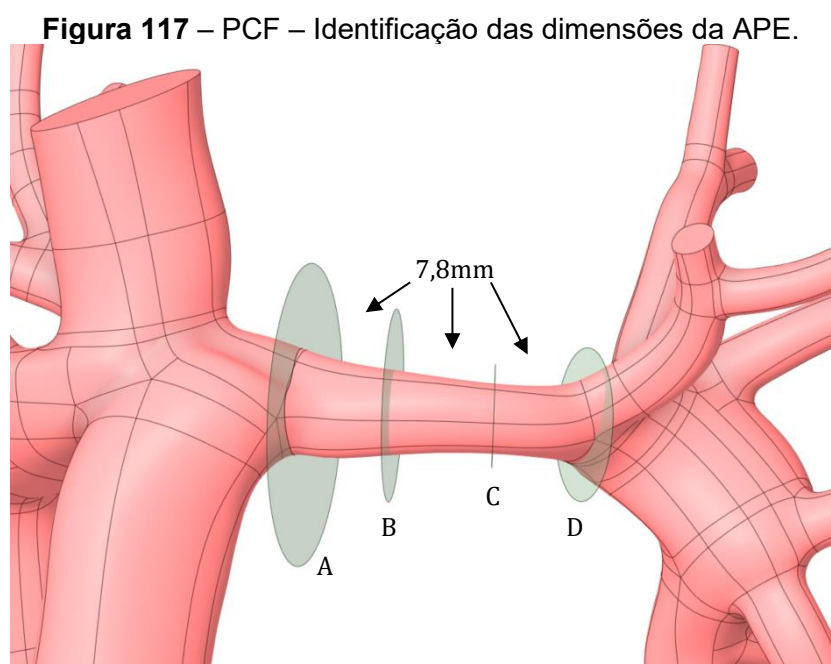
Como o primeiro parâmetro considerado é a distribuição do fluxo de forma igualitária entre as artérias pulmonares, nesta fase foram realizadas apenas simulações em regime permanente, em decorrência da comprovada robustez diante dessa condição de contorno.

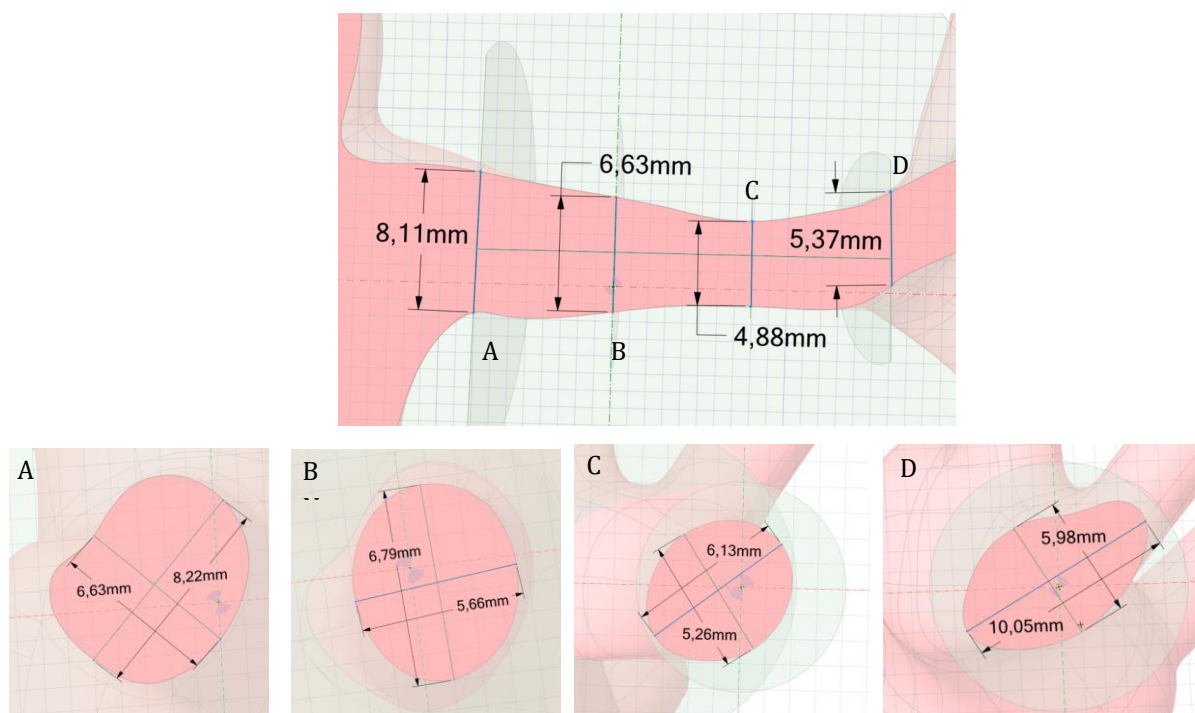
Algum erro numérico grave – possivelmente ocorrido na execução da geometria – impossibilitou a convergência do modelo com um deslocamento de 5 mm do eixo em direção à APE ($F_{5\text{mm}}$). Desta forma, realizou-se a simulação com deslocamento de 10 mm ($F_{10\text{mm}}$). Caso esta simulação indicasse que o deslocamento de 10 mm foi excessivo, seria necessário corrigir a simulação para um deslocamento de 5 mm para alcançar a convergência.

A distribuição do fluxo obtida para $F_{10\text{mm}}$ foi de **75,73%** do fluxo para a APD e **24,27%** para APE, não havendo diferença alguma no fluxo do Fontan Original (F_{orig}).

Possivelmente, isto se deve à estenose localizada na APE. Desta forma, será necessária a intervenção nesse local para ampliar a estenose e possibilitar o desenvolvimento posterior da localização do enxerto.

Primeiramente, a APE foi seccionada na base da anastomose cavopulmonar (VCI) e na base dos primeiros lobos, sendo que o comprimento da APE foi de 23,4 mm. Optou-se por investigar as medidas em mais dois outros pontos, distantes 7,8 mm ($23,4/3$ mm) entre si, o que exigiu o cisalhamento da artéria, conforme ilustra a **Figura 117**.

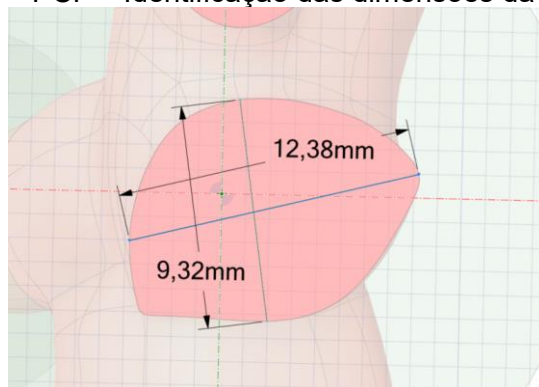




Fonte: O autor (2023).

Para referenciar a medida a ser adotada na APE, utilizou-se a medida da APD próxima à anastomose com a VCS, conforme destacado na **Figura 118**.

Figura 118 – PCF – Identificação das dimensões da APD.



Fonte: O autor (2023).

O cálculo das áreas foi realizado com o auxílio do diâmetro médio, e os resultados tabulados no **Quadro 47**. A diferença média entre as áreas da APE em relação à APD foi de 40,52%. Com base nestes resultados, a geometria da APE foi ajustada para um diâmetro médio inicial de 8 mm, e a simulação foi realizada para este caso. Caso a geometria não fosse satisfatória, seria realizada uma nova ampliação da APE com 10 mm de diâmetro.

Quadro 47 – Dimensões das artérias pulmonares para o PCF.

Região	Diâmetro (mm)			Área (mm ²)	% APD
	1	2	Médio		
APE-A	8,22	6,63	7,4415	43,49	47,04%
APE-B	6,79	5,66	6,225	30,43	32,92%
APE-C	6,13	5,26	5,695	25,47	27,55%
APE-D	10,05	5,98	8,015	50,45	54,57%
APD	12,38	9,32	10,85	92,46	***

Fonte: O autor (2023).

A malha da $F_{10\text{mm}}$, com APE de 8 mm de diâmetro, gerou 283.660 nós e 814.232 elementos, com *Skewness*⁴⁹ e *Orthogonal Quality*⁵⁰ adequados.

Com a convergência estabelecida, a distribuição do fluxo através das pulmonares melhorou significativamente. Antes da ampliação da APE, a distribuição do fluxo era de 75,73%/24,27% (APD/APE), alterando-se para 64,91%/35,09% (APD/APE). As pressões nas cavas reduziram em média 31%; assim como a tensão na parede da VCI em 2% e no restante da geometria em 13%. Mesmo assim, há necessidade de que a relação APD/APE fique entre 60%/40% e 40%/60%. Desta forma, foi ampliada a APE para 10 mm de diâmetro.

A malha da $F_{10\text{mm}}$, com APE de 10 mm de diâmetro, gerou 287.344 nós e 827.594 elementos, com *Skewness*⁵¹ e *Orthogonal Quality*⁵² adequados.

Com a convergência estabelecida, a distribuição do fluxo através das pulmonares melhorou ainda mais, passando de 64,91%/35,09% (APD/APE) na $F_{10\text{mm}}$ com APE de 8 mm de diâmetro, para 57,09%/42,91% (APD/APE) na $F_{10\text{mm}}$ com APE de 10 mm de diâmetro. As pressões nas cavas reduziram em média 16%, assim como a tensão na parede da VCI em 1% e no restante da geometria em 8%.

Neste momento, a geometria já estaria dentro dos parâmetros necessários. Porém, foi realizada a simulação de mais uma geometria, com a distância entre o enxerto original de 15 mm e APE com diâmetro de 10 mm ($F_{15\text{mm}}$ com APE de 10 mm de diâmetro).

⁴⁹ Mínimo: 2,7E-4, máximo: 0,84113, média: 0,22589 e desvio-padrão: 0,12316.

⁵⁰ Mínimo: 0,15887, máximo: 0,99375, média: 0,77315 e desvio-padrão: 0,12203.

⁵¹ Mínimo: 2,5E-4, máximo: 0,84568, média: 0,22446 e desvio-padrão: 0,12229.

⁵² Mínimo: 0,15432, máximo: 0,99447, média: 0,77459 e desvio-padrão: 0,12117.

A malha da F_{15mm}, com APE de 10 mm de diâmetro, gerou 287.647 nós e 828.999 elementos, com *Skewness*⁵³ e *Orthogonal Quality*⁵⁴ adequados.

Com a convergência estabelecida, a distribuição do fluxo final para simulação da geometria F_{15mm} com APE de 10 mm de diâmetro foi de 56,17%/43,83% (APD/APE). As pressões nas cavas reduziram mais 3,59%, assim como a tensão na parede da VCI em 4,64%. Os resultados dos diversos modelos foram apresentados no **Quadro 48**.

Quadro 48 – Resultados finais das simulações PCF em regime permanente.

Simulação	ΔP (Pa)	Q _{APD}	Q _{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)	
					VCI	Geometria
Fontan Original	130,02	75,61%	24,39%	4,4E-08	0,93	1,64
F _{10mm} com APE Original	134,93	75,73%	24,27%	1,9E-07	0,94	1,65
F _{10mm} com APE de 8 mm	93,01	64,91%	35,09%	2,7E-07	0,92	1,43
F _{10mm} com APE de 10 mm	78,42	57,09%	42,91%	4,1E-06	0,91	1,31
F _{15mm} com APE de 10 mm	75,61	56,17%	43,83%	1,7E-08	0,87	1,31

Fonte: O autor (2023).

Chegou-se a um limite em que a ampliação da APE não seria possível, uma vez que a geometria na região de origem dos lobos impossibilita esta ampliação. O deslocamento da VCI seria possível; porém, a preocupação reside no fato de se ter um campo cirúrgico suficiente para a realização deste deslocamento. Interessante notar que, com a expansão dos vasos, reduziu-se o ΔP e a tensão média de cisalhamento na parede dos vasos, algo que fisicamente deveria ocorrer.

Uma geometria é eficiente quando os três parâmetros – distribuição homogênea do fluxo às pulmonares, tensão de cisalhamento no enxerto com valores fisiológicos e perda de energia mínima – ocorrem.

Com o cálculo da distribuição do fluxo e a tensão de cisalhamento no enxerto realizados, se faz necessário nesse momento calcular a energia dissipada de cada geometria. Para isso, é importante que sejam utilizadas as pressões relativas em cada ponto, em vez das absolutas. Desta forma, no **Quadro 49** foram tabulados todos os resultados e, ao final, calculada a energia dissipada.

⁵³ Mínimo: 2,92E-4, máximo: 0,84987, média: 0,22403 e desvio-padrão: 0,12306.

⁵⁴ Mínimo: 0,15013, máximo: 0,99217, média: 0,77499 e desvio-padrão: 0,12193.

Quadro 49 – Cálculo da perda de energia das simulações PCF – regime permanente.

		Foriginal	F10	F10 APE8	F10 APE10	F15 APE10
ρ	kg/m ³	1060	1060	1060	1060	1060
Q_{VCI}	m ³ /s	1,85E-05	1,87E-05	1,81E-05	1,81E-05	1,78E-05
P_{VCI}	Pa	131,004	132,760	90,631	75,384	73,330
V_{VCI}	m/s	0,117	0,117	0,117	0,117	0,117
Q_{VCS}	m ³ /s	1,25E-05	1,25E-05	1,17E-05	1,17E-05	1,17E-05
P_{VCS}	Pa	129,067	137,094	95,380	81,465	77,887
V_{VCS}	m/s	0,078	0,078	0,078	0,078	0,078

E_{in}		4,21E-03	4,38E-03	2,93E-03	2,49E-03	2,39E-03
Q_{APE_i}	m ³ /s	7,56E-06	7,58E-06	1,05E-05	1,28E-05	1,29E-05
P_{APE_i}	Pa	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
V_{APE_i}	m/s	0,0865	0,0834	0,1137	0,1419	0,1450
Q_{APD_i}	m ³ /s	2,34E-05	2,36E-05	1,94E-05	1,70E-05	1,66E-05
P_{APD_i}	Pa	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
V_{APD_i}	m/s	0,2615	0,2540	0,2050	0,1833	0,1798

E_{out}		8,79E-04	8,37E-04	5,03E-04	4,40E-04	4,29E-04
E_{diss}		0,0033	0,0035	0,0024	0,0021	0,0020
		4º	5º	3º	2º	1º

Fonte: O autor (2023).

Com os três parâmetros calculados, no **Quadro 50**, são apresentados os resultados de eficiência. Sobre a tensão de cisalhamento na parede da VCI, algumas regiões se mostraram abaixo da tensão fisiológica (menor que 0,1 Pa) em todas as geometrias. Todavia, de forma localizada, sendo admitidas as faixas como adequadas para a técnica aplicada atualmente (uso de enxerto sintéticos). Somente com aplicação de TEVG⁵⁵, este ponto poderá definitivamente ser otimizado.

Quadro 50 – Eficiência das geometrias para o PCF em regime permanente.

Ordem	Simulação	Q_{APD}	Q_{APE}	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)		E_{diss}
				VCI	Geometria	
5	F10mm com APE Original	75,73%	24,27%	0,94	1,65	0,0035
4	Fontan Original	75,61%	24,39%	0,93	1,64	0,0033
3	F10mm com APE de 8 mm	64,91%	35,09%	0,92	1,43	0,0024
2	F10mm com APE de 10 mm	57,09%	42,91%	0,91	1,31	0,0021
1	F15mm com APE de 10 mm	56,17%	43,83%	0,87	1,31	0,0020

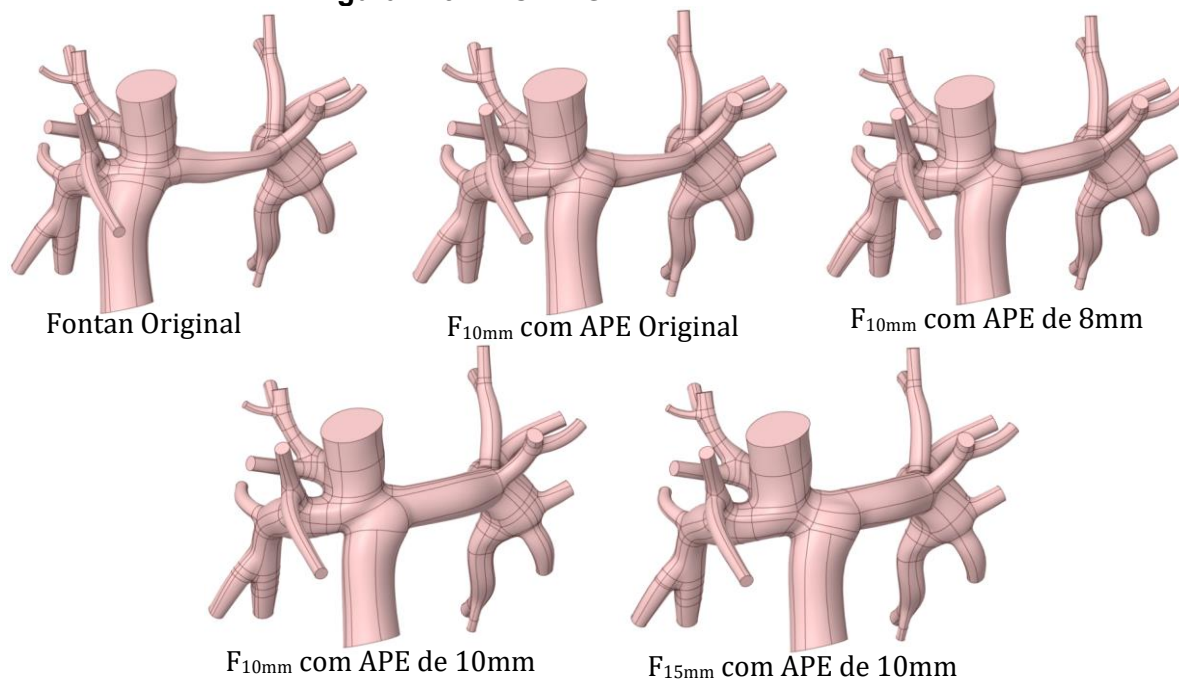
Fonte: O autor (2023).

⁵⁵ Ver: 3.2 Enxertos vasculares de engenharia de tecidos (*tissue engineered vascular grafts* –TEVG).

Importante verificar que a geometria $F_{10\text{mm}}$, com APE original, teve pior resultado que a de Fontan original. Isto se deve ao fato de que a VCI foi deslocada para cima de um vaso constritivo, aumentando a pressão no enxerto e dificultando ainda mais o fluxo sanguíneo na geometria. Nos resultados restantes, as geometrias se comportaram como era de se esperar, indicando que a física do problema e as condições de contorno foram bem aplicadas.

Assim como os resultados quantitativos, foram extraídos os dados qualitativos das simulações em regime permanente. Além disso, todas as geometrias estudadas no PCF foram organizadas (**Figura 119 a Figura 123**).

Figura 119 – PCF – Geometrias estudadas.

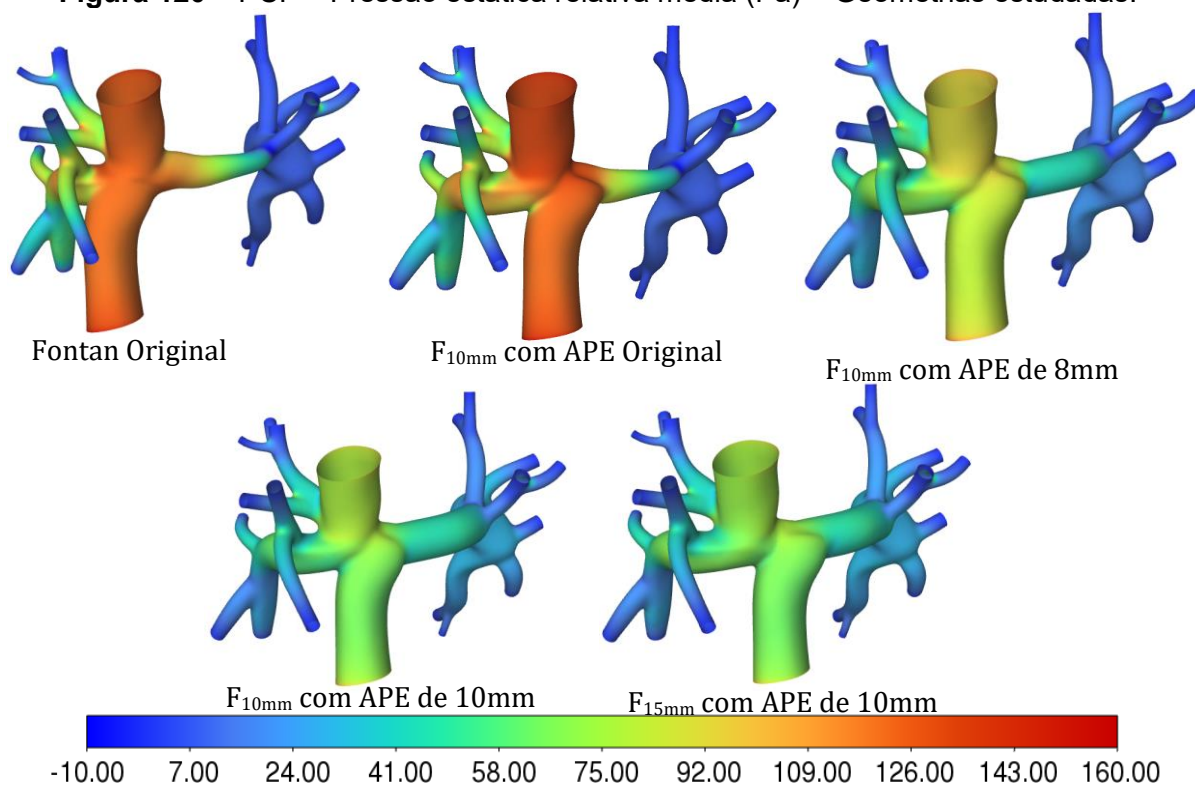


Fonte: O autor (2023).

Na **Figura 120**, é possível verificar que a mudança no perfil de pressão ocorreu quando houve a expansão da APE da geometria original para aquela com diâmetro de 8 mm, comprovando os resultados qualitativos que indicam uma redução de 31,07% no ΔP . Na sequência, as reduções foram gradativas até o atingimento da geometria desejada ($F_{15\text{mm}}$ com APE de 10 mm).

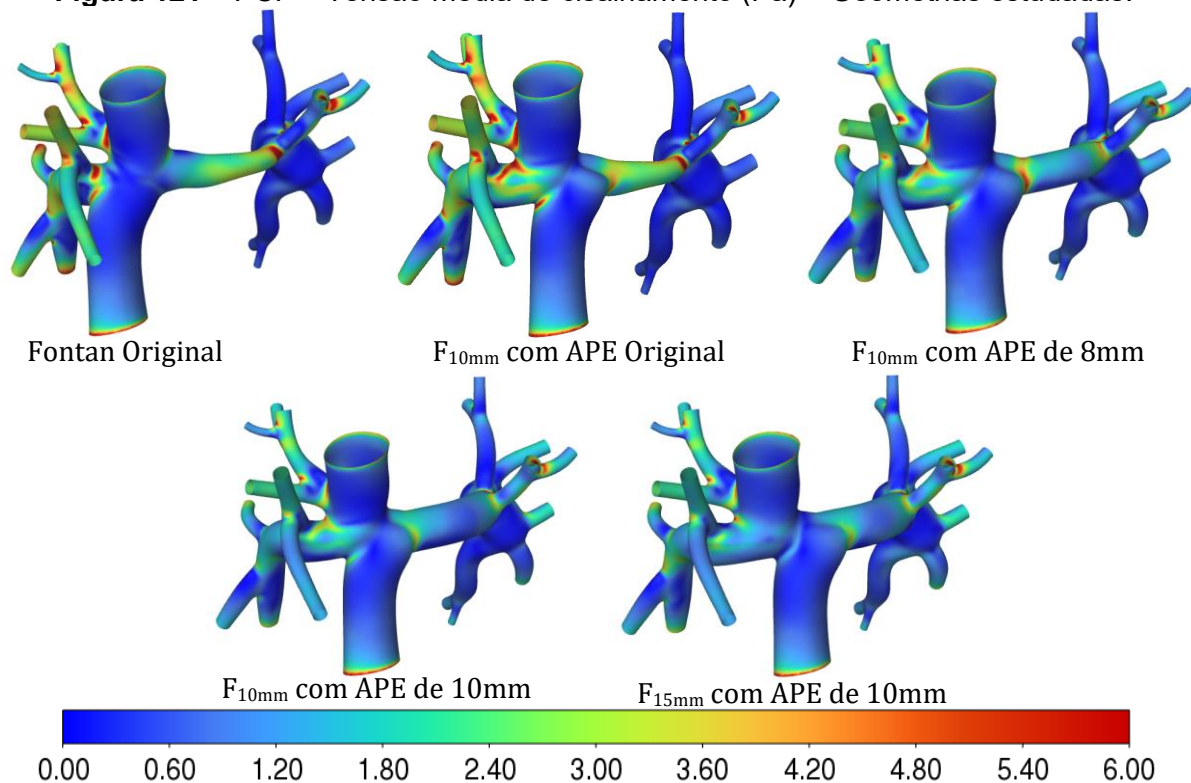
Esse alívio nas tensões foi notado em todos os resultados qualitativos; porém, nas ilustrações que expressam a influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares, esse fato é ainda mais evidente (**Figura 123**).

Figura 120 – PCF – Pressão estática relativa média (Pa) – Geometrias estudadas.



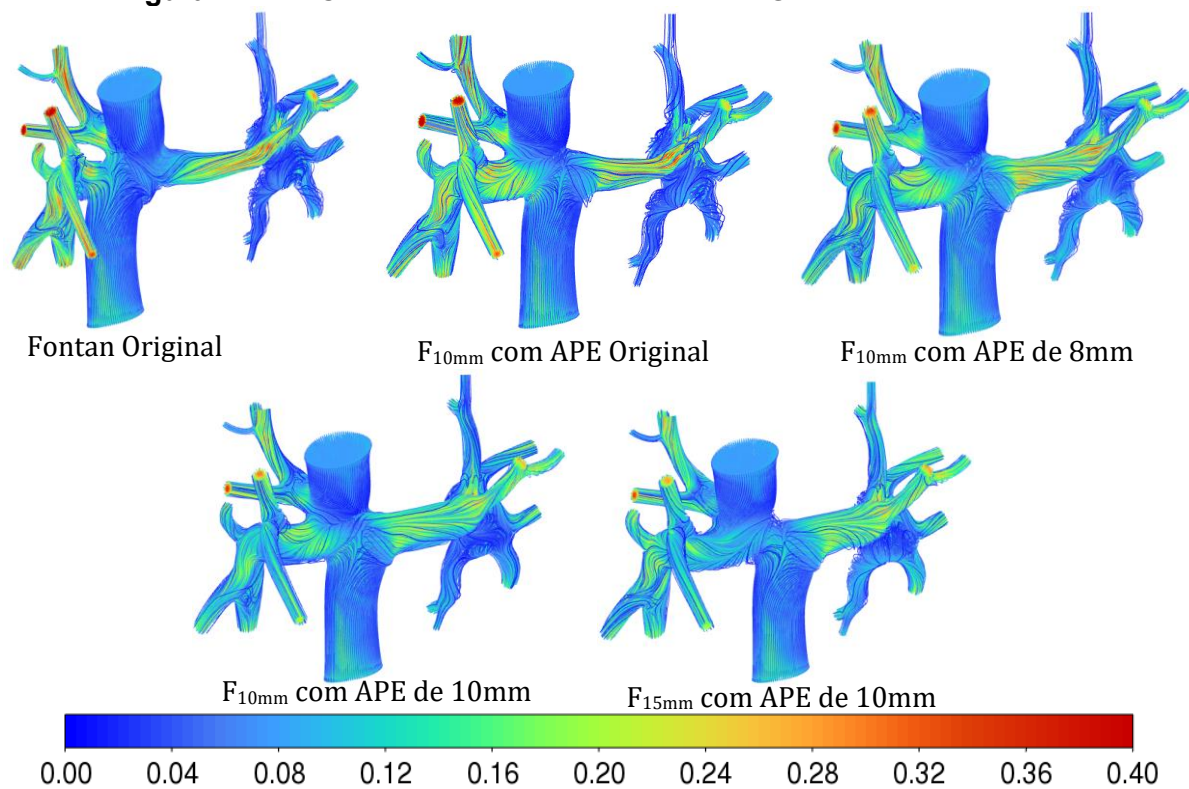
Fonte: O autor (2023).

Figura 121 – PCF – Tensão média de cisalhamento (Pa) – Geometrias estudadas.



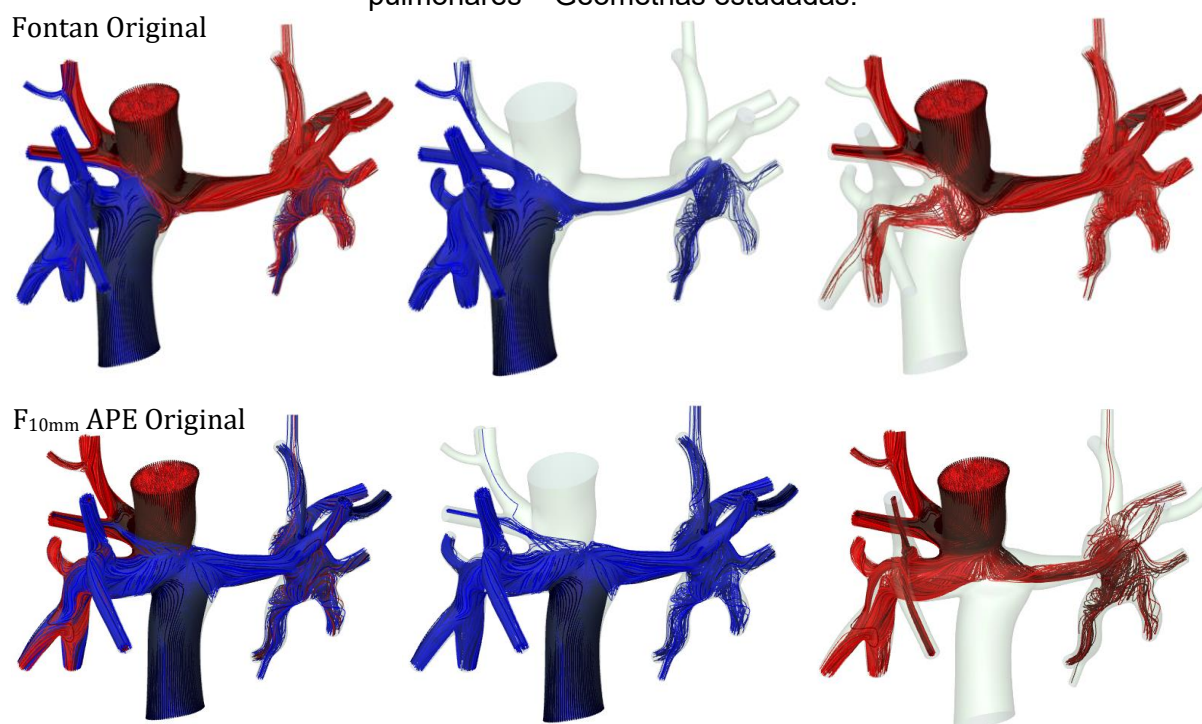
Fonte: O autor (2023).

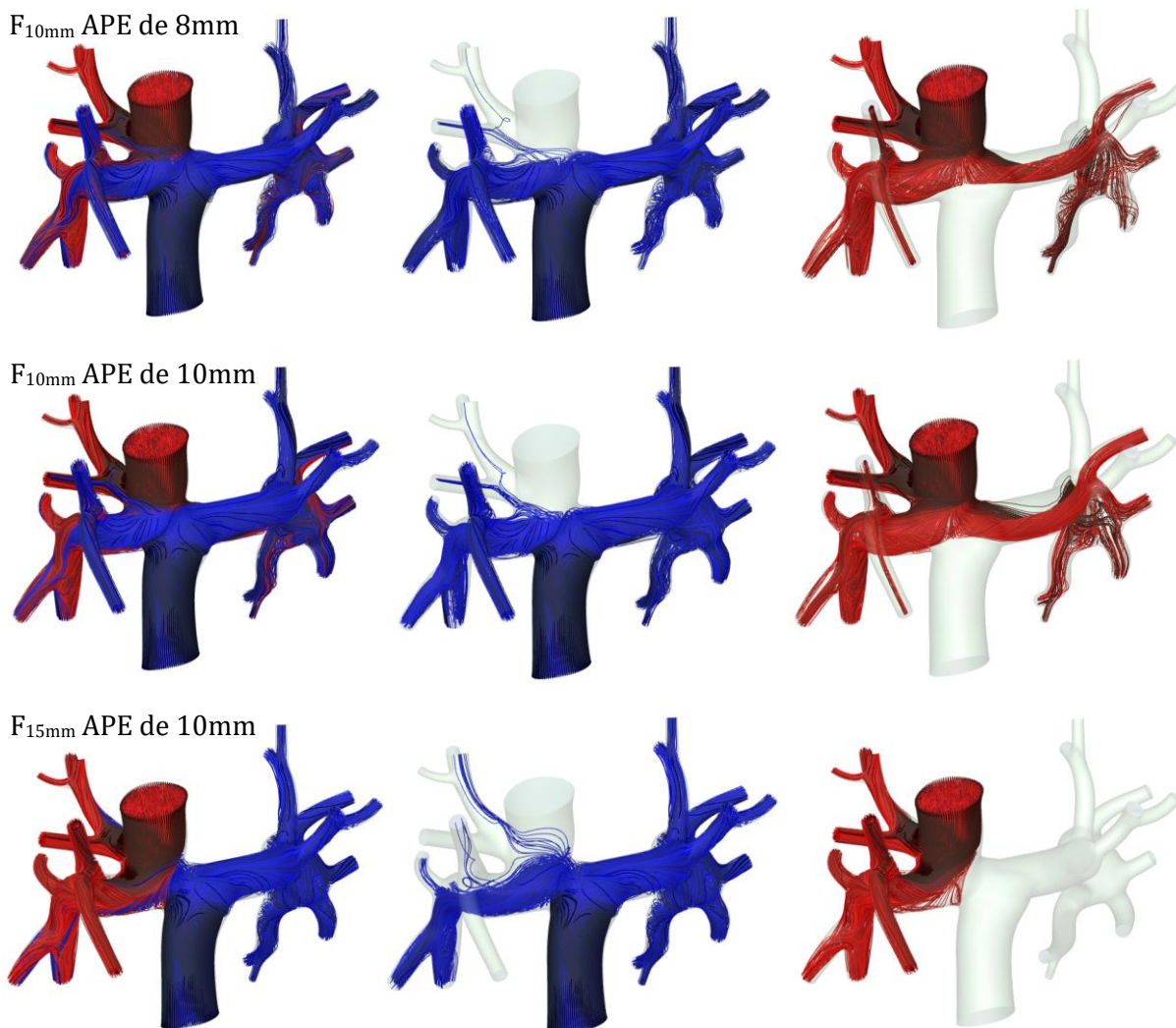
Figura 122 – PCF – Perfil de velocidade média – Geometrias estudadas.



Fonte: O autor (2023).

Figura 123 – PCF – Influência do fluxo médio proveniente das veias cavas às artérias pulmonares – Geometrias estudadas.





Fonte: O autor (2023).

Com a primeira alteração na geometria de Fontan original, deslocando a VCI 10 cm do original em sentido à APE, nota-se que a geometria resultante forçou o fluxo sanguíneo a ser distribuído de forma mais homogênea para as artérias pulmonares, tanto o fluxo provindo da VCS quanto da VCI (**Figura 123**).

Na sequência, considerando o deslocamento prévio da VCI em 10 cm e ampliando a APE para 8 mm de diâmetro, nota-se que o fluxo provindo da VCS ficou ainda mais equilibrado em relação à distribuição entre as pulmonares. Ampliando a APE para 10 mm de diâmetro, as diferenças em relação à simulação anterior não são tão evidentes; porém, na última simulação (F_{15mm} APE de 10 mm), é verificado que todo o fluxo proveniente da VCS se desloca em sentido à APD. O fluxo da APE é totalmente nutrido pela VCI, que por sua vez alimenta também a APD.

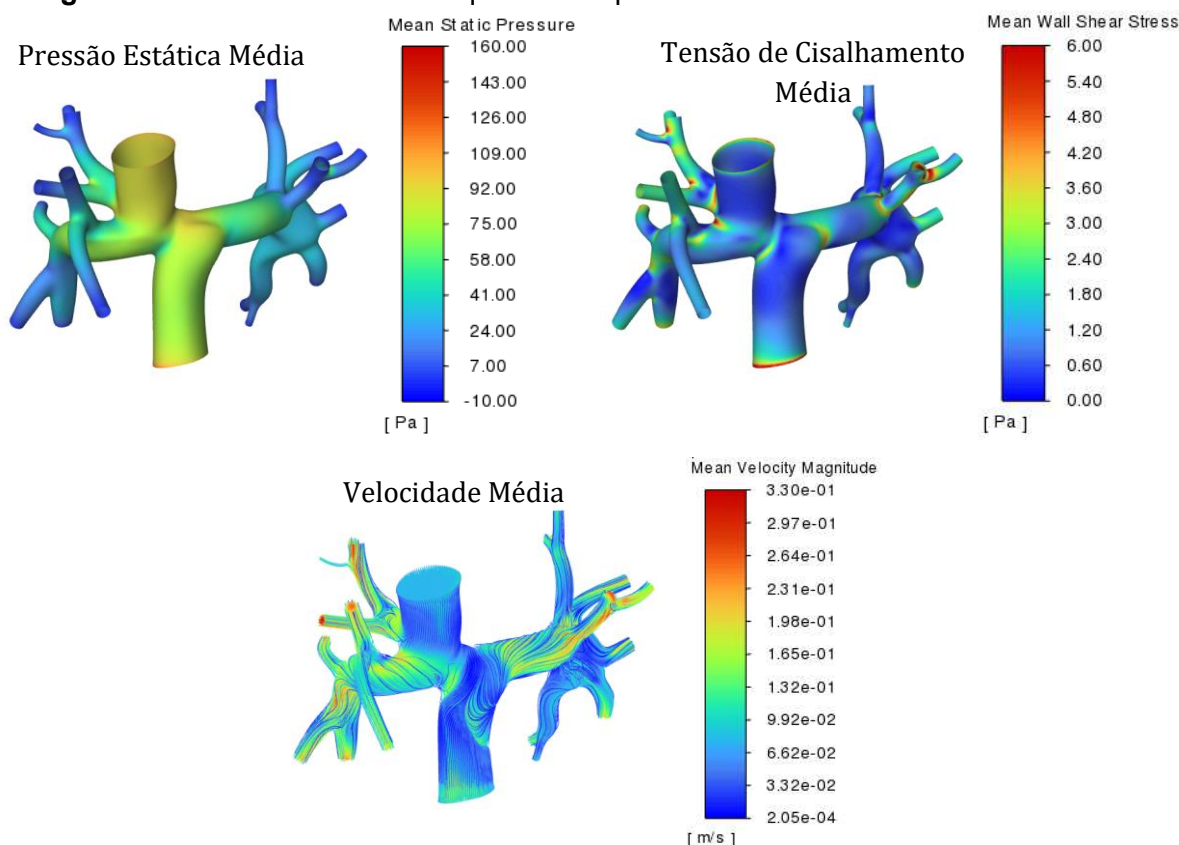
Com os estudos concluídos para o regime permanente, foi realizada a última simulação utilizando-se, para isso, a geometria F_{15mm} APE de 10 mm, mas agora em regime transiente. A comparação dos resultados desta geometria em regime permanente e transiente foi detalhada no **Quadro 51**.

Quadro 51 – Resultados finais das simulações PCF – regime permanente *versus* transiente.

Simulação	Regime	ΔP (Pa)	Q _{APD}	Q _{APE}	Balanço de massa	Tensão média de cisalhamento na parede (Pa)	
						VCI	Geometria
F _{15mm} com APE de 10mm	Permanente	75,61	56,17%	43,83%	1,7E-08	0,87	1,31
F _{15mm} com APE de 10mm	Transiente	89,37	56,49%	43,51%	5,9E-07	1,05	1,39
		18,20%	2,73%	3,98%		21,58%	5,96%

Fonte: O autor (2023).

Figura 124 – PCF – Resultados qualitativos para F15 mm APE de 10 mm transiente.



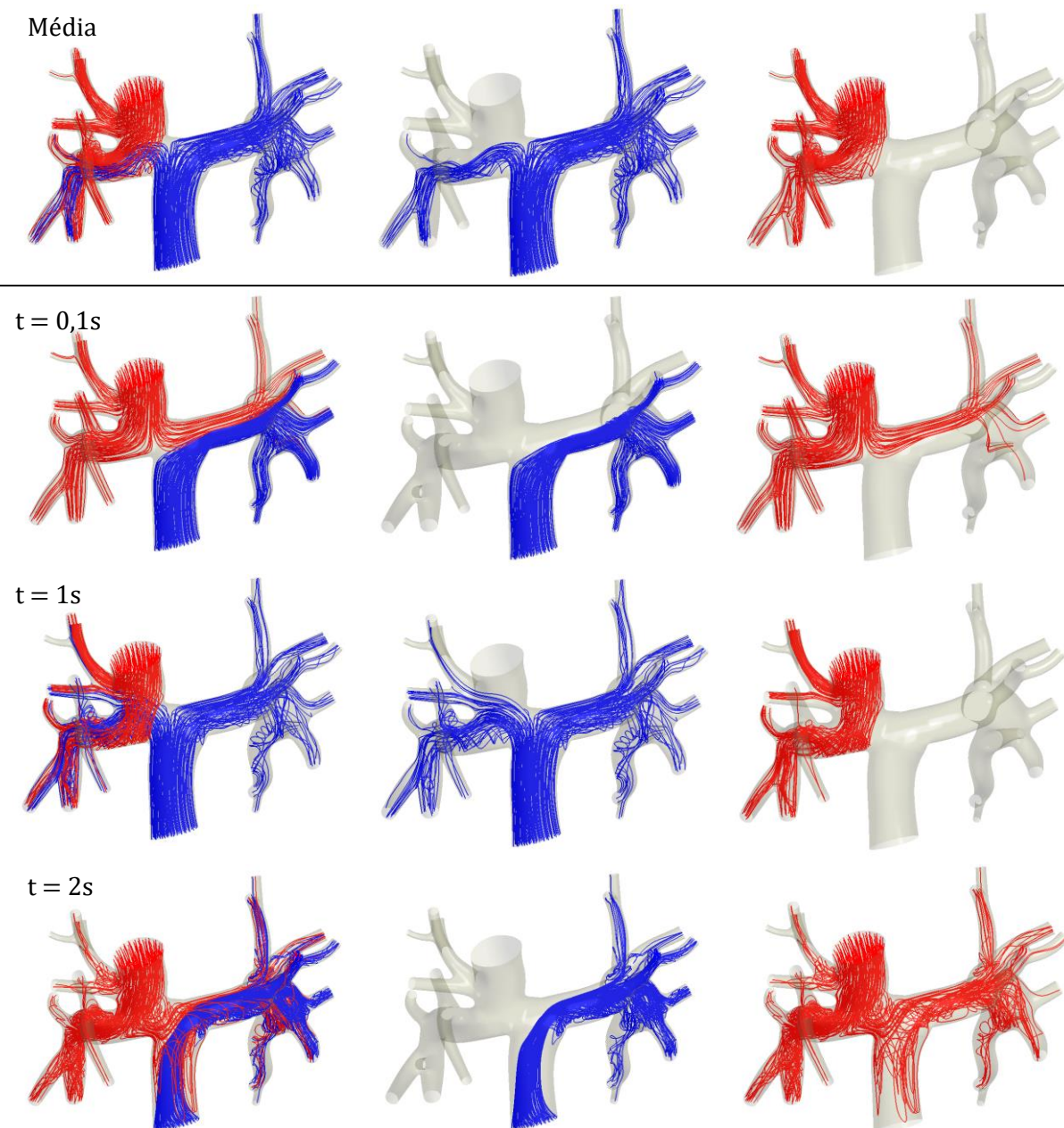
Fonte: O autor (2023).

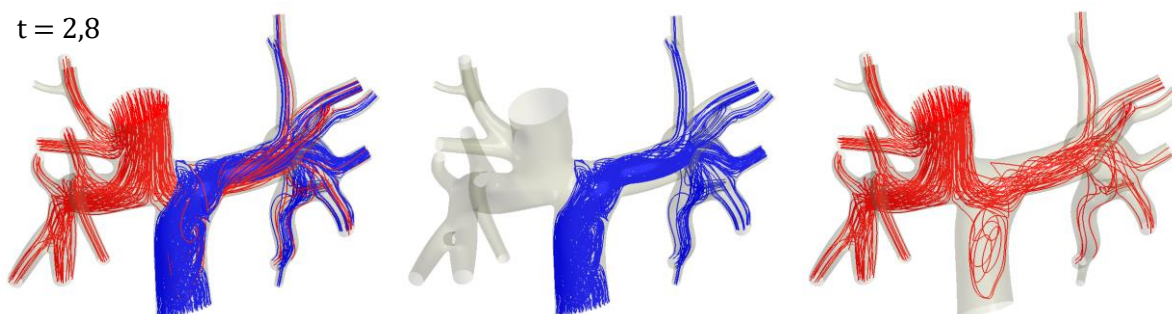
Comprovando os resultados obtidos para a geometria do Paciente A-0063, a variação foi evidente nos parâmetros de ΔP e na tensão de cisalhamento na parede

dos vasos, principalmente na região da VCI, ficando o resultado das vazões muito próximo entre os diferentes regimes. Os resultados qualitativos referentes à simulação $F_{15\text{mm}}$ APE de 10 mm transiente estão ilustradas na **Figura 124**.

Importante ganho em se resolver as simulações em regime transiente é a identificação da distribuição da vazão através das pulmonares, como ilustra a **Figura 125**.

Figura 125 – PCF – Influência do fluxo das veias cavas às artérias pulmonares ao tempo – $F_{15\text{mm}}$ APE de 10 mm transiente.





Fonte: O autor (2023).

Somente no tempo de 1 segundo, o fluxo da VCI foi distribuído para a APD; nos demais momentos, o fluxo se manteve constante para a APE. Já o fluxo da VCS, no tempo de 1 segundo, foi exclusivamente para a APD. Para $t = 0,1$ segundo, esse fluxo se manteve parcial entre as pulmonares, com maior direcionamento para a APD. Por fim, nos tempos finais, houve distribuição mais igualitária entre as pulmonares, com refluxo na VCI.

As demais geometrias não foram simuladas em regime transiente, pois os resultados de ΔP da tensão de cisalhamento na parede dos vasos se comportam proporcionalmente. Portanto, se a geometria “X” foi mais eficiente que a “Y” em simulações em regime permanente, o mesmo acontecerá em regime transiente.

6 CONCLUSÕES

O tratamento para a cardiopatia de VU continua sendo paliativo e, mesmo com uma quantidade importante de estudos na área, parece estar longe de ser resolvido.

O Planejamento Cirúrgico de Fontan, por meio de métodos numéricos, é uma ferramenta para auxiliar os cirurgiões a obterem modelos antecipados com os resultados hemodinâmicos imediatos e de uma forma segura e confiável.

Recursos computacionais, programas especializados e engenheiros clínicos são escassos. Não foi identificado nenhum estudo na América Latina que utilize a simulação computacional por meio de volumes finitos para entender o comportamento hemodinâmico na região de Fontan.

A comparação entre diversas condições de contorno e, ao fim, a identificação do método mais simplista que possa ser utilizado com segurança, facilitando a expansão desta técnica aos centros médicos, é inédita. Alterar geometrias, ângulos de ataque, fluxos e outros, testando o comportamento da região modificada de forma computacional é possível, e este trabalho mostra como, compara condições de contorno e discute alternativas.

A dificuldade em se adquirir conhecimento sobre simulações, principalmente quando se trata de bioengenharia, foi elevada. Os artigos científicos, basicamente, se esforçam em indicar brevemente as condições de contorno, citam de forma rasa o método e expõem com profundidade os resultados. Diferente das escritas de patentes de invenção ou modelos de utilidade, um técnico da área não teria condições de replicar o experimento realizado por estes artigos.

A sombra que paira sobre esse conhecimento é algo que impede, muitas vezes, que mais centros de estudos se desenvolvam. Desta forma, foi mandatário que tutoriais fossem criados, possibilitando que todo o trajeto percorrido pelo autor seja popularizado.

Com esses tutoriais, simulações hemodinâmicas diversas são possíveis, uma vez que a simulação da Circulação de Fontan é uma das mais complexas da anatomia humana.

Em se tratando dos resultados obtidos, o método utilizado se mostrou robusto. Os resultados gerados foram semelhantes aos obtidos *in vivo*, por exemplo, quando se compara a diferença entre as pressões das cavas e as pulmonares.

A utilização das condições de contorno fluido newtoniano e escoamento turbulento se mostrou equilibrada, com resultados satisfatórios e seguros. Contrainstintivamente, os programas de volumes finitos atuais utilizam a condição de turbulência como padrão, indicando, conforme demonstrado nos casos simulados nesta tese, maior facilidade de conversão do que quando utilizado escoamento laminar.

Já a condição de laminaridade ou transiência do fluxo é um assunto que não foi exaurido. Há, sim, diferenças significativas entre os resultados de ambas as simulações quanto ao ΔP e quanto à tensão de cisalhamento na parede das geometrias (em torno de 28%). Porém, ao se estudar a distribuição do fluxo das cavas às pulmonares, a diferença dos resultados é insignificante.

Desta forma, é possível concluir que as simulações em regime permanente podem ser utilizadas com boa precisão para o ΔP e a tensão de cisalhamento na parede dos vasos, e são muito boas para a distribuição dos fluxos através das pulmonares.

Ao se realizarem simulações em regime transiente, a física do problema fica evidente, sendo possível identificar os momentos de picos e vales das condições de contorno, aumentando a capacidade de tomada de decisão cirúrgica.

Já o uso da FSI requer alto poder computacional e tempo elevado de processamento, além de engenheiros com mais habilidades e experiência. A convergência para estes estudos é de difícil solução.

Os resultados obtidos entre as simulações em regime transiente com vasos rígidos *versus* vasos flexíveis – considerando tanto vasos elásticos lineares quanto isotrópicos ou hiperelásticos pelo modelo de Mooney-Rivlin de dois parâmetros – demonstraram que não há variação significativa entre os resultados. Sendo assim, é possível desprezar os efeitos fluido-estrutura na região de estudo.

Essa baixa variação dos resultados se deve principalmente à baixa pressão que ocorre na região estudada, não podendo esta análise ser extrapolada para outras regiões vasculares.

Sobre o planejamento cirúrgico de Fontan realizado na geometria do Paciente B-0064, diferente do que se esperava, houve necessidade de realização de ampliação da artéria pulmonar esquerda devido à severa estenose. Esta ampliação só foi

entendida como necessária, quando as simulações, deslocando o enxerto da VCI para a direção da APE, não surtiram o efeito desejado.

Após a realização desta ampliação, foi possível verificar os resultados, indicando não só o melhor local para se realizar a anastomose cavopulmonar, mas também identificar pontos críticos que mereciam atenção, como o caso da estenose citada.

Uma preocupação neste ponto é o campo cirúrgico necessário para a distribuição desse enxerto. Dependendo da necessidade de deslocamento da VCI, há impossibilidades cirúrgicas que deverão ser discutidas no PCF.

Levando-se em conta que a cardiopatia de VU não é algo ligado à fragilidade dos vasos sanguíneos como as condições que ocorrem nas ectasias e aneurismas de aorta, por exemplo, a condição de tensão de cisalhamento nas paredes, assim como as deformações obtidas através das simulações em FSI, não são impactantes.

Porém, ao tratar destas doenças, o FSI é a solução encontrada. O comportamento dos vasos estudados é similar aos presentes na literatura, elevando a riqueza de dados para a identificação do tratamento de forma mais precisa.

Um limite em que a ciência ainda esbarra é o custo computacional para a execução das simulações. Para esta tese, foi utilizado um computador Alienware® com processador Intel® CORE™ i7-11800H (8-core, cache de 24MB, até 4,6GHz); GPU NVIDIA® GeForce® RTX™ 3070, 8GB GDDR6; Memória de 64GB DDR4 de 3200MHz; e dois SSDs de 1TB PCIe NVME M.2.

No decorrer dos processamentos, foi verificado que o gargalo estava no processador, mesmo utilizando sete dos oito núcleos presentes para todas as simulações. Em grande parte do tempo, o processador usou 100% da capacidade. Sobre as memórias do tipo RAM, não houve utilização acima de 30%, demonstrando realmente que, para essa configuração, o processador foi fator limitante para o tempo de convergência.

Em relação ao tempo de processamento, para as simulações com escoamento do tipo permanente, o tempo computacional com a máquina descrita foi de aproximadamente 15 minutos no total. Para as simulações em regime transiente, o tempo médio foi de quatro horas de processamento. Já para as simulações com acoplamento fluido-estrutura, o tempo médio de processamento foi de 420 horas.

7 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo, são apresentadas recomendações para trabalhos futuros a serem realizados, tendo como base a presente tese:

- a) Investigar o comportamento do fluxo sanguíneo no átrio direito antes e após a cirurgia de Norwood, e após as cirurgias de Glenn e Fontan em pacientes portadores da SCEH;
- b) Investigar o comportamento do fluxo sanguíneo inicialmente retrógrado na aorta hipoplásica ascendente, canal arterial e artéria pulmonar, comparando o comportamento destas estruturas após a cirurgia de Norwood em pacientes portadores da SCEH;
- c) Investigar o fluxo na neoaorta realizada após cirurgias de Norwood, comparando-a com aortas saudáveis;
- d) Investigar o comportamento do fluxo sanguíneo de recém-nascidos normais na região do coração direito, comparando-o com o de pacientes portadores da SCEH, com o objetivo de identificar possíveis características reológicas que os diferem;
- e) Realização de bancada de testes para diagnosticar se os efeitos obtidos neste trabalho se comportam de forma igualitária ou se há diferenças significativas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AHAMED, M.; ATIQUE, S.; MUNSHI, M.; KOIRANEN, T. **A Concise Description of One Way and Two-Way Coupling Methods for Fluid-Structure Interaction Problems**. American Journal of Engineering Research (AJER), Ghaziabad, v. 6, n. 3, p. 86-89, 2017.
- ALI, A.; HOSSEINI, M.; SAHARI, B., B. **A review of constitutive models for rubber-like materials**. *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, v. 3, n. 1, p. 232-239. 2010.
- ANDRADE FILHO, E., P., DE; PEREIRA, F., C., F. **Anatomia Geral**. Faculdade Inta. 1ª Edição – Sobral. 2015.
- ANSYS®. **LECTURE 08: STATIC DATA TRANSFERS**. In: MECHANICAL, Ansys®. Ansys®, inc. [S.l.]: ANSYS®, inc., 2016. p. 90.
- ANSYS®. Ansys® Help. Localizado em <https://ansyshelp.ansys.com/>. Acesso em: janeiro de 2023.
- ARAUJO, P., P. **Simulação numérica do escoamento turbulento sobre um degrau descendente**. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2017.
- ATIK, F., A. **Applied Physiology to the Contemporary Management of the Neonate with Hypoplastic Left Heart Syndrome**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia – Volume 87, nº 3, setembro 2006. DOI: 10.1590/s0066-782x2006001600030.
- AUTODESK® MESHMIXER™, 2017. Disponível em: <https://meshmixer.com>.
- BÄCHLER, P.; VALVERDE, I.; NORDMEYER, S.; PINOCHET, N. **Caval Blood Flow Distribution in Patients with Fontan Circulation: Quantification by Using Particle Traces from 4D Flow MR Imaging**. Radiology: Volume 267: Number 1 – April 2013.
- BANERJEE, R. K.; CHO, Y. I.; KENSEY, K. R. **A study of local hydrodynamics in a 90 – branched vessel with extreme pulsatile flows**. International Journal of Computational Fluid Dynamics, v. 9, n.1, p. 23-42,1998.
- BARETTA, A.; CORSINI, C.; YANG, W.; VIGNON-CLEMENTEL, E.; MARSDEN, A., L.; FEINSTEIN, J., A.; HSIA, T., Y.; DUBINI, G.; MIGLIAVACCA, F.; PENNATI, G. **Virtual surgeries in patients with congenital heart disease: a multi-scale modelling test case**. Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators Collaborators. Philosophical Transactions: Mathematical, Physical and Engineering Sciences Vol. 369, nº 1954, DOI: 10.1098/rsta.2011.0130. 2011.
- BARNEA, O.; SANTAMORE, W., P.; ROSSI, A.; SALLOUM, E.; CHIEN, S.; AUSTIN, E., H. **Estimation of oxygen delivery in newborns with a univentricular**

circulation. Originally published 6 Oct 1998.

<https://doi.org/10.1161/01.CIR.98.14.1407>. Circulation. 1998; 98:1407-1413.

BARNES, H. A.; HUTTON, J., F.; WALTERS, K. **An Introduction to rheology.** [S.l.]: Elsevier, 1993. (Rheology Series3). ISBN9780444871404,0-444-87140-3,0-444-87469-0.

BARTRAM, U.; GRUNENFELDER, J.; VAN PRAAGH, R. **Causes of death after the modified Norwood procedure: a study of 122 postmortem cases.** Ann Thorac Surg 1997; 64: 1795-802.

BASKURT, O., K.; MEISELMAN, H., J. **Blood rheology and hemodynamics.** Thieme Medical Publishers. USA. 2003. Disponível em: http://health120years.com/cn/pdf/hd_Nobel_1920_HD_Blood.pdf. Acesso em: 21/04/2020.

BASTOS, J., P., A.; SADOWSKI, Nelson. **Electromagnetic modeling by finite element methods.** CRC press, 2003.

BAUER, J.; DAPPER, F.; DEMIRAKCA, S.; KNOTHE, C.; THUL, J.; HAGEL, K., J. **Perioperative management of pulmonary hypertension after heart transplantation in childhood.** J. Heart Lung Transplantation 1997; 16:1238-47.

BAZILEVS, Y.; BENSON, D., J.; HSU, M.-C.; MARSDEN, A., L. **Computational fluid-structure interaction: Methods and application to a total cavopulmonary connection.** Article in Computational Mechanics - December 2009. DOI: 10.1007/s00466-009-0419-y.

BENRA, F.-K., DOHMEN, H. J., PEI, J., SCHUSTER, S., & WAN, B. (2011). **A Comparison of One-Way and Two-Way Coupling Methods for Numerical Analysis of Fluid-Structure Interactions.** Journal of Applied Mathematics, London, p. 1-16, 2011. DOI:10.1155/2011/853560.

BHARATI, S.; LEV, M. **The surgical anatomy of hypoplasia of aortic tract complex.** J Thorac Cardiovasc Surg. 1984; 88:97.

BJÖRK, V., O.; OLIN, C., L.; BJARKE, B., B.; THORÉN, C., A. **Right atrial-right ventricular anastomosis for correction of tricuspid atresia.** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 1979;77(3):452-8.

BOSTON CHILDREN'S HOSPITAL. **Single ventricle defects.** Disponível em: <http://www.childrenshospital.org/conditions-and-treatments/conditions/s/single-ventricle-defects>. Acesso em: 07 de abril de 2020.

BOVE, E., L.; DE LEVAL, M., R.; MIGLIAVACCA, F.; GUADAGNI, G.; DUBINI, G. **Computational fluid dynamics in the evaluation of hemodynamic performance of cavopulmonary connections after the Norwood procedure for hypoplastic left heart syndrome.** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2003 Oct; 126(4):1040-7. doi: 10.1016/s0022-5223(03)00698-6.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria nº 1.727, de 11 de julho de 2017.** Diário Oficial [da República Federativa do Brasil], Brasília, DF, n. 132, 12 de jul. 2017. Seção I, p. 47. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2017/prt1727_12_07_2017.html.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2023 Disponível em: https://infoms.saude.gov.br/extensions/Cirurgia_Cardio_Pediatria/Cirurgia_Cardio_Pediatria.html.

BROMBERG, B., I.; SCHUESSLER, R., B.; GANDHI, S., K.; RODEFELD, M., D.; BOINEAU, J., P.; HUDDLESTON, C., B. **A canine model of atrial flutter following the intra-atrial lateral tunnel Fontan operation.** J. Electrocardiol. 1998;30 (Suppl):85-93.

BROWN, D., W.; COHEN, K., E.; O'BRIEN, P. *et al.* **Impact of Prenatal Diagnosis in Survivors of Initial Palliation of Single Ventricle Heart Disease.** *Pediatr Cardiol* 36, 314–321 (2015). <https://doi-org.ez78.periodicos.capes.gov.br/10.1007/s00246-014-1005-4>.

CARVALHO, J., B., DE. **Análise numérica em um modelo de aneurisma na bifurcação da aorta abdominal.** 143 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira, 2022.

CARVALHO, J., B., DE. **Estudo numérico hemodinâmico de um aneurisma na vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional.** 131 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira, 2017.

ÇENGEL, Y., A.; CIMBALA, J. M. **Mecânica dos fluídos.** Fundamentos e aplicações. 3ª ed. Porto Alegre. AMGH Editora Ltda. 990 p. 2015.

CHECCHIA, P., A.; MCCOLLEGAN, J.; DAHER, N.; KOLOVOS, N.; LEVY, F.; MARKOVITZ, B. **The effect of surgical case volume on outcome after the Norwood procedure.** *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 2005;129(4):754-9. doi:10.1016/j.jtcvs.2004.07.056.

CHHABRA, R. P.; RICHARDSON, J. P. **Non-Newtonian flow and applied rheology: Engineering applications.** 2. ed. EUA: Butterworth-Heinemann/IchemE, 2008.

CLOUGH, Ray W. **The finite element method in plane stress analysis.** In: *Proceedings of 2nd ASCE Conference on Electronic Computation*, Pittsburgh Pa., Sept. 8 and 9, 1960.

COLLAR, A., R. **The expanding domain of aeroelasticity.** *Journal of the Royal Aeronautical Society*, 1946.

COPLEY, A., L. **The endo-endothelial fibrin and fibrinolysis.** *Proceedings of the VIII International Congress Hemorheology*, Tokyo, Japan, September 1960. Tokyo. PanPacific Press 1962; vol. 3:1648-1666.

CORNO, A., F.; OWEN, M., J.; CANGIANI, A.; HALL, E., J., C.; RONA, A. **Physiological Fontan Procedure**. *Frontiers in Pediatrics* – www.frontiersin.org. May 2019 | Volume 7 | Article 196.

COSTA, R., N., da; REYESI, R., O., O.; PEDRA, S., R., F., F.; LOUZAS, G., de M., A.; SILVA, M., A., de A.; *et al.* **Percutaneous occlusion of Fontan fenestrations in the late postoperative period**. *Rev. Bras. Cardiol. Invasiva* 19 (3). Set 2011. <https://doi.org/10.1590/S2179-83972011000300016>.

CTI RENATO ARCHER. **InVesalius®** – Versão 3.1.1 - O Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI. Disponibilizado gratuitamente em: <https://www.cti.gov.br/pt-br/invesalius>, Acesso em: fevereiro de 2020.

DASI, L., P.; KRISHNANKUTTYREMA, R.; KITAJIMA, H., D.; *et al.* **Fontan hemodynamics: importance of pulmonary artery diameter**. *J. Thorac Cardiovasc Surg.* 2009;137 (3):560-4.

DASSAULT. **SolidWorks®**. Waltham: Dassault-Systèmes, 2017 – 2018 Academic Version, 2019.

DE LEVAL, M., R.; DEANFIELD, J., E. **Four decades of Fontan palliation**. *Nat. Rev. Cardiol.* 7, 520-527. (doi:10.1038/nrcardio.2010.99), 2010.

DE LEVAL, M., R.; KILNER, P.; GEWILLIG, M.; BULL, C. **Total cavopulmonary connection: a logical alternative to atriopulmonary connection for complex Fontan operations**. *Experimental studies and early clinical experience*. *J. Thorac Cardiovasc Surg.* 1988; 96:682-95.

DE ZÉLICOURT, D., A.; MARSDEN, A.; FOGEL, M., A.; YOGANATHAN, A., P. **Imaging and patient-specific simulations for the Fontan surgery: current methodologies and clinical applications**. *Progress in Pediatric Cardiology* 30 (2010) 31-44. doi: 10.1016/j.ppedcard.2010.09.005.

DE ZÉLICOURT, D., A.; PEKKAN, K.; PARKS, J.; KANTER, K.; FOGEL, M.; YOGANATHAN, A., P. **Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava**. *J. Thorac Cardiovasc Surg.* 2006;131(4):785-91.

DEL ÁLAMO, J.; MARSDEN, A., L.; LASHERASA, J., B. **Recent Advances in the Application of Computational Mechanics to the Diagnosis and Treatment of Cardiovascular Disease**. *Rev. Esp. Cardiol.* 2009;62(7):781-805.

DIAZ, S., D; VENDRUSCOLO, C., T.; VENDRUSCOLO, J., L., S. **Reologia de xantana: uma revisão sobre a influência de eletrólitos na viscosidade de soluções aquosas de gomas xantana**. *Semina: Ciências Exatas e Tecnológicas*, Londrina, v. 25, n. 1, p. 15-28, jan./jun. 2004.

DIONÍSIO, M., T.; COUCEIRO, A.; GALHANO, E.; MATOS, L.; MESQUITA, J.; SOUSA, G.; CASTELA, E. **Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico: 19 anos de diagnóstico pré-natal**. *DIAGN PRENAT.* 2011;22(1):2-6. DOI:

10.1016/j.diapre.2010.01.003.

DUVERNOIS, V.; MARSDEN, A., L.; SHADDEN, S., C. **Lagrangean analysis of hemodynamics data from FSI simulation. International journal for numerical methods in biomedical engineering.** Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engeneering. 2013; 29:445-461 Published online 18 October 2012, in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). DOI: 10.1002/cnm.2523.

ESSS. **Treinamentos Diversos em Simulação Computacional.** Disponível em: <https://www.esssvirtual.com/courses>. 2023.

FANTINI, F. A.; GONTIJO FILHO, B.; MARTINS, C.; LOPES, R. M.; HEIDEN, E., VRANDECIC, E.; VRANDECIC, M. **A operação de Norwood modificada para tratamento da síndrome de hipoplasia do coração esquerdo.** Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, São José do Rio Preto, v. 19, n. 1, p. 42-46, Mar. 2004.

FANTINI, F., A.; GONTIJO, B.; MARTINS, C.; LOPES, R., M.; VRANDECIC, E., C.; GOULART, E.; LAZARINI, L.; FERBER, L.; VRANDECIC, E.; VRANDECIC, M. **Operação de Fontan: uma técnica em evolução.** Rev. Bras. Cir Cardiovasc, São José do Rio Preto, v. 24, n. 4, p. 463-469, dez. 2009. <https://doi.org/10.1590/S0102-76382009000500006>.

FATTINI, C.; D'ANGELO, J. *Anatomia Humana Básica.* [S.l.]: Atheneu, 2002. (Biblioteca Biomédica). ISBN9788573790702.

FERNANDES, J., W., D. **Interação fluido-estrutura com escoamentos incompressíveis utilizando o método dos elementos finitos.** Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas – Escola de Engenharia de São Carlos – USP, São Paulo, 2016.

FIUZA, G., C., C.; REZENDE, A., L., T. **Comparação entre modelos de turbulência modelos de turbulência K- ω aplicados em um escoamento em canal com junção T.** Revista Militar de Ciência e Tecnologia (RMTC). Volume 36, n. 4, 2019.

FOGEL, M., A.; KHIABANI, R., H.; YOGANATHAN, A. **Imaging for preintervention planning pre- and post-fontan procedures.** Circ. cardiovasc imaging. 2013; 6:1092-101. DOI: 10.1161/CIRCIMAGING.113.000335.

FONSECA, L., SILVA, J., P.; FRANCHI, S., M.; CASTRO, R., M.; COMPARATO, D., O.; BAUMGRATZ, J., F. **Operação de Glenn bidirecional no tratamento estagiado da síndrome de hipoplasia do coração esquerdo: resultados imediatos e tardios.** Rev. Bras. Cir Cardiovasc. 2005;20(1):1-7.

FOX., Robert, *et al.* **Introdução à Mecânica dos Fluidos.** 8ª ed. [S.l.]: LTC, 2016.

FRIEBERG, P.; ARISTOKLEOUS, N.; SJÖBERG, P.; TÖGER, J.; LIUBA, P.; CARLSSON, M. **Computational Fluid Dynamics Support for Fontan Planning in Minutes, Not Hours: The Next Step in Clinical Pre-Interventional Simulations.**

Journal of Cardiovascular Translational Research. 2021.
<https://doi.org/10.1007/s12265-021-10198-6>.

FUKUNISHI, T.; BEST, C., A.; SUGIURA, T.; OPFERMANN, J.; ONG, C., S.; SHINOKA, T.; BREUER, C., K.; KRIEGER, A.; JOHNSON, J.; HIBINO, N.
Preclinical study of patient-specific cell-free nanofiber tissue-engineered vascular grafts using 3-dimensional printing in a sheep model. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Volume 153, Issue 4, April 2017, Pages 924-932. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2016.10.066>.

GALANTOWICZ, M.; CHEATHAM, J., P.; PHILLIPS, A.; CUA, C., L. HOFFMAN, T., M. HILL, S., L.; *et al.* **Hybrid approach for hypoplastic left heart syndrome: intermediate results after the learning curve.** Ann Thorac Surg 2008;85:2063-71.

GLENN, W., W., L. **Circulatory bypass of the right side of the heart.** IV. Shunt between superior vena cava and distal right pulmonary artery: report of clinical application. N. Engl. J. Med., 259: 117-120, 1958.

GONÇALVES, S., de F. **Avaliação numérica do efeito da variação de vazão na hemodinâmica em cateter venoso central para a hemodiálise.** Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia. 228 f. 2020.

GOZZI, R. **#38 Diferenças entre as artérias, veias e capilares.** Anatomia Fácil. Disponível em: <https://anatomiafacil.com.br/ebooks/>. Acesso em: março de 2020.

GRIGIONI, M.; DANIELE, C.; DEL GAUDIO, C.; MORBIDUCCI, U.; BALDUCCI, A.; D'AVENIO, G.; AMODEO, A.; BARBARO, V.; DI DONATO, R. **Numerical simulation of a realistic total cavo-pulmonary connection: Effect of unbalanced pulmonar resistances on hydrodynamic performance.** The International Journal of Artificial Organs / Vol. 26 / n. 11, 2003 / pp. 1005-1014.

GUADAGNI, G.; BOVE, E., L.; MIGLIAVACCA, F.; DUBINI, G. **Effects of pulmonary afterload on the hemodynamics after the hemi-Fontan procedure.** Medical Engineering & Physics 23 (2001) 293-298.

GUARINO, V.; RAUCCI, M., G.; RONCA, A.; CIRILLO, V.; AMBROSIO, L.
Multifunctional scaffolds for bone regeneration. Institute for Polymers, Composites and Biomaterials, National Research Council, Italy. Bone Substitute Biomaterials. Woodhead Publishing Series in Biomaterials, Pages 95-117 2014 Elsevier. DOI: 10.1533/9780857099037.2.95.

GUYTON, C., A.; HALL, J., E. **Tratado de fisiologia médica.** 12. Ed. Rio de Janeiro – RJ. 2011.

HAYABUCHI, Y.; HOMMA, Y.; KAGAMI, S. **Optical coherence tomography for observing development of pulmonary arterial vasa vasorum after bidirectional cavopulmonary connection in children.** PLS ONE. 2019. DOI: 10.1371/journal.pone.0215146.

HIBINO, N.; MCGILLICUDDY, E.; MATSUMURA, G.; ICHIHARA, Y.; NAITO, Y.; BREUER, C.; SHINOKA, T. **Late-term results of tissue-engineered vascular grafts in humans**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Volume 139, Number 2. 2010. doi:10.1016/j.jtcvs.2009.09.057.

HONJO, O.; CALDARONE, C., A. **Hybrid palliation for neonates with hypoplastic left heart syndrome: current strategies and outcomes**. Korean Circ J. 2010;40:103-111. DOI 10.4070 / kcj.2010.40.3.103.

HJORTDAL, V., E.; EMMERTSEN, K.; STENBØG, E.; FRÜND, T.; SCHMIDT, R., M.; KROMANN, O.; SØRENSEN, K.; PEDERSEN, E., M. **Effects of exercise and respiration on blood flow in total cavopulmonary connection: A real-time magnetic resonance flow study**. Circulation 108:1227-1231, 2003. DOI: 10.1161/01.CIR.0000087406.27922.6B.

HOLZAPFEL, G., A.; OGDEN, R., W. **Constitutive modelling of arteries**. Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, v. 466, n. 2118, p. 1551-1597, 2010.

HOLZAPFEL, G., A.; WEIZSÄCKER, H., W. **Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization**. Comput. Biol. Med. 28, 377-392. 1998.

HOMMA, Y.; HAYABUCHI, Y.; ONO, A.; KAGAMI, S. **Pulmonary artery wall thickness assessed by optical coherence tomography correlates with pulmonary hemodynamics in children with congenital heart disease**. Circ J. 2018. DOI: 10.1253/circj. CJ-18-0379.

HUEBNER, K., H., *et al.* **The finite element method for engineers**. John Wiley & Sons, 2008.

JIA, D.; ESMAILY, M. **Characterization of the Ejector Pump Performance for the Assisted Bidirectional Glenn Procedure**. Fluids 2022, 7, 31. <https://doi.org/10.3390/fluids7010031>.

JUNQUEIRA, L.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica: Texto e Atlas**. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2013. ISBN9788527723114.

KEERTHIWANSA, R.; *et al.* **Elastomer testing: The risk of using only uniaxial data for fitting the Mooney-Rivlin hyperelastic-material model**. Materiali in Tehnologije, v. 52, n. 1, p. 3-8, 2018.

KHIABANI, R., H.; WHITEHEAD, K., K.; HAN, D.; RESTREPO, M.; 1 *et al.* **Exercise capacity in single-ventricle patients after Fontan correlates with hemodynamic energy loss in TCPC**. Heart Online First, published on September 2, 2014. Doi:10.1136/heartjnl-2014-306337.

KREUTZER, G.; GALINDEZ, E.; BONO, H.; DE PALMA, C.; LAURA, J., P. **An operation for the correction of tricuspid atresia**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 1973;66(4):613-21.

LEE, J., R.; KWAK, J., G.; KIM, K., C.; *et al.* **Comparison of lateral tunnel and extracardiac conduit Fontan procedure.** *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2007. Jun; 6(3): 328-30. DOI: 10.1510 / icvts.2006.146928.

LIN, Shengmao, *et al.* **Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm: Effect of modeling techniques.** *BioMed Research International*, 2017.

LIU, X.; ASLAN, A.; HESS, R.; MASS, P.; OLIVIERI, L.; LOKE, Y.; HIBINO, N.; FUGE, M.; KRIEGER, A. **Automatic Shape Optimization of Patient-Specific Tissue Engineered Vascular Grafts for Aortic Coarctation.** 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2020, pp. 2319-2323, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9176371.

LIU, X.; KIM, B.; LOKE, Y.; MASS, P.; OLIVIERI, L.; HIBINO, N.; FUGE, M.; KRIEGER, A. **Semi-Automatic Planning and Three-Dimensional Electrospinning of Patient-Specific Grafts for Fontan Surgery.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* June 2021. 10.1109/TBME.2021.3091113.

LOKE, Y.; KIM, B.; MASS, P.; OPFERMANN J., D.; KRIEGER, A.; OLIVIERI, L. **Role of surgeon intuition and computer-aided design in Fontan optimization: A computational fluid dynamics simulation study.** *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Volume 160, Issue 1, 2020, Pages 203-212.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2019.12.068>.

MACCORMACK, R. W.; PAULLAY, A. J. **Computational efficiency achieved by time splitting of finite difference operators.** *AIAA*, p. 72-154, San Diego, 1972.

MACHADO, J., C., V. **Reologia e escoamento de fluidos: ênfase na indústria do petróleo.** Rio de Janeiro, Interciência: Petrobras, 2002, 257p.

MAHALINGAM, A., *et al.* **Numerical analysis of the effect of turbulence transition on the hemodynamic parameters in human coronary arteries.** *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, v. 6, n. 3, p. 208-220, 2016.

MAHGEREFTEH, J.; *et al.* **Height Versus Body Surface Area to Normalize Cardiovascular Measurements in Children Using the Pediatric Heart Network Echocardiographic Z-Score Database.** *Pediatric Cardiology.* 2021. <https://doi.org/10.1007/s00246-021-02609-x>.

MARKL, M.; GEIGER, J.; KILNER, P., J.; FÖLL, D.; STILLER, B.; BEYERSDORF, F.; ARNOLD, R.; FRYDRYCHOWICZ, A. **Time-resolved three-dimensional magnetic resonance velocity mapping of cardiovascular flow paths in volunteers and patients with Fontan circulation.** *European Journal of Cardio-thoracic Surgery* 39. 2011. doi: 10.1016/j. ejcts. 2010.05.026.

MARR, K.; JAKIMOVSKI, D.; MANCINI, M.; CARL, E.; ZIVADINOV, R. **Jugular Venous Flow Quantification Using Doppler Sonography.** *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 44, n. 8, p. 1762-1769, 2018.

MARSDEN, A. L.; BERNSTEIN, A., J.; REDDY, V., M.; SHADDEN, S., C.; SPILKER, R., L.; CHAN, F., P.; TAYLOR, C., A.; FEINSTEIN, J., A. **Evaluation of a novel Y-shaped extracardiac Fontan baffle using computational fluid dynamics**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2009. doi: 10.1016/j.jtcvs.2008.06.043.

MARSDEN, A., L.; REDDY, V., M.; SHADDEN, S., C.; CHAN, F., P.; TAYLOR, C., A.; FEINSTEIN, J., A. **A New Multiparameter Approach to Computational Simulation for Fontan Assessment and Redesign**. Congenit Heart Dis. 2010; 5:104–117. <https://doi.org/10.1111/j.1747-0803.2010.00383.x>.

MARSDEN, A., L.; VIGNON-CLEMENTEL, I., E.; CHAN, F.; FEINSTEIN, J., A.; TAYLOR, C., A. **Effects of exercise and respiration on hemodynamic efficiency in CFD simulations of the total cavopulmonary connection**. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 35, n. 2, February 2007 (2006) pp. 250-263. DOI: 10.1007/s10439-006-9224-3.

MARSHALL, L.; JACOBS, M., D., A.; RYCHIK, J.; MURPHY, J., D.; NICOLSON, S., C.; STEVEN, J., M.; NORWOOD, W., I. **Results of Norwood's operation for lesions other than hypoplastic left heart syndrome**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Volume 110, Issue 5, November 1995, Pages 1555-1562.

MCDONALD, P. W. **The computation of transonic flow through two-dimensional gas turbine cascades**. ASME, p. 71-89, 1971.

MCGOVERN, E.; VOSS, C.; BRUNNER, N., W.; DUNCOMBE, S.; HARRIS, K., C.; HOSKING, M., H. **Pulmonary artery wall thickness in children with Fontan physiology: an optical coherence tomography case control study**. Cardiol Young. 2019. DOI: 10.1017/S1047951119000362.

MENTER, F., R. **Two equation eddy-viscosity turbulence models for engineering application**. AIAA Journal, 32 (8), 1598-1605, 1994.

MICROSOFT. **MS Office Professional Plus 2016**: Version 1805. Microsoft, 2015.

MIGLIAVACCA, F.; DUBINI, G.; BOVE, E., L.; DE LEVAL, M., R. **Computational fluid dynamics simulations in realistic 3-D geometries of the total cavopulmonary anastomosis: the influence of the inferior caval anastomosis**. J. Biomech Eng. 2003 Dec;125(6):805-13. DOI: 10.1115/1.1632523.

MOORE, K., L.; PERSAUD, T., V., N. **The developing human: clinically oriented embryology**. 7th ed. Philadelphia: WB Saunders; 2003.

MYNARD, J. P.; SMOLICH, J. J. **One-Dimensional Haemodynamic Modeling and Wave Dynamics in the Entire Adult Circulation**. Annals of Biomedical Engineering, v. 43, n. 6, p. 1443-1460, 2015.

NETO, A., S. **Escoamentos turbulentos: análise física e modelagem teórica**. Uberlândia: Composer, 2020.

NETTER, F., H. **Atlas de Anatomia Humana**. 5ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2011.

NEVES, E., E.; BEZERRA, Y., S., de F. **Método dos volumes finitos: uma abordagem prática e aplicação em problemas de difusão térmica com Matlab®**. Carpe Diem: Revista Cultural e Científica do UNIFACEX. v. 11, n. 11, 2013. ISSN: 2237-8586.

NOONAN, J. A.; NADAS, A., S. **The hypoplastic left heart syndrome: an analysis of 101 cases**. *Pediatr. Clin. North Am.* 1958;5(4):1029-56.

NORWOOD, W., I.; LANG, P.; CASTANEDA, A., R.; CAMPBELL, D., N. **Experience with operations for hypoplastic left heart syndrome**. *J. Thorac Cardiovasc Surg.* 1981;82(4):511-9.

NORWOOD, W., I., LANG, P.; HANSEN, D.; D. **Physiologic repair of aortic atresia/hypoplastic left heart syndrome**. *N. Engl. J. Med.* 1983; 308:23-6.

O'REAR, E., A.; NASH, G.; TRAN-SON-TAY, R.; MAEDA, N.; GOLDSMITH, H. L. **The international society of biorheology**. *Rheology Bulletin* Vol. 73, n. 2. 2004.

OLIVEIRA, M. A. B. de; ALVES, F. T.; SILVA, M. V. P. e; CROTI, U. A.; GODOY, M. F. de; BRAILE, D. M. **Concepts of basic physics that every cardiovascular surgeon should know**. Part I – **Mechanics of fluids**. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular* 2010; 25(1): 1-10. <https://doi.org/10.1590/S0102-76382010000100006>.

PASHNEH-TALA, S.; MACNEIL, S.; CLAEYSSSENS, F. **The Tissue-Engineered Vascular Graft-Past, Present, and Future**. *Tissue Engineering: Part B, Volume 00, Number 00, 2015*. DOI: 10.1089/ten.teb.2015.0100.

PEDRA, DOUTORES. **Procedimento híbrido para a síndrome de hipoplasia do coração esquerdo (SHCE)**. Disponível em: <https://doutorespedra.com.br/procedimento-hibrido-para-a-sindrome-de-hipoplasia-do-coracao-esquerdo-shce/> 2023.

PEREIRA, M., G.; MALAGONI, R., A.; FINZER, J., R., D. **Reologia do escoamento do sangue em artéria**. XI Congresso brasileiro de engenharia química e iniciação científica. Unicamp – Campinas – SP. 2015.

POSSATTI JÚNIOR, C., M. **Modelagem computacional fluido estrutural de uma aorta condicionada a um aneurisma abdominal**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia. 2019.

PIOMELLI, U. **Large-eddy simulation: achievements and challenges**. *Progress Aero. Sci.* 35, 335. 1999.

RAZZOUK, A., J; CHINNOCK, R., E.; GUNDRY, S., R.; JOHNSTON, J., K.; LARSEN, R., L.; BAUM, M., F., *et al.* **Transplantation as a primary treatment for hypoplastic left heart syndrome: intermediate term results**. *Ann Thorac Surg.* 1996; 62:1-8.

REDDY, J., N. **An Introduction to the Finite Element Method**. Third ed. [S.l.]: McGraw-Hill. ISBN 9780071267618. 2006.

REZENDE, A., L., T. **Análise numérica da bolha de separação do escoamento turbulento sobre placa plana fina inclinada**. 263p. Tese (Doutorado). Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2009.

RODRIGUES, M., S., DE A. **Simulação numérica de escoamento pulsátil na aorta torácica e aneurisma**. Dissertação de Mestrado. Belo Horizonte, 2017.

SABARÁ HOSPITAL INFANTIL. **Ventrículo único**. Disponível em: <https://www.hospitalinfantilsabara.org.br/sintomas-doencas-tratamentos/ventriculo-unico/>. Acesso em: 07 de abril de 2020.

SALLES, M., J., C.; SPROVIERIR, S., R., S.; BEDRIKOWA, R.; PEREIRAS, A., C.; CARDENUTO, S., L.; AZEVEDO, P., R., C.; SILVA, T., M.; GOLIN, V. **Síndrome da resposta inflamatória sistêmica/sepsis 3/4 revisão e estudo da terminologia e fisiopatologia**. Revista da Associação Médica Brasileira, 45 (1). Mar 1999. <https://doi.org/10.1590/S0104-42301999000100015>.

SOUZA, M., H., L.; ELIAS, D., O. **Fundamentos da circulação extracorpórea**. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006. 828p.

SANO, S.; ISHINO, K.; KAWADA, M.; ARAI, S.; KASAHARA, S.; TOMOHIRO, A., *et al.* **Right ventricle-pulmonary artery shunt in first stage palliation of hypoplastic left heart syndrome**. J. Thorac Cardiovasc Surg. 2003; 126:504-9.

SCHRAMM, G. **Reologia e Reometria: fundamentos teóricos e práticos**. São Paulo: Artliber, 2006. 232p.

SHARMA, S.; GOUDY, S.; WALKER, P., *et al.* **In Vitro Flow Experiments for Determination of Optimal Geometry of Total Cavopulmonary connection for Surgical repair of Children with Functional Single Ventricle**. J. Am Coll Cardiol 1996; 27(5):1264.

SILVA, F., F. **Proposta de biomodelagem virtual utilizando softwares livres**. 150f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Guaratinguetá, 2011.

SILVA, J., M., SALDANHA, C. **Biorreologia e Hemorreologia – Origens e Evolução**. Boletim da SPHM; 2005. Disponível em: http://hemorreologia.com/documentos/nota_historica.pdf. Acesso em: 21/04/2020.

SILVA, J., P.; LOPES, L., M.; SILVA, L., D., A., F. Síndrome do Coração Esquerdo Hipoplásico. *In*: CROTI, U., A.; MATTOS, S., S.; PINTO, J., R., V., C.; AIELLO, V., D.; MOREIRA, V., M. **Cardiologia e Cirurgia Cardiovascular Pediátrica**. Segunda Edição. São Paulo: Roca; 2012. Capítulo 36. pp. 637-660.

SIEVERS, H., H.; GERDES, A.; KUNZE, J.; PFISTER, G. **Superior hydrodynamics of a modified cavopulmonary connection for the Norwood operation.** Ann Thorac Surg. 1998; 65:1741-5.

SIMSEK, F., G.; KWON, Y., W. **Investigation of material modeling in fluid-structure interaction analysis of an idealized three-layered abdominal aorta: aneurysm initiation and fully developed aneurysms.** J. Biol Phys. Springer. 2015. DOI 10.1007/s10867-014-9372-x.

SLESNICK, T., C.; YOGANATHAN, A., P. **Computational modeling of Fontan physiology: at the crossroads of pediatric cardiology and biomedical engineering.** In J. Cardiovasc Imaging. 2014. DOI 10.1007/s10554-014-0442-8.

SOARES, A., M. **Mortalidade em Doenças Cardíacas Congênitas no Brasil – o que sabemos?** Arq. Bras Cardiol. 2020 Dec; 115(6): 1174–1175. doi: 10.36660/abc.20200589.

TANG, E.; WEI, A., Z.; FOGEL, M., A.; VENEZIANI, A.; YOGANATHAN, A., P. **Fluid-Structure Interaction Simulation of an Intra-Atrial Fontan Connection.** Biology 2020, 9, 412; doi:10.3390/biology9120412.

TAKIZAWA, K.; BAZILEVS, Y.; TEZDUYAR, T., E. **Space-Time and ALE-VMS Techniques for Patient-Specific Cardiovascular Fluid-Structure Interaction Modeling.** Arch Comput Methods Eng. (2012) 19:171-225 DOI 10.1007/s11831-012-9071-3.

THE ROYAL CHILDREN'S HOSPITAL MELBOURNE. **Hypoplastic Left Heart Syndrome.** Disponível em: https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Hypoplastic_Left_Heart_Syndrome_HD/. Acesso em: 10/04/2020.

TORTORA, G., J.; DERRICKSON, B. **Princípios de Anatomia e fisiologia.** 14. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

TREOLAR, L., R., G. **“The elasticity of a network of long-chain molecules - II”.** Transactions of the Faraday Society. 39: 241-246, 1943.

TRUSTY, P., M.; SLESNICK, T., C.; WEI, Z.; ROSSIGNAC, J.; KANTER, K., R.; FOGEL, M., A.; YOGANATHAN, A., P. **Fontan Surgical Planning: Previous Accomplishments, Current Challenges, and Future Directions.** Journal of Cardiovascular Translational Research. 2018a. <https://doi.org/10.1007/s12265-018-9786-0>.

TRUSTY, P., M.; WEI, Z.; RYCHIK, J.; RUSSO, P., A.; SURREY, L., F.; GOLDBERG, D., J.; FOGEL, M., A.; YOGANATHAN, A., P. **Impact of hemodynamics and fluid energetics on liver fibrosis after Fontan operation.** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery – Volume 156, Number 1. 2018b. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.02.078>.

TRUSTY, P., M.; WEI, Z.; SLESNICK, T., C.; KANTER, K., R.; SPRAY, T., L.; FOGEL, M., A.; YOGANATHAN, A., P. **The first cohort of prospective Fontan surgical planning patients with follow-up data: How accurate is surgical planning?** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery – March 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.11.102>.

TU, J.; INTHAVONG, K.; WONG, K., K., L. **Computational Hemodynamics – Theory, Modelling and Applications**. Springer 2015. DOI:10.1007/978-94-017-9594-4.

VAN DE GRAAFF, K., M. **Anatomia Humana**. Tradução da 6^a. ed. original e revisão científica Nader Wafae – Barueri, SP: Manole, 2003. ISDN 978-85-204-13-18-0.

VERSTEEG, H.K.; MALALASEKERA, W. **An Introduction to Computational Fluid Dynamics – The Finite Volume Method**. 2nd ed. [S.I.]: Pearson Education Limited, 1995.

VLIET, T. V.; LYKLEMA H. Rheology. In: LYKLEMA, J. (Editor), **Fundamentals of interface and colloid science**, v. 4, Elsevier, 2005, p. 6.1-6.88.

WAITE, L.; FINE, J. **Applied Biofluid Mechanics**. 1^a ed. [S.I.]: McGraw-Hill Professional, 2007. ISBN0071472177,9780071472173,9780071509510.

WANDERLEY, A. L. **Sobre a dinâmica do sistema cardiovascular**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Pernambuco. 2005.

WENDT, J., F. **Computational Fluid Dynamics: an Introduction**. 3rd ed. Springer. Numerical Solutions of the Euler Equations for Steady Flow Problems. By John D. Anderson Jr., Joris Degroote, Gérard Degrez, Erik Dick, Roger Grundmann and Jan Vierendeels. 332pp. ISBN: 978-3-540-85055-7. 2009.

WebPlotterDigitalizer. V4.6. <https://apps.automeris.io/wpd/>. Acesso em: 12/01/2023.

WEI, Z.; TRUSTY, P., M.; TREE, M.; HAGGERTY, C., M.; TANG, E.; FOGEL, M.; YOGANATHAN, A., P. **Can time-averaged flow boundary conditions be used to meet the clinical timeline for Fontan surgical planning?** Journal of Biomechanics (2016). <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.025>.

WEIZSÄCKER, H., W.; HOLZAPFEL, G., A.; DESCH, G., W.; PASCALE, K. **Strain energy density function for arteries from different topographical sites**. Biomediz. Tech. 40 (1995) 139±141.

WHITE, F., M. **Fluid Mechanics**. 5th ed. [S.I.]: McGraw-Hill, Inc, 2003. v. 5.

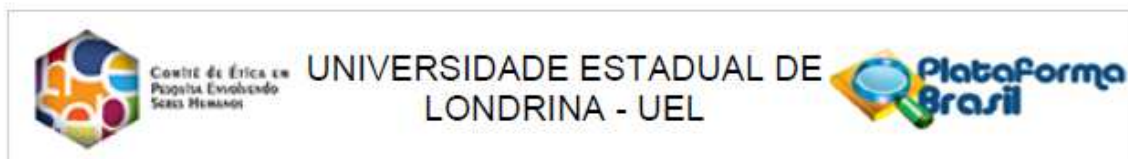
WILSON, N., M.; ORTIZ, A., K.; JOHNSON, A., B. **The Vascular Model Repository: a Public Resource of Medical Imaging Data and Blood Flow Simulation Results**. J. Med. Devices 7(4), 040923 (2013). www.vascularmodel.com. Acesso em: 19 de outubro de 2022. doi:10.1115/1.4025983.

YACOUB, M.; AHMED, M.; RADLEY-SMITH, R. **Proceedings: use of right atrium to pulmonary artery valved conduit for 'correction' of single ventricle of hypoplastic right heart syndrome.** Br Heart J. 1975;37(7):782.

YANG, W.; VIGNON-CLEMENTEL, I., E.; TROIANOWSKI, G.; REDDY, V., M.; FEINSTEIN, J., A.; MARSDEN, A., L. **Hepatic blood flow distribution and performance in conventional and novel Y-graft Fontan geometries: a case series computational fluid dynamics study.** The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 143:1086-1097. 2012. doi: 10.1016/j.jtcvs.2011.06.042.

YOUNG, A.; GOURLAY, T.; MCKEEB, S.; DANTON, M., H., D. **Computational modelling of the hybrid procedure in hypoplastic left heart syndrome: a comparison of zero-dimensional and three-dimensional approach.** Medical Engineering & Physics 36 (2014) 1549–1553. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.08.015.

APÊNDICE A – PARECER COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO TRIDIMENSIONAL PARA OS ESTÁGIOS PRÉ E PÓS CIRURGIA DE NORWOOD E PÓS CIRURGIAS DE GLENN E FONTAN NAS PROXIMIDADES DAS VEIAS CAVAS INFERIOR E SUPERIOR

Pesquisador: PAULO CESAR DUARTE JUNIOR

Área Temática: Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;
Novos procedimentos terapêuticos invasivos;

Versão: 3

CAAE: 31703220.3.0000.5231

Instituição Proponente: CTU - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.103.173

Apresentação do Projeto:

A Síndrome da Hipoplasia do Coração Esquerdo é uma cardiopatia congênita que atinge de 8-10 crianças a cada 1000 nascimentos. Esta anomalia cardíaca que resulta no subdesenvolvimento das estruturas no lado esquerdo do coração e caracteriza-se pela atresia aórtica ou estenose grave com hipoplasia ou ausência do ventrículo esquerdo. O tratamento ocorre através de três complexas cirurgias conhecidas pelos nomes de Cirurgia de Norwood, Cirurgia de Glenn e Cirurgia de Fontan. As cirurgias sequenciais consistem em conduzir o fluxo sanguíneo venoso, diretamente para a artéria pulmonar, sem passar pelo átrio e ventrículo direitos, sendo estas estruturas preparadas para bombear o fluxo sistêmico através da nova aorta, criada na primeira cirurgia eletiva.

Objetivo da Pesquisa:

Este trabalho tem por objetivo investigar, através de simulação computacional, o comportamento reológico do fluxo sanguíneo, através das modificações causadas pelo tratamento paliativo eletivo da Síndrome da Hipoplasia do Coração Esquerdo, de tal maneira que se possa entender, com detalhes, as condições de escoamento em regime transiente do sangue desta região e, assim, propor soluções para reduzir a complexidade deste tratamento.

Assim, serão realizadas simulações numéricas dos fluxos sanguíneos propostos, nas proximidades

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Conselho de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 4.103.173

da artéria pulmonar e veias cavas inferior e superior de crianças submetidas ao tratamento da síndrome da hipoplasia do coração esquerdo. Para isso serão inicialmente construídos biomodelos 3D gerados a partir de imagens de Tomografia Computadorizada já realizadas. Após será criada a malha para o cálculo em softwares de simulação fluidodinâmica, com o objetivo de identificar o comportamento reológico do fluxo sanguíneo.

Serão utilizados exames de Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada, podendo também, ser necessário acesso aos prontuários médicos realizados durante as fases cirúrgicas dos pacientes com Síndrome da Hipoplasia do Coração Esquerdo (SHCE).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo o pesquisador:

Riscos: Uma vez que os exames necessários para a realização desta pesquisa já foram realizados, os riscos e desconforto para o sr. (a) e seu (sua) filho (a) serão mínimos. A necessidade de reviver o tema pode gerar risco psíquico como: desconforto, estresse e/ou angústia. Além disso, existe o risco com a quebra de sigilo, ainda que mínimo, involuntário e não intencional. Benefícios: Este estudo auxiliará a equipe multidisciplinar, compreender melhor o comportamento do fluxo sanguíneo durante as diversas cirurgias, permitindo avanços nas técnicas cirúrgicas como por exemplo, o melhor local de anastomose da veia cava inferior na artéria pulmonar (cirurgia de Fontan), em relação a anastomose entre a cava superior e a mesma pulmonar; simular dispositivos que possam melhorar o tratamento para cardiopatias que necessitem das três cirurgias. Este conhecimento, poderá ajudar crianças diagnosticadas como portadoras da SHCE no futuro.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa importante envolvendo o estudo de um problema (Síndrome da Hipoplasia do Coração Esquerdo) na tentativa de melhorar o seu tratamento com abordagem multidisciplinar.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Apresentou Folha de Rosto assinada e carimbada pelo(a) coordenador(a) do programa de pós-graduação em Engenharia Civil da Universidade Estadual de Londrina.
- Apresentou cronograma adequado;
- Apresentou TCLE com redação compreensível e em forma de convite.
- Apresentou carta da instituição de onde serão utilizados os exames de Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

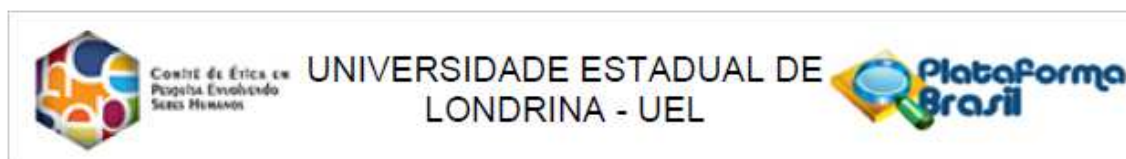
CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 4.103.173

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O pesquisador atendeu a todas as pendências e inadequações relatadas e o projeto está de acordo com todos os itens necessários e éticos para sua execução.

Considerações Finais a critério do CEP:

Prezado(a) Pesquisador(a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade apresentá-lo aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Ressaltamos, para início da pesquisa, as seguintes atribuições do pesquisador, conforme Resolução CNS 466/2012 e 510/2016:

A responsabilidade do pesquisador é indelegável e indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais, cabendo-lhe:

- conduzir o processo de Consentimento e de Assentimento Livre e Esclarecido;
- apresentar dados solicitados pelo sistema CEP/CONEP a qualquer momento;
- desenvolver o projeto conforme delineado, justificando, quando ocorridas, a sua mudança ou interrupção;
- elaborar e apresentar os relatórios parciais e final;
- manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa;
- encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores e pessoal técnico integrante do projeto;
- justificar fundamentadamente, perante o sistema CEP/CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Coordenação CEP/UEL.

O presente projeto, seguiu nesta data para análise da CONEP e só tem o seu início autorizado após a aprovação pela mesma.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1554086.pdf	12/06/2020 19:13:40		Aceito
Declaração de concordância	Autorizacao_coparticipante_Coracao_Curumim.pdf	12/06/2020 19:11:34	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

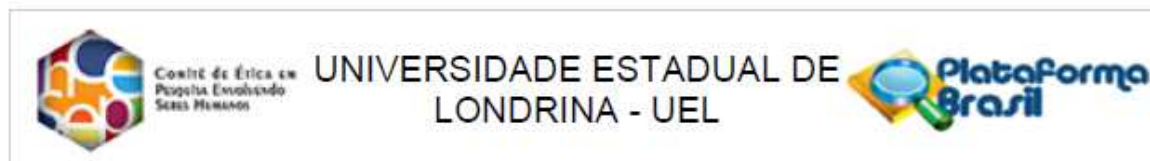
UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 4.103.173

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_completo.pdf	12/06/2020 19:10:26	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TECLE.pdf	12/06/2020 19:09:53	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito
Outros	Carta_resposta.pdf	12/06/2020 19:08:01	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito
Folha de Rosto	05_folhaDeRosto.pdf	29/05/2020 00:02:03	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito
Outros	04_Termo_sigilo_Paulo.pdf	11/05/2020 11:03:52	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito
Outros	03_Termo_sigilo_Ortenzi.pdf	11/05/2020 11:03:10	PAULO CESAR DUARTE JUNIOR	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

LONDRINA, 22 de Junho de 2020

Assinado por:
Adriana Lourenço Soares Russo
(Coordenador(a))

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PAIS OU RESPONSÁVEIS LEGAIS (TECLE)



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

TECLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Pais ou Responsáveis Legais

Nome do Voluntário: _____

Endereço: _____

Nº _____ complemento _____

Bairro _____ Cidade: _____ CEP: _____ - _____

Telefone para contato: _____ E-mail: _____

1. Título do estudo: “ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO TRIDIMENSIONAL PARA OS ESTÁGIOS PRÉ E PÓS CIRURGIA DE NORWOOD E PÓS CIRURGIAS DE GLENN E FONTAN NAS PROXIMIDADES DAS VEIAS CAVAS INFERIOR E SUPERIOR.”

O (A) seu (sua) filho (a) está sendo convidado (a) a participar de uma pesquisa. Por favor, leia este documento com bastante atenção antes de assiná-lo. Caso haja alguma palavra ou frase que o (a) senhor (a) não consiga entender, converse com o pesquisador Paulo Cesar Duarte Junior, responsável por esta, pesquisa para esclarecê-los.

A proposta deste termo de consentimento livre e esclarecido (TECLE) é explicar tudo sobre o estudo e solicitar a sua permissão para participar do mesmo.

2. Objetivo do estudo:

Investigar, através de simulação computacional, o comportamento do fluxo sanguíneo, como a velocidade, pressão e tensões, nas proximidades das veias e artérias modificadas pelas cirurgias denominadas de Norwood, Glenn e/ou Fontan, podendo o seu (sua) filho (a), ter passado por uma, duas ou todas estas cirurgias, para o tratamento da cardiopatia congênita denominada de Síndrome da Hipoplasia do Coração Esquerdo (SHCE).

3. Justificativa do estudo:

A SHCE é uma grave cardiopatia congênita, não existindo até o momento, tratamento definitivo. Desta forma, este projeto busca elucidar mecanismos de como o

Rubricas _____ (Responsável Legal)

Página 1 de 5

_____ (Pesquisadores)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

fluxo sanguíneo se comporta no interior dos vasos submetidos às cirurgias paleativas, de modo a possibilitar avanços no tratamento, não só da SHCE, mas de outras cardiopatias que necessitem das cirurgias de Norwood, Glenn e/ou Fontan. Os resultados desta pesquisa, estarão disponíveis para o (a) senhor (a) e seu médico.

4. Motivo para escolha do (a) seu (sua) filho (a):

O (A) seu (sua) filho (a) está sendo convidado a participar desta pesquisa por ser portador da SHCE, submetido (a) pela cirurgia de Norwood, Glenn e/ou Fontan, podendo colaborar para que exista um maior entendimento no que ocorre durante este tratamento e, assim, possibilitar que novos tratamentos sejam criados. O (A) Sr. (a). tem plena liberdade de recusar a participação do seu (sua) filho (a) ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa.

5. Procedimentos:

Caso aceite, a participação do seu (sua) filho (a) consiste em fornecer para a pesquisa, os exames de tomografia computadorizada, ressonância magnética, exames de imagens e de ecocardiografia, já realizados no decorrer do tratamento, liberando também, o acesso ao prontuário médico. Não serão necessários exames complementares, ou qualquer outro tipo de procedimento.

6. Desconforto ou Riscos Esperados:

Uma vez que os exames necessários para a realização desta pesquisa já foram realizados, os riscos e desconforto para o sr. (a) e seu (sua) filho (a) serão mínimos. A necessidade de reviver o tema pode gerar risco psíquico como: desconforto, estresse e/ou angústia. Além disso, existe o risco com a quebra de sigilo, ainda que mínimo, involuntário e não intencional.

7. Medidas Protetivas ao Risco: Não se aplica.

8. Benefícios da Pesquisa

Embora o estudo não traga benefícios diretos ao seu (sua) filho (a) ou a sua família, auxiliará a equipe multidisciplinar, compreender melhor o comportamento do

Rubricas _____ (Responsável Legal)

Página 2 de 5

_____ (Pesquisadores)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

fluxo sanguíneo durante as diversas cirurgias, permitindo avanços nas técnicas cirúrgicas como por exemplo, o melhor local para a realização das comunicações entre os vasos sanguíneos, além de possibilitar a simulação de dispositivos que possam melhorar o tratamento para cardiopatias que necessitem das três cirurgias. Este conhecimento, poderá ajudar outras crianças diagnosticadas como portadoras da SHCE no futuro.

9. Métodos Alternativos Existentes: Não se aplica.

10. Retirada do Consentimento:

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição.

11. Garantia do Sigilo:

Na coleta e publicação dos resultados desta pesquisa, sua identidade e a identidade de seu (sua) filho (a) serão mantidas no mais rigoroso sigilo, sendo os resultados descritos de forma agrupada. Serão omitidas todas as informações que permitam identificá-los (as).

12. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa:

O sr. (sra.) e seu (sua) filho (a) não terão nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

13. Assistência em virtude de danos decorrente da pesquisa:

O sr. (sra.) e/ou seu (sua) filho (a) receberão assistência integral e imediata, de forma gratuita, pelo tempo que for necessário em caso de danos ou complicações associados ou decorrentes desta pesquisa, conforme resolução CNS nº 466 de 12 de dezembro de 2012.

Rubricas _____ (Responsável Legal)

Página 3 de 5

_____ (Pesquisadores)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

14. Local da Pesquisa:

A pesquisa será desenvolvida no Departamento de Construção Civil, localizado na Universidade Estadual de Londrina, Campus Universitário, Centro de Tecnologia e Urbanismo — Londrina – Paraná, com telefone (43) 3371-4304 e email: ortenzi@uel.br; paulo.duarte2018@uel.br.

15. Sobre o CEP:

Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado interdisciplinar e independente, que deve existir nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos participantes de pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento das pesquisas dentro dos padrões éticos (Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa envolvendo Seres Humanos – Res. CNS nº 466/12). O Comitê de Ética é responsável pela avaliação e acompanhamento dos protocolos de pesquisa no que corresponde aos aspectos éticos.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos - CEP/UUEL - LABESC - Laboratório Escola de Pós-Graduação - sala 14 - Campus Universitário - Rodovia Celso Garcia Cid, Km 380 (PR 445) - Londrina- Pr - CEP: 86057-970, cujo e-mail é cep268@uel.br e telefone de contato: (43) 3371-5455.

16. Nome Completo e telefones dos Pesquisadores (Orientador e Aluno) para Contato:

Prof. Dr. Altibano Ortenzi - (016) 98127-8444.

Aluno. Me. Paulo Cesar Duarte Junior - (043) 99995-5033.

17. Eventuais intercorrências que vierem a surgir no decorrer da pesquisa poderão ser discutidas pelos meios próprios.

18. O (A) sr. (a) dispõe de tempo para que possa refletir sobre a participação do seu filho (a), consultando, se necessário, seus familiares ou outras pessoas que possam ajudá-los na tomada de decisão livre e esclarecida.

Rubricas _____ (Responsável Legal)

Página 4 de 5

_____ (Pesquisadores)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

Londrina, _____ de _____ de 20_____.

19. Consentimento Pós-Informação:

Após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a participação do meu (minha) filho (filha) é voluntária, e que podemos sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmo que recebi uma via deste termo de consentimento, e autorizo a realização do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos somente neste estudo no meio científico. Declaro, portanto, que concordo que meu (minha) filho (a) _____
_____ participe desta pesquisa.

Assinatura do Responsável Legal

20. Eu, Dr. Altibano Ortenzi e o aluno MSc. Paulo Cesar Duarte Jr., certificamos que:

- a) Considerando que a ética em pesquisa implica o respeito pela dignidade humana e a proteção devida aos participantes das pesquisas científicas envolvendo seres humanos;
- b) Este estudo tem mérito científico e a equipe de profissionais devidamente citados neste termo é treinada, capacitada e competente para executar os procedimentos descritos neste termo;
- c) A resolução CNS nº 466/12 dispõe sobre as normas aplicáveis a pesquisas em Ciências Humanas e Sociais, cujo procedimentos metodológicos envolvam a utilização de dados diretamente obtidos com os participantes.

Assinatura dos Pesquisadores

Rubricas _____ (Responsável Legal)

Página 5 de 5

_____ (Pesquisadores)

APÊNDICE C – AUTORIZAÇÃO ONG CORAÇÃO CURUMIM



1/2

AUTORIZAÇÃO PARA PARTICIPAÇÃO DA ONG CORAÇÃO CURUMIM EM PROJETO DE PESQUISA

Projeto de Pesquisa: "ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO TRIDIMENSIONAL PARA OS ESTÁGIOS PRÉ E PÓS CIRURGIA DE NORWOOD E PÓS CIRURGIAS DE GLENN E FONTAN NAS PROXIMIDADES DAS VEIAS CAVAS INFERIOR E SUPERIOR."

Pesquisador Principal: Paulo Cesar Duarte Junior

Desenho: Tratar-se-á de um estudo exploratório do comportamento reológico do fluxo sanguíneo, nas proximidades das estruturas cirurgicamente alteradas, como a derivação cavo-pulmonar e a construção da neo-aorta em crianças submetidas ao tratamento da síndrome da hipoplasia do coração esquerdo. Para isso serão inicialmente construídos biomodelos 3D gerados a partir de imagens de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética já realizadas. Após será criada a malha para o cálculo em softwares de simulação fluidodinâmica, com o objetivo de identificar o comportamento reológico do fluxo sanguíneo.

Objetivo Primário: Investigar, através de simulação computacional, o comportamento reológico do fluxo sanguíneo, como a velocidade, pressão e tensões nas proximidades das estruturas cirurgicamente alteradas, como a derivação cavo-pulmonar e a construção da neo-aorta, desenvolvidas nas cirurgias de Norwood, Glenn e Fontan, para tratamento de cardiopatias denominadas de ventrículo único, de tal maneira que se possa entender com detalhes, as condições de escoamento em regime transiente do sangue desta região.

Metodologia Proposta: a identificação do comportamento reológico do fluxo sanguíneo na região objeto, será realizada através de simulação numérica destes fluxos, com auxílio de softwares de fluidodinâmica computacional. Para isso, serão

pri_fm@yahoo.com.br



Visto



2/2

construídos biomodelos 3D gerados a partir de imagens de tomografia computadorizada via arquivos DICOM, onde a região em destaque será virtualizada para que o fluxo em questão seja simulado.

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Londrina

Instituição Coparticipante: ONG. Coração Curumim

Declaro ter lido e concordado com o projeto de pesquisa intitulado: "ESTUDO NUMÉRICO HEMODINÂMICO TRIDIMENSIONAL PARA OS ESTÁGIOS PRÉ E PÓS CIRURGIA DE NORWOOD E PÓS CIRURGIAS DE GLENN E FONTAN NAS PROXIMIDADES DAS VEIAS CAVAS INFERIOR E SUPERIOR", aceitando assim, participar. Esta Instituição está ciente de suas corresponsabilidades como instituição participante do presente projeto de pesquisa, e de seu compromisso no resguardo da segurança e bem-estar dos sujeitos de pesquisa nela recrutados, dispondo de infraestrutura necessária para garantia de tal segurança e bem-estar.

Campinas 11 de junho de 2020.

De acordo,



Dra. Priscila F. Maruoka

Presidente – Fundadora da AATCC – Coração Curumim

CNPJ: 26. 672.262/0001-96

APÊNDICE D – PREPARO DA GEOMETRIA PARA A DISCRETIZAÇÃO DO DOMÍNIO

Este tópico tem por objetivo esclarecer a forma detalhada do preparo da geometria para a discretização do domínio, isto é, como foram obtidos os resultados desta tese.

Portanto, uma vez obtidas as imagens médicas, foi necessária a realização da segmentação da região de interesse de estudo. Esta tarefa pode ser realizada de duas formas: uma, por escala de cinza; e outra, por escolha manual. Esta definição é programada na área “selecione região de interesse” do programa de uso livre InVesalius®, sendo muitas vezes necessário navegar pelas fatias aplicando limiares localizados e utilizando, segundo Amorin, *et al.* (2011), as “ferramentas avançadas de edição”.

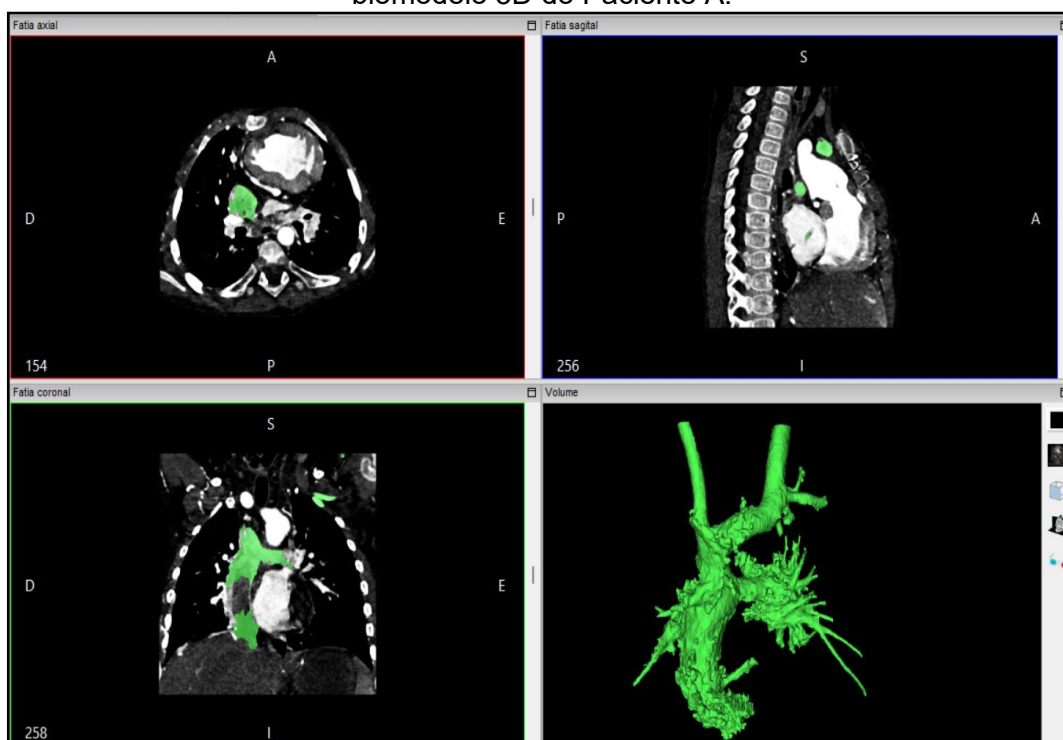
Desta forma, pode ser necessário tanto adicionar áreas com escalas de cinza diferentes conforme a fatia ou excluí-las, ou ainda, como acrescenta Silva (2011), redesenhar contornos não fechados. Estas operações são editadas em “ferramentas avançadas de edição” por meio dos comandos “apagar” e “desenhar”.

Para a imagem do Paciente X, por exemplo, a distinção por escala de cinza não foi suficiente para a segmentação dos tecidos, objeto deste estudo, gerando uma imagem totalmente poluída. A forma encontrada para obter a imagem mais nítida foi utilizar o recurso “*watershed*”.

Para isso, por meio de pincel, foram escolhidas as regiões mais nítidas da VCI e APE na fatia coronal, assim como o fundo da imagem – local este que não poderia ser captado no volume final. Com isso, o recurso inundou as regiões vizinhas, excluindo as áreas marcadas como fundo. Mesmo assim, muitas vezes, áreas não desejadas foram escolhidas pela inundação do recurso “*watershed*”. Isso ocorreu também em superfícies que deveriam ser escolhidas, mas não foram (**Figura 126**).

Desta forma, várias superfícies foram criadas sobrepondo a primeira, umas incluindo e outras excluindo superfícies conforme necessário. Ao final, pôde-se escolher quais superfícies representavam em conjunto o biomodelo 3D, mesclando-as. Essas superfícies ficam alojadas na aba “Dados/Superfície 3D”, conforme ilustra a **Figura 127**.

Figura 126 – Área de trabalho do *software* InVesalius®, com a visualização e criação do biomodelo 3D do Paciente A.



Fonte: O autor (2022).

Figura 127 – Aba “Dados/Superfície 3D”.

Dados				
Máscaras		Superfícies 3D		Medições
	Nome	Volume (mm ³)	Área (mm ²)	Transparência
	Superfíc...	36133.813	17110.867	0%
	Superfíc...	38638.041	19996.984	0%
	Superfíc...	17523.533	9995.293	0%
	Superfíc...	24581.768	13898.844	0%

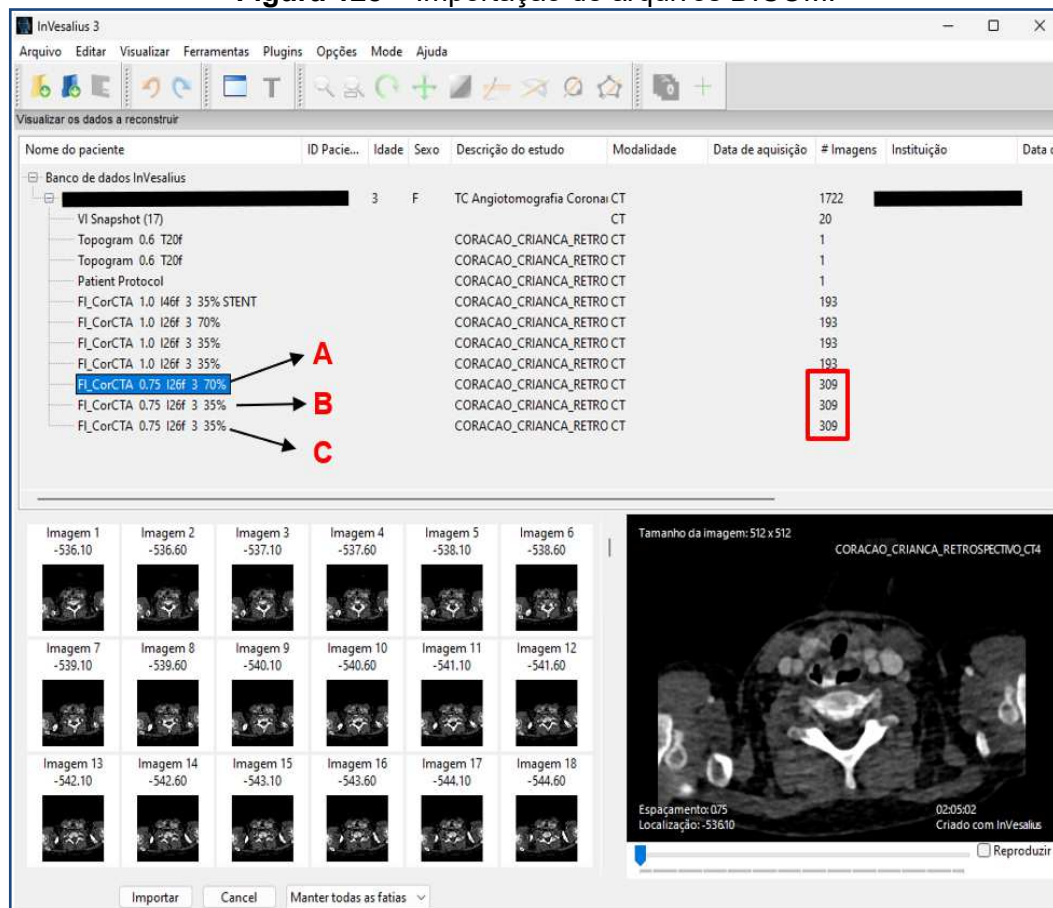
Fonte: O autor (2022).

Na importação dos arquivos DICOM para o InVesalius®, diversos conjuntos de imagens foram apresentados, distinguindo-se em contraste, número e tipo de imagem. Três foram os conjuntos com maior número de lâminas (A, B e C), com 309 lâminas cada, servindo, portanto, para obter a maior resolução no modelo 3D (**Figura 128**).

Cada um destes conjuntos de imagens possuía contrastes distintos (**Figura 129**). Inicialmente, o modelo em que havia maior contraste foi utilizado para gerar a superfície 3D (C). Porém, foi verificado que nos conjuntos de menor contraste,

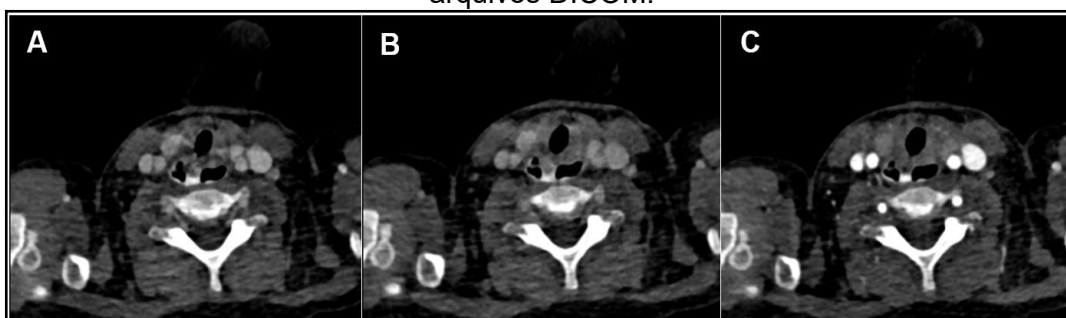
volumes que não ficaram bem segmentados no conjunto de maior contraste, ficaram nos de menor contraste.

Figura 128 – Importação de arquivos DICOM.



Fonte: O autor (2022).

Figura 129 – Distinção do contraste entre os grupos de imagens na importação dos arquivos DICOM.

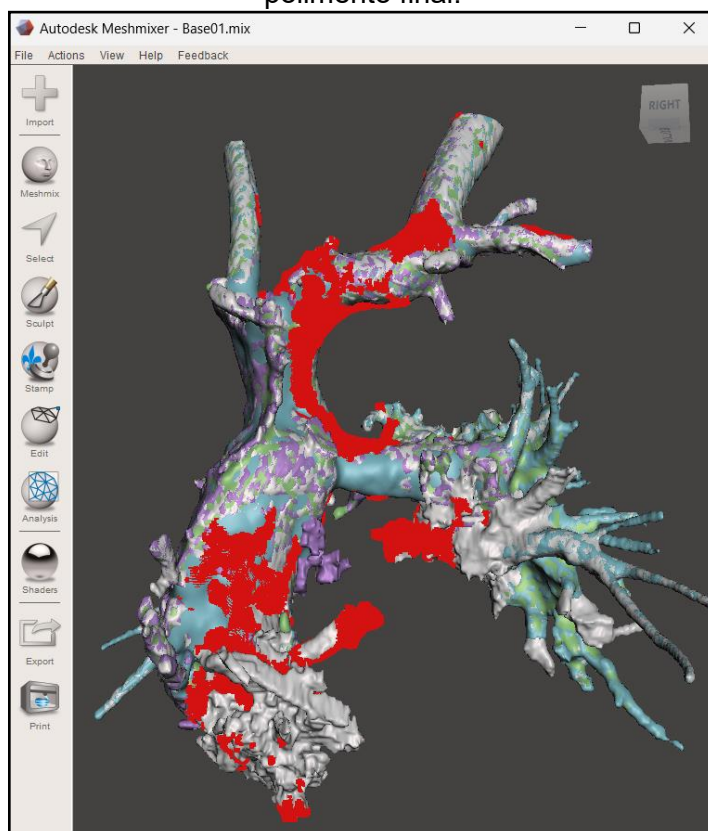


Fonte: O autor (2022).

Assim, para que o trabalho tivesse a melhor geometria possível, foi realizado o biomodelo com os três conjuntos de imagens, gerando, ao final, três volumes distintos.

Com a conclusão da geração das superfícies, foram realizadas as exportações dos três modelos em *.stl. O próximo passo seria, portanto, a mesclagem dos modelos, correção de falhas e polimento final a fim de facilitar a obtenção da malha a ser simulada (**Figura 130**).

Figura 130 – Mesclagem de todas as superfícies 3D obtidas por meio do InVesalius® para polimento final.



Fonte: O autor (2022).

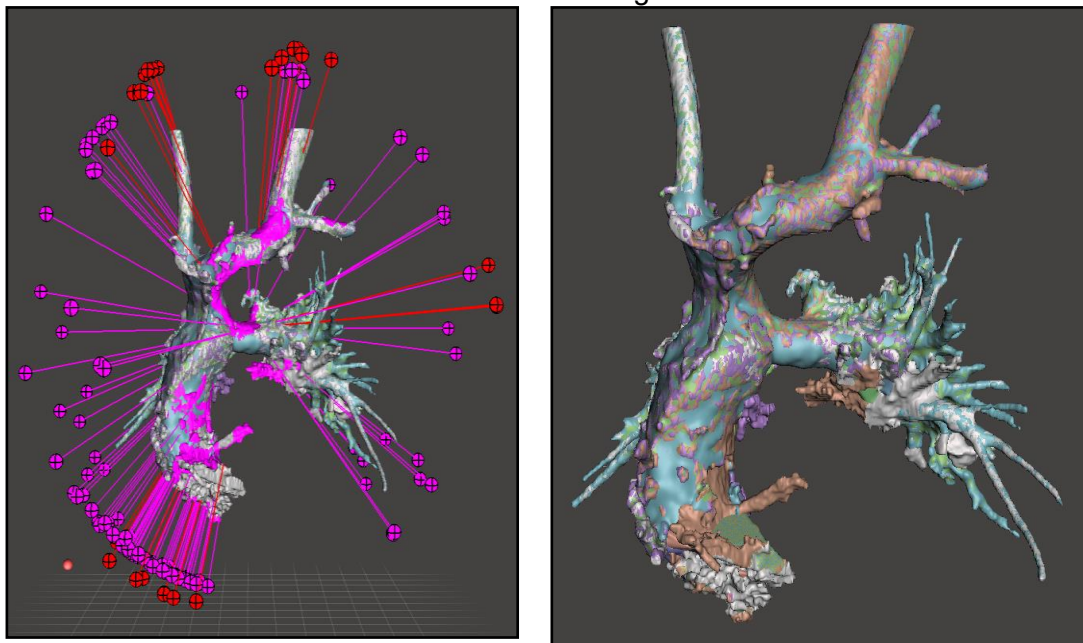
Para esta tarefa, foi escolhido o programa Autodesk® Meshmixer™ 2017, versão 3.5.474, um programa gratuito, amplamente utilizado na odontologia para, por exemplo, enceramento digital de próteses, execução de placa miorelaxante 3D e planejamento virtual ortodôntico.

Para a correção das falhas da malha, foi utilizado o comando “Inspector” (**Figura 131**). Após a correção, a malha em STL foi lapidada manualmente, obtendo-se a geometria pronta da anastomose cavopulmonar do Paciente X.

Com a geometria lapidada, inicialmente, os arquivos em STL são importados para o Ansys SpaceClaim® 2022 R2. Cada arquivo é composto de uma série de triângulos ligados, que descrevem a geometria de superfície do objeto. Normalmente,

essa geometria é composta por falhas que ocorrem na exportação do arquivo. Diversas formas são possíveis para a limpeza dessas áreas e melhoria da geometria.

Figura 131 – Utilização do “*Inspector*” para inspeção e correção de falhas na malha do biomodelo 3D. À esquerda, indicação dos pontos de falha da malha; à direita, biomodelo com a malha corrigida.



Fonte: O autor (2022).

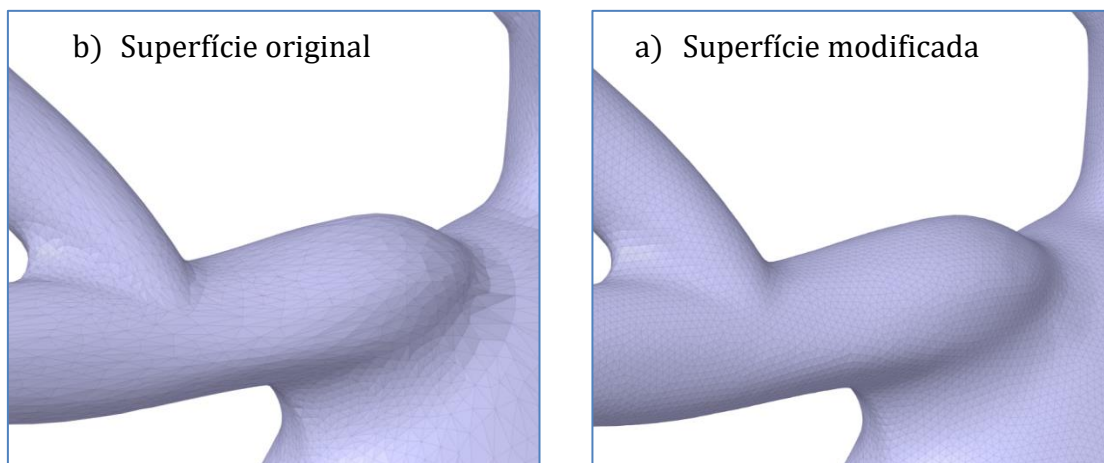
É sempre importante checar a escala, medindo os vasos na imagem e depois na exportação em STL e, por fim, na importação do programa de preparo da geometria. Neste trabalho, foi verificada a perda desta escala em algumas geometrias, multiplicadas por 10, como problema interno de interfaces entre vários programas.

Foi adotado o método de criação de uma superfície no STL como se fosse uma “embalagem a vácuo” sob a geometria. Para isso, foi utilizado o comando “*Shrinkwrap*” com tamanho de 0,5 mm, mantendo acionada a opção “*keep original body*” (**Figura 132**). Esse invólucro tende a reduzir a quantidade de falhas na geometria original. Pode-se suavizar ainda mais, caso necessário, utilizando o comando “*Smooth*”.

Com a geometria mais refinada, é aplicado o comando “*Auto Skin*” para unir as facetadas em faces maiores. Caso todas as faces estejam fechadas e unidas, haverá a formação imediata do sólido. Caso contrário, algumas verificações e correções são necessárias para que a geometria seja corrigida e o sólido finalmente gerado.⁵⁶

⁵⁶ Esses comandos (*Holes*, *Intersections*, *Fix Sharps* e *Over-connected*) estão em *Facets/Cleanup*, além de *Missing Faces*, que está em *Repair/Solidify*.

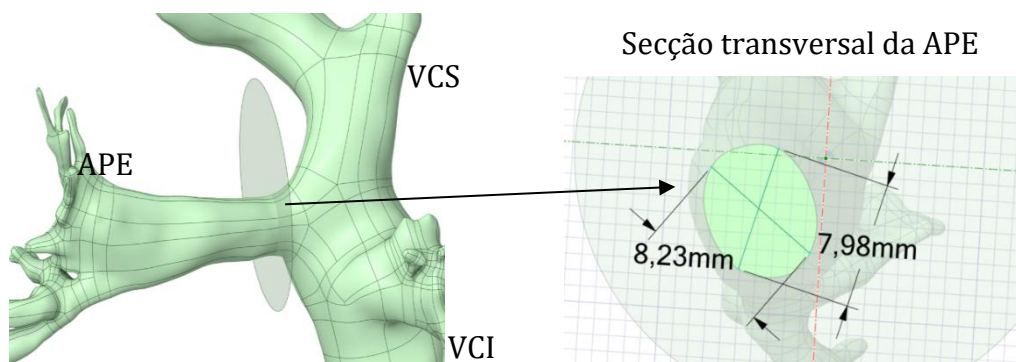
Figura 132 – Utilização do comando “Shrinkwrap”.



Fonte: O autor (2023).

Nesta etapa, é necessária a criação da geometria dos vasos sanguíneos, que costumeiramente é realizada como um percentual do diâmetro. Para a identificação desta medida, cada seção transversal foi medida duas vezes em duas direções distintas (**Figura 133**). Ao final, foi calculada a média aritmética.

Figura 133 – Exemplo de medição do diâmetro médio da APE do Paciente X.



Fonte: O autor (2023).

Desta forma, multiplicando esta média por 6,54%, valor este identificado na literatura já descrita, foram encontradas as espessuras das paredes dos vasos para cada modelo.

Outras formas poderiam ser adotadas; porém, utilizando o valor de 6,54% no diâmetro médio das artérias pulmonares, o trabalho tende à segurança. Se fosse utilizada, por exemplo, a média dos diâmetros das artérias pulmonares e veias cavas, o diâmetro seria maior e, conseqüentemente, a espessura também.

Uma vez que a espessura das paredes das veias cavas é menor do que a das artérias pulmonares, utilizando a espessura média de uma artéria, para as cavas parece inicialmente desconexo. Porém, o diâmetro das cavas é maior do que o das pulmonares. Como a espessura foi calculada como um percentual do diâmetro, utilizar como base a espessura das artérias pulmonares nas veias cavas tende a ser mais seguro. Outro ponto é que, se fossem utilizadas espessuras mais robustas, a tendência é de que haveria uma maior rigidez no modelo, distanciando-se assim de uma simulação mais realista.

Para a criação da geometria da artéria com a espessura calculada, poderia simplesmente copiar a superfície da geometria da anatomia e criar um *Pull* com a espessura desejada. Porém, para geometrias complexas, há elevada tendência em gerar espessuras desiguais.

Desta forma, uma região foi seccionada, possibilitando que a geometria ali obtida fosse nomeada como *VCI_Inlet*. As demais geometrias foram nomeadas como *Surface* e, em seguida, duplicadas, gerando uma superfície. A partir dessa geometria, foi possível criar a geometria da parede da artéria. Assim, um sólido e uma superfície ficaram disponíveis. Com as físicas suprimidas do sólido, somente a superfície foi exportada ao Ansys® Mechanical 2022 R2. Dentro dele, em *Geometry/Details/Definition/Thickness*, a espessura da geometria foi criada, extrudando da superfície para fora, com a seleção *Offset Type/Bottom*.

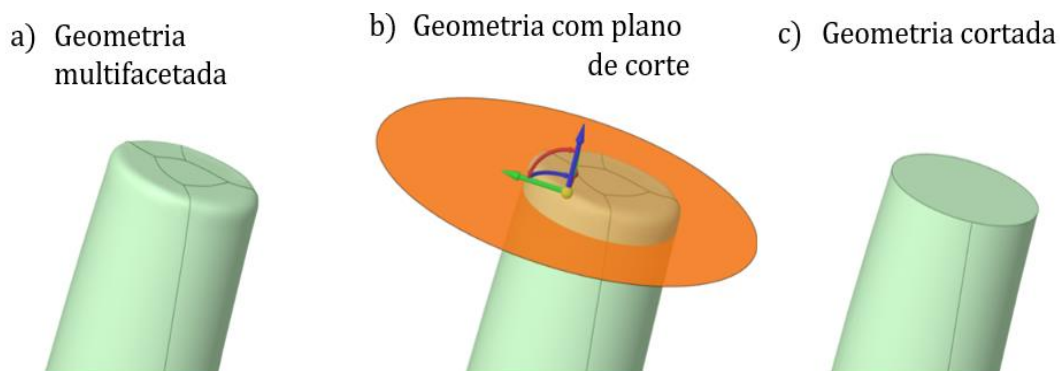
Em *Mesh*, foi definido o tamanho do elemento como 0,3 mm e aplicado *Update*. Desta forma, foi gerada uma malha com elementos de 0,3 mm de espessura, conforme o quadro citado. A malha foi exportada via arquivo STL. Outras dimensões de elementos foram testadas, mas a malha perdeu a curvatura.

De volta ao *SpaceClaim*®, a geometria dos vasos foi importada. Todo o trabalho inicialmente feito para o domínio fluido foi feito agora nessa geometria em STL; porém, para a utilização do *Shrinkwrap/size*, o valor foi de 0,3 mm para evitar erros de fechamento de faces.

Um novo domínio fluido foi obtido por meio da extração do volume interno da geometria (*Prepare/Volume Extract*). Esse passo é importante, pois é a forma de garantir que a geometria interna do vaso seja exatamente a geometria do domínio fluido.

Com a geometria do domínio fluido e do vaso sanguíneo concluída, os cortes das entradas e saídas dos modelos foram realizados, proporcionando regiões planas adequadas à aplicação de condições de contorno. Para isso, foram criados planos localizados nas regiões de corte; e com o comando “*Combine*”, a região indesejada foi retirada (**Figura 134**).

Figura 134 – Planificação das entradas e saídas da geometria para aplicação das condições de contorno.



Fonte: O autor (2023).

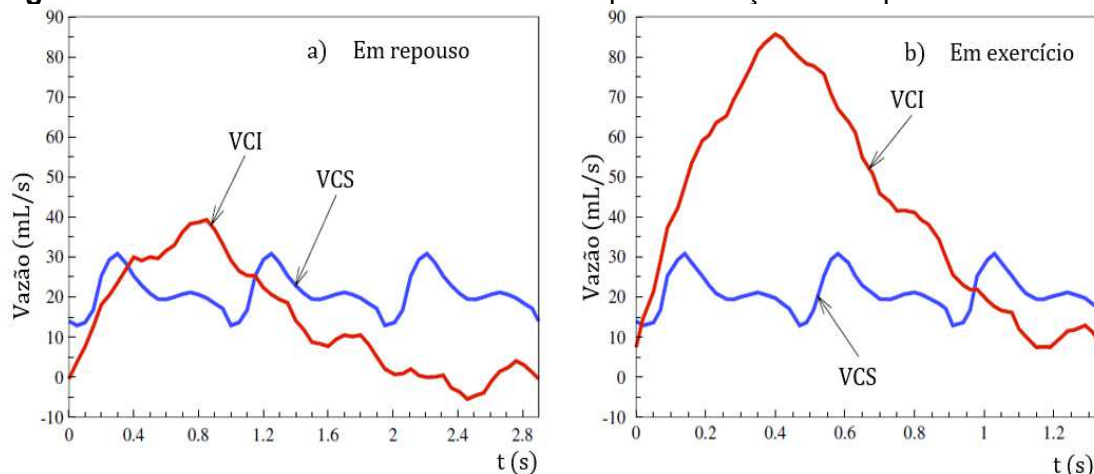
Com todas as regiões planificadas, é o momento de se realizar a nomenclatura em todas as entradas, saídas, superfície do domínio fluido e volume do domínio fluido, além das nomenclaturas das regiões sólidas que, com este último processo, finaliza a obtenção das geometrias para a simulação.

APÊNDICE E – DETERMINAÇÃO DOS PERFIS DE VELOCIDADE DAS VCIs E VCSs

Para este trabalho, foram utilizados os perfis em repouso. Desta forma, foram obtidos os conjuntos de coordenadas do modelo proposto por Bazilevs, *et al.* (2009) (**Figura 135**), por meio do programa de computador livre *WebPloterDigitalize*. A união destes dados proporcionou os gráficos descritos na **Figura 136** e **Figura 137**.

Para o perfil pulsátil da VCI, o valor médio obtido da vazão foi de 14,170 mL/s. Já para a VCS, o valor encontrado foi de 21,063 mL/s, algo inesperado, uma vez que a literatura descreve que a vazão na VCI é de 60% do débito cardíaco. Porém, esta distorção é corrigida com o método adotado.

Figura 135 – Vazão de entrada na VCI e VCS para condições de repouso e exercício.

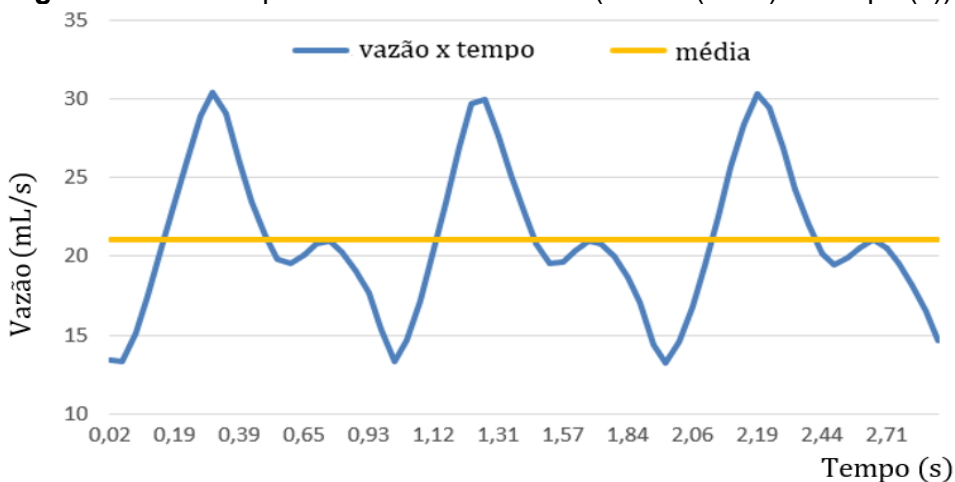


Fonte: Bazilevs, *et al.* (2009).

Figura 136 – Perfil pulsátil VCI – Descanso.



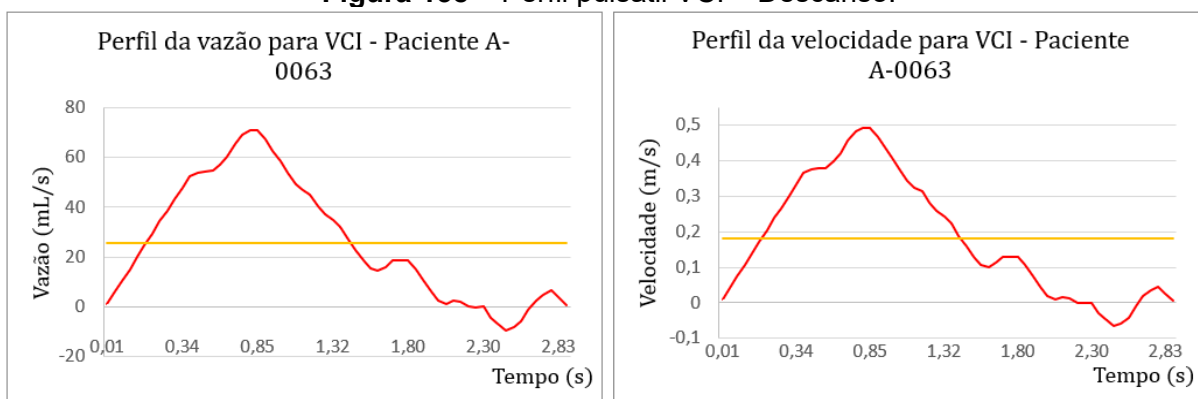
Fonte: O autor (2023).

Figura 137 – Perfil pulsátil VCS – Descanso (Vazão (mL/s) x Tempo (s))

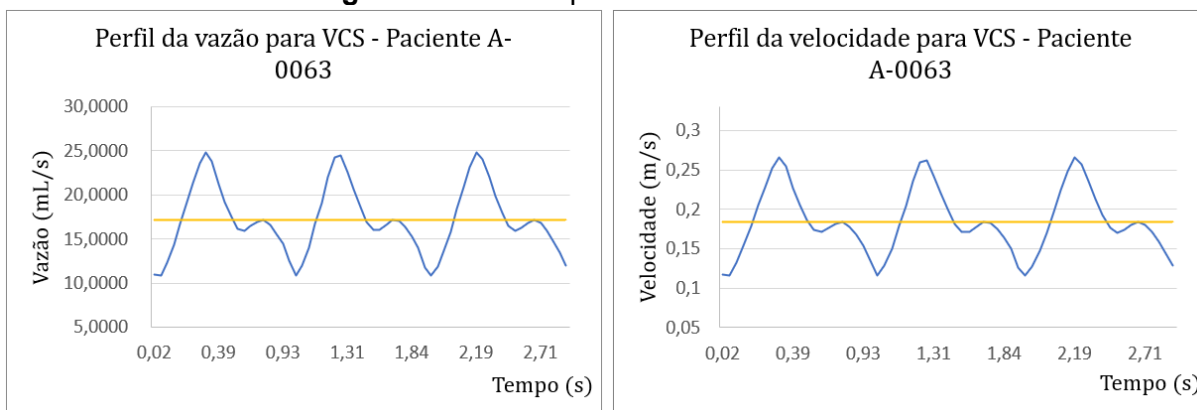
Fonte: O autor (2023).

Conforme o **Quadro 25**, cada paciente conta com uma vazão para a VCI e outra para a VCS. A média desses gráficos foi obtida e deslocada exatamente para a média real do paciente, obtendo-se, ao fim, um perfil pulsátil individualizado para VCI e outro para VCS. Utilizando as áreas das entradas das veias cavas e convertendo as unidades, foi possível alterar o gráfico de vazão em mL/s para velocidade em m/s por paciente (**Figura 138** e **Figura 139**).

As coordenadas que geraram os gráficos da **Figura 138** e **Figura 139** foram organizadas em arquivo *.txt, onde, no cabeçalho, obrigatoriamente, deve ser descrito o código da simulação (VCI ou VCS), seguido do número de colunas (2), o número de linhas (62 para VCI e 65 para VCS) e, por fim, o código 0. Na segunda linha, descrevem-se as variáveis que, no caso, são o *time* e a *velocity*.

Figura 138 – Perfil pulsátil VCI – Descanso.

Fonte: O autor (2023).

Figura 139 – Perfil pulsátil VCS – Descanso.

Fonte: O autor (2023).

Por fim, foram colados os valores das coordenadas na planilha, sempre com ponto em vez de vírgula, para separar as casas decimais (**Figura 140**). Essas planilhas serão, portanto, o arquivo (*Profile*) da velocidade durante o tempo das simulações transientes em descanso.

Figura 140 – Perfis pulsáteis finais – VCI e VCS – Paciente A.

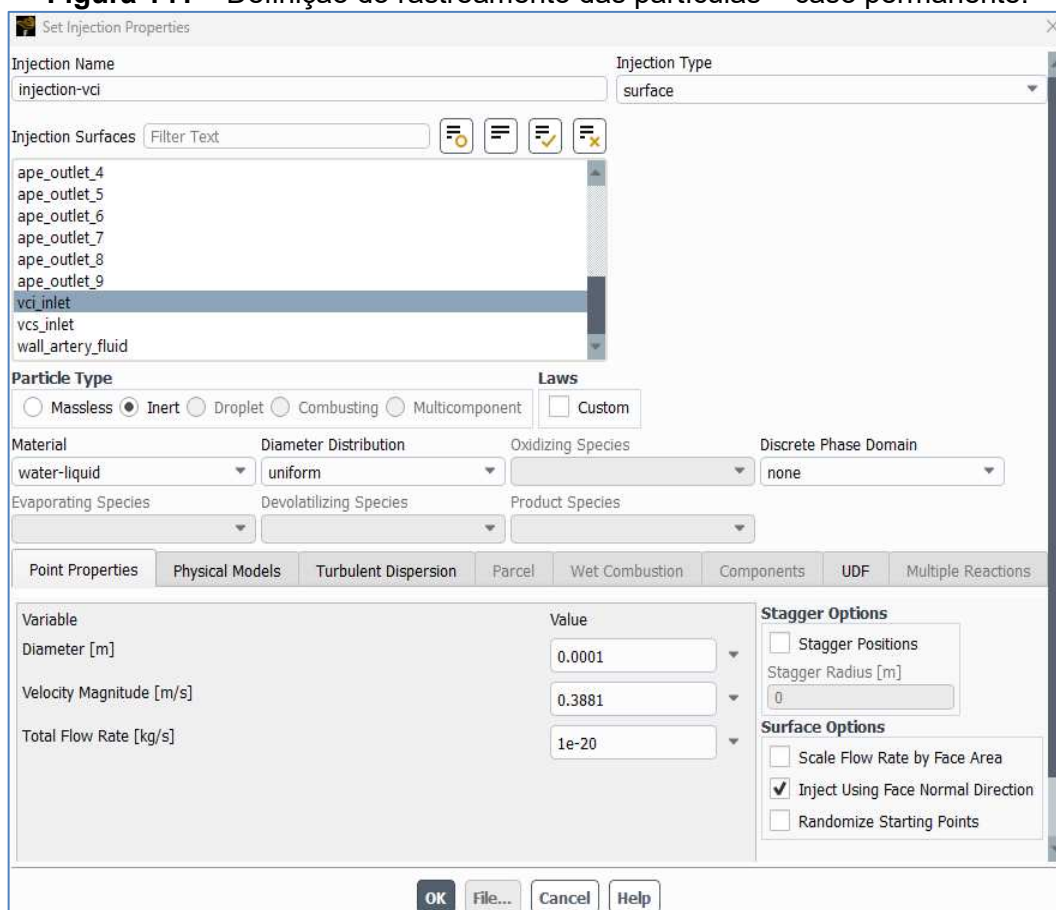
IVCT 2 62 0		SVCT 2 65 0	
time	velocity	time	velocity
0.000	0.009560	0.000	0.117661
0.046	0.041847	0.077	0.116611
0.077	0.073086	0.126	0.132389
0.107	0.105011	0.156	0.153187
0.134	0.138995	0.174	0.179387
0.161	0.170921	0.192	0.204997
0.183	0.205077	0.210	0.227927
0.216	0.239037	0.247	0.252614
0.259	0.266745	0.295	0.266066
0.302	0.300092	0.341	0.254640
0.341	0.332949	0.390	0.227307
0.384	0.365990	0.438	0.205292
0.432	0.373714	0.490	0.187004
0.484	0.377003	0.545	0.173346
0.539	0.379101	0.599	0.170851
0.593	0.397028	0.654	0.176104
0.648	0.420676	0.709	0.182014
0.697	0.455304	0.764	0.183721
0.745	0.481704	0.818	0.177680
0.800	0.491621	0.873	0.167436
0.855	0.491964	0.928	0.154434
0.900	0.465684	0.970	0.134314
0.934	0.435590	1.013	0.116479
0.964	0.406411	1.065	0.128316
0.998	0.373571	1.103	0.150288
1.043	0.342675	1.122	0.178599
1.098	0.324748	1.141	0.204237
1.153	0.314259	1.168	0.235925
1.207	0.281648	1.214	0.259893
1.262	0.257999	1.268	0.262389
1.317	0.242552	1.314	0.242032
1.359	0.222756	1.353	0.220700
1.393	0.187913	1.402	0.199875
1.432	0.159592	1.457	0.181883
1.475	0.129187	1.512	0.171376
1.523	0.108100	1.566	0.171901
1.578	0.100662	1.621	0.177811
1.633	0.111914	1.676	0.183590
1.688	0.128888	1.730	0.182408
1.742	0.129651	1.785	0.174922
1.797	0.128506	1.840	0.163496
1.846	0.104913	1.892	0.149591
1.885	0.074344	1.931	0.126040
1.925	0.043367	1.974	0.116085
1.973	0.018275	2.022	0.127661
2.028	0.009121	2.059	0.147080
2.083	0.017322	2.075	0.169774
2.137	0.013126	2.094	0.196554
2.192	0.000920	2.113	0.223909
2.247	-0.000033	2.147	0.248139
2.302	0.000920	2.192	0.265409
2.356	-0.029975	2.241	0.257173
2.411	-0.050190	2.284	0.235728
2.466	-0.066591	2.329	0.212532
2.520	-0.057437	2.381	0.192783
2.569	-0.041227	2.436	0.176498
2.615	-0.009044	2.490	0.170457
2.666	0.017703	2.545	0.174003
2.721	0.035248	2.600	0.180044
2.776	0.045165	2.655	0.184246
2.830	0.026285	2.709	0.180044
2.876	0.005116	2.764	0.171245
		2.819	0.158900
		2.864	0.144322
		2.894	0.128168

Fonte: O autor (2023).

APÊNDICE F – DETERMINAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DA PARTÍCULA DO FLUIDO NO ESPAÇO

Uma vez que as equações do Ansys® Fluent 2022 R2 detêm o caráter euleriano, ou seja, a malha é fixa e as partículas passam através de suas faces, para identificar a localização da partícula no espaço de tempo seriam necessárias equações lagrangeanas. Um método possível é a injeção de partículas inertes em conjunto com o fluxo. Essas partículas não alteram as propriedades nem do fluido nem do fluxo. Desta forma, ao mapeá-las desde a entrada, é possível verificar qual seu caminho final.

Figura 141 – Definição do rastreamento das partículas – caso permanente.



Fonte: O autor (2023).

Em *Physics/Discrete Phase Model/Injections/Create*, são criados os modelos das partículas que mais se adaptam à física do problema (**Figura 141**). Para a entrada da VCI do Paciente C, foi adotado um fluxo de partículas rastreáveis, com velocidade idêntica à apresentada na física do problema, aplicada na superfície de entrada da VCI. Por ser inerte, qualquer fluido poderia ser adotado. O diâmetro da partícula, assim como a vazão, foi adotado como 0.0001 e 1e-20, respectivamente. Ao final, se o

volume de partículas, assim como seu tamanho, não for adequado, basta voltar nessa configuração e refazê-lo.

Para os casos transientes, em *Point Properties*, a velocidade de entrada poderá ser adotada pelo perfil de velocidade na região. Também é necessário escolher o período da simulação em que ocorrerá a injeção de partículas (**Figura 142**). O restante das especificações segue o modelo adotado ao caso permanente.

Figura 142 – Definição do rastreamento das partículas – caso transiente.

The screenshot shows the 'Point Properties' dialog box with the following settings:

Variable	Value	Method
Diameter [m]	0.0001	
Start Time [s]	0	
Stop Time [s]	3	
Velocity Magnitude [m/s]	velocity(IVCT)	profile
Total Flow Rate [kg/s]	1e-20	constant

Additional options on the right side of the dialog:

- Stagger Options:**
 - Stagger Positions
 - Stagger Radius [m]: 0
- Surface Options:**
 - Scale Flow Rate by Face Area
 - Inject Using Face Normal Direction
 - Randomize Starting Points
- Wallfilm:**
 - Inject Wallfilm Particles

Buttons at the bottom: OK, File..., Cancel, Help.

Fonte: O autor (2023).

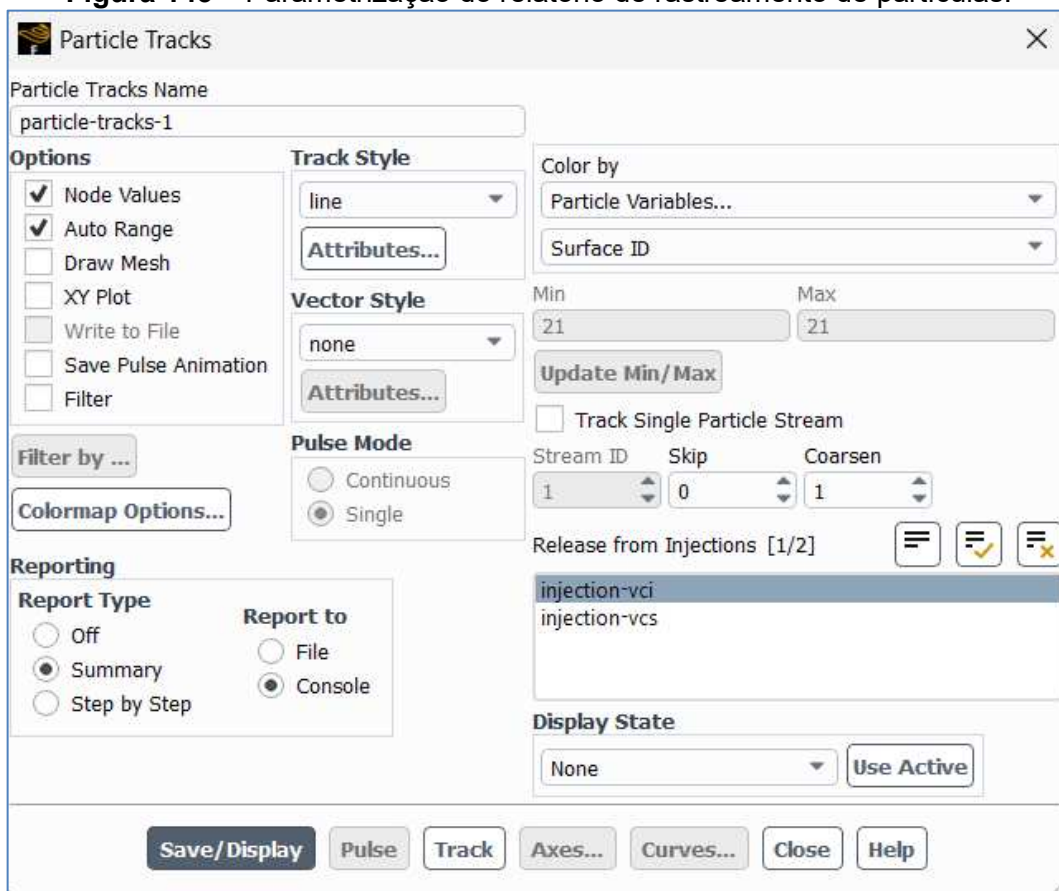
Com a programação do fluxo de partículas inertes para a VCI e VCS realizada, basta dar continuidade às programações da simulação para que, ao fim, um relatório da quantidade de partículas que entraram e saíram seja obtido.

Com o cálculo das equações realizado, as partículas já podem ser rastreadas e os relatórios gerados, conforme parametrização demonstrada na **Figura 143**.

Ao realizar a seleção *Save/Display* (**Figura 143**), o console normalmente exibe a mensagem de que “os resumos por zona de injeção não estão disponíveis” (**Figura 144**). Neste alerta, o console imprime na tela qual é o comando de ativação (*report/dpm-zone-summaries-per-injection*), o tempo decorrido para a passagem das partículas na geometria, a quantidade de partículas que entraram e a soma da massa das partículas que entraram e saíram da geometria.

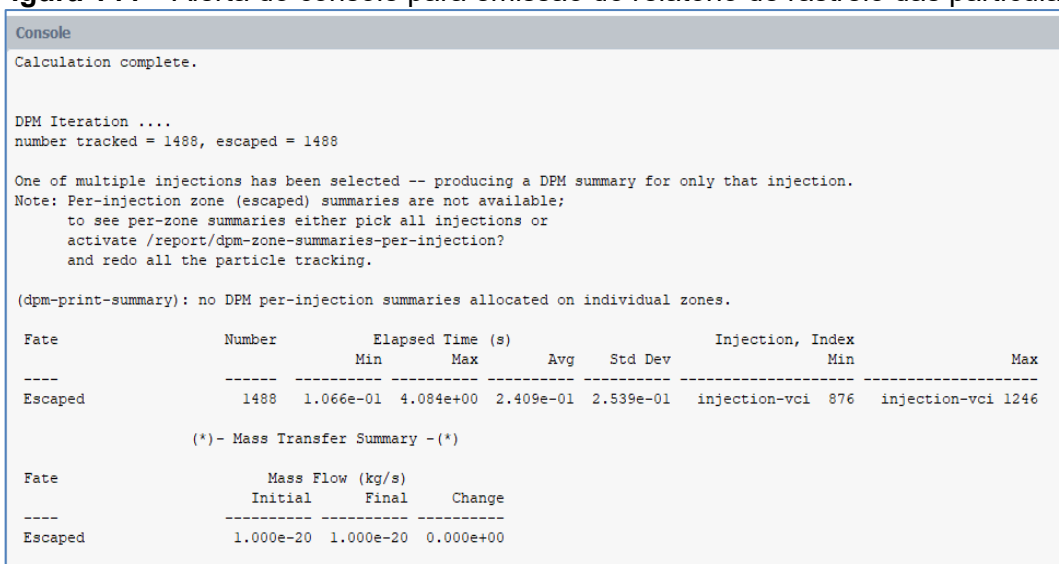
Por fim, com o comando ativo, o console imprime os resultados do rastreamento das partículas. Estando com o conjunto de parâmetros identificados, antes de realizar as simulações, é preciso entender quais equações serão resolvidas pelo método dos volumes finitos.

Figura 143 – Parametrização do relatório de rastreamento de partículas.



Fonte: O autor (2023).

Figura 144 – Alerta do console para emissão do relatório de rastreamento das partículas.



Fonte: O autor (2023).

Para exemplificar, por fim, foram obtidos os rastreamentos de partículas para a simulação 1A. Foram injetadas 1.488 partículas na veia cava inferior (**Figura 145**) e 992 na veia cava superior para a simulação 1C (**Figura 146**).

Figura 145 – Rastreamento de partículas da VCI – Simulação 1A.

Console								
DPM Iteration								
number tracked = 1488, escaped = 1488								
One of multiple injections has been selected -- producing a DPM summary for only that injection.								
Fate	Number	Elapsed Time (s)				Injection, Index		
		Min	Max	Avg	Std Dev	Min	Max	
Escaped - Zone 7	70	2.291e-01	5.079e-01	2.893e-01	6.814e-02	injection-vci	194	injection-vci 278
Escaped - Zone 8	17	3.006e-01	8.944e-01	4.023e-01	1.354e-01	injection-vci	834	injection-vci 298
Escaped - Zone 9	9	3.291e-01	4.940e-01	4.031e-01	5.896e-02	injection-vci	533	injection-vci 1077
Escaped - Zone 10	31	3.148e-01	1.317e+00	4.958e-01	2.073e-01	injection-vci	444	injection-vci 1245
Escaped - Zone 11	7	4.315e-01	1.083e+00	6.904e-01	1.942e-01	injection-vci	1175	injection-vci 1217
Escaped - Zone 12	11	3.355e-01	4.375e-01	3.638e-01	2.766e-02	injection-vci	884	injection-vci 937
Escaped - Zone 13	37	2.870e-01	1.406e+00	3.875e-01	2.062e-01	injection-vci	723	injection-vci 1246
Escaped - Zone 14	74	2.799e-01	7.263e-01	4.181e-01	1.045e-01	injection-vci	380	injection-vci 1034
Escaped - Zone 15	64	3.279e-01	1.143e+00	4.716e-01	1.678e-01	injection-vci	294	injection-vci 127
Escaped - Zone 16	85	2.874e-01	1.090e+00	3.863e-01	1.399e-01	injection-vci	1005	injection-vci 835
Escaped - Zone 17	207	2.484e-01	1.144e+00	3.323e-01	1.056e-01	injection-vci	130	injection-vci 465
Escaped - Zone 18	68	2.998e-01	1.428e+00	5.630e-01	2.242e-01	injection-vci	327	injection-vci 1249
Escaped - Zone 19	98	2.843e-01	1.564e+00	4.167e-01	1.623e-01	injection-vci	882	injection-vci 1254
Escaped - Zone 20	42	3.298e-01	8.137e-01	4.046e-01	9.366e-02	injection-vci	890	injection-vci 253
Escaped - Zone 21	175	3.342e-01	2.768e+00	5.017e-01	2.268e-01	injection-vci	1068	injection-vci 1248
Escaped - Zone 22	98	3.062e-01	1.271e+00	5.411e-01	1.880e-01	injection-vci	722	injection-vci 1368
Escaped - Zone 23	68	3.464e-01	1.534e+00	6.112e-01	2.556e-01	injection-vci	244	injection-vci 658
Escaped - Zone 24	100	3.778e-01	2.383e+00	5.813e-01	2.850e-01	injection-vci	824	injection-vci 853
Escaped - Zone 25	30	3.650e-01	1.678e+00	5.380e-01	3.409e-01	injection-vci	865	injection-vci 412
Escaped - Zone 26	197	3.416e-01	3.732e+00	6.950e-01	5.108e-01	injection-vci	509	injection-vci 1251

Fonte: O autor (2023).

Figura 146 – Rastreamento de partículas da VCS – Simulação 1A.

Console								
DPM Iteration								
number tracked = 992, escaped = 992								
One of multiple injections has been selected -- producing a DPM summary for only that injection.								
Fate	Number	Elapsed Time (s)				Injection, Index		
		Min	Max	Avg	Std Dev	Min	Max	
Escaped - Zone 7	91	1.636e-01	6.140e-01	2.227e-01	6.731e-02	injection-vcs	420	injection-vcs 838
Escaped - Zone 8	87	1.662e-01	5.220e-01	2.537e-01	7.640e-02	injection-vcs	437	injection-vcs 846
Escaped - Zone 9	53	2.505e-01	1.008e+00	4.095e-01	1.647e-01	injection-vcs	454	injection-vcs 636
Escaped - Zone 10	29	2.651e-01	1.100e+00	3.965e-01	1.865e-01	injection-vcs	36	injection-vcs 700
Escaped - Zone 11	26	2.612e-01	1.913e+00	3.909e-01	3.187e-01	injection-vcs	294	injection-vcs 735
Escaped - Zone 12	69	2.535e-01	1.114e+00	3.577e-01	1.509e-01	injection-vcs	400	injection-vcs 109
Escaped - Zone 13	66	2.045e-01	7.270e-01	2.808e-01	9.222e-02	injection-vcs	575	injection-vcs 767
Escaped - Zone 14	243	2.018e-01	9.131e-01	3.040e-01	1.153e-01	injection-vcs	247	injection-vcs 742
Escaped - Zone 15	322	2.505e-01	1.837e+00	3.865e-01	1.473e-01	injection-vcs	240	injection-vcs 746
Escaped - Zone 23	1	5.022e-01	5.022e-01	5.022e-01	0.000e+00	injection-vcs	147	injection-vcs 147
Escaped - Zone 24	2	4.954e-01	4.983e-01	4.969e-01	1.426e-03	injection-vcs	354	injection-vcs 485
Escaped - Zone 26	3	5.234e-01	1.337e+00	8.366e-01	3.576e-01	injection-vcs	504	injection-vcs 149

Fonte: O autor (2023).

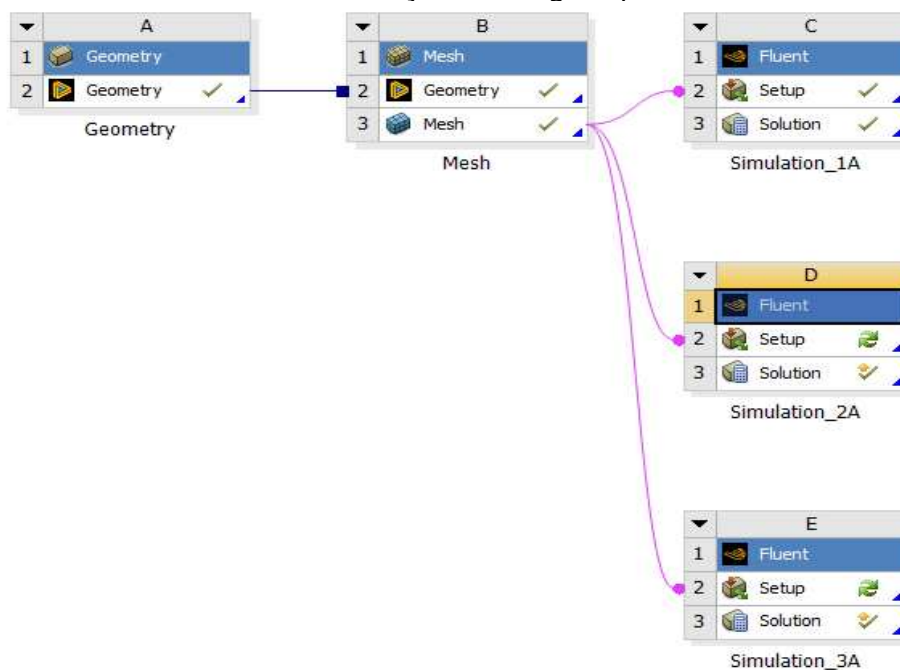
APÊNDICE G – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME PERMANENTE – VASOS RÍGIDOS

Para a realização das simulações, uma árvore de projetos foi montada no *Workbench*. Inicialmente, com a introdução da geometria lapidada, uma caixa do Ansys® Mesh 2022 R2 foi incorporada ao projeto. Após esta fase, uma caixa do Ansys® Fluent 2022 R2 foi interligada à caixa do Ansys® Mesh 2022 R2 para cada uma das simulações. Esta é uma forma de organizar as simulações. Até mesmo no caso de ser necessário alterar a geometria ou a malha, essa alteração será exportada para todas as simulações, bastando apenas ativar o *Update* (Figura 147).

Nas simulações deste trabalho não serão considerados os efeitos da gravidade. Esse efeito não influenciará no resultado e, portanto, será desconsiderado. O *solver* utilizado será baseado em pressão, uma vez que há baixo número de *Mach*. O escoamento foi alterado para laminar e regime permanente.

Como nessa simulação o sangue foi considerado um fluido newtoniano, foi considerada uma viscosidade constante de 0,004 kg/(m/s) além da densidade de 1.060 kg/m³.

Figura 147 – *Workbench* das simulações em regime permanente e vasos rígidos.



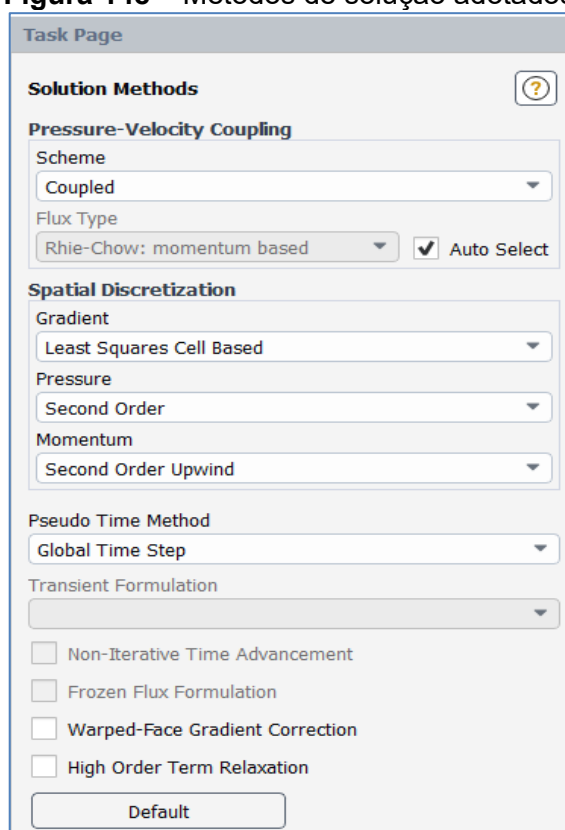
Fonte: O autor (2023).

As velocidades de entrada e pressões de saída serão extraídas do **Quadro 27**, localizado no subcapítulo 4.2.4. A pressão de saída será considerada uma condição de operação para todo o sistema. Já para as paredes do domínio fluido, foi considerada a condição de não deslizamento.

O *solver* sugerido para solucionar estas simulações foi o *COUPLED*, mais robusto; e os métodos de discretização espacial foram ilustrados na **Figura 148**.

O método *SIMPLE* também foi testado, podendo ser utilizado em simulações com atenção aos coeficientes de relaxação.

Figura 148 – Métodos de solução adotados.



Fonte: O autor (2023).

Os controles de relaxação foram mantidos conforme o padrão do Ansys® Fluent 2022 R2. Caso haja problemas com a convergência, esse padrão poderá ser alterado (**Figura 149**).

É importante sempre criar relatórios para a conferência da convergência durante a simulação. Serão criados três relatórios de monitoramento: um relatório de vazão na APE, um na APD e um de pressão na entrada das cavas. Tanto para as equações de continuidade quanto de quantidade de movimento, foi considerado o valor do resíduo de 0,001. Esse valor deverá ser diminuído quando for atingido esse

resíduo, e os relatórios de monitoramento demonstrarem que a variável ainda não convergiu.

Figura 149 – Controles de relaxação adotados.



Fonte: O autor (2023).

A inicialização será híbrida e, para o cálculo da solução, o número de iterações adotado será de 300. Havendo convergência, a simulação estará concluída, devendo-se, nesse momento, realizar a análise dos resultados.

Para a próxima simulação, o fluido deixa de ser newtoniano e passa a ser não newtoniano. Neste caso, a alteração se dá na configuração do material, alterando sua viscosidade de constante para o modelo a que mais se adapte ao material. Para o sangue, conforme já descrito nesta tese no subcapítulo 2.4.2, dois modelos são utilizados: o Carreau-Yasuda e o Cason. Para esta tese, será utilizado o modelo de Carreau por ser mais amplamente citado e robusto. Os valores das variáveis de Carreau foram descritos no subcapítulo 4.2.4.

Já para a terceira e última simulação dessa etapa, o fluido retorna como newtoniano, e o que altera é o escoamento de laminar para turbulento. Para o escoamento turbulento, a escolha pelo modelo foi descrita no subcapítulo 2.6.3, sendo o $k-\omega$ SST o mais robusto (ANSYS®, 2023).

No Ansys® Fluent 2022 R2, não é possível realizar simulações de materiais não newtonianos turbulentos com as configurações pré-programadas. Para realizar esse tipo de simulação, é necessário fazer uma UDF (*User-Defined Functions*) programada pelo usuário.

APÊNDICE H – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME TRANSIENTE – VASOS RÍGIDOS

Todas as programações para as simulações propostas neste subcapítulo são idênticas às do capítulo anterior, incluindo a criação da mesma árvore de projeto, diferindo apenas na entrada das velocidades pulsáteis da VCI e VCS. Esse perfil pulsátil foi adotado conforme descrito no subcapítulo 4.2.4.

Para a entrada no sistema do perfil pulsátil, é descrito o comando “file” no console e depois “read-transient-table”. O console solicita o caminho que leva ao arquivo salvo e o nome seguido da extensão txt. Após isso, o programa lê o arquivo e grava. Isso deverá ser feito para o perfil da VCI e da VCS (**Figura 150**).

Figura 150 – Entrada do perfil pulsátil ao Ansys® Fluent 2022 R2.



```

Console

/file> Information: Report Plot(s) pressure-inlet-rplot, ape-out-flow-rplot, apd-out-flow-rplot, pressure-vcs-inlet-rplot
updated to get data every time-step.
Information: Report File(s) pressure-inlet-rfile, ape-out-flow-rfile, apd-out-flow-rfile, pressure-vcs-inlet-rfile updated
to get data every time-step.

auto-save/          read-field-functions  stop-journal
binary-legacy-files? read-injections       stop-macro
cffi-files?         read-journal          stop-transcript
cffi-options/      read-macros           sync-workbench
close-without-save read-profile          table-manager/
confirm-overwrite? read-settings         transient-export/
define-macro        read-transient-table  write-boundary-mesh
execute-macro       reload-setup          write-case
export/             replace-mesh          write-cleanup-script
import/             set-batch-options    write-field-functions
interpolate/        set-idle-timeout     write-injections
load-act-tool       set-tui-version      write-macros
read-case           show-configuration   write-pdat?
read-case-data      solution-files/      write-settings
read-case-info      start-journal
read-data           start-transcript

/file> read-transient-table
transient-table file name [] C:\Users\Alien-Duarte\Desktop\00_Ansys_ESS_Treinamento\xx_Modelos\04_Projeto
\C_0063\IVC_Profile_Rest_c.txt

Reading "C:\Users\Alien-Duarte\Desktop\00_Ansys_ESS_Treinamento\xx_Modelos\04_Projeto\C_0063\IVC_Profile_Rest_c.txt"...

Reading transient profile file...
62 "IVCT" transient-profile points time, velocity,.
  
```

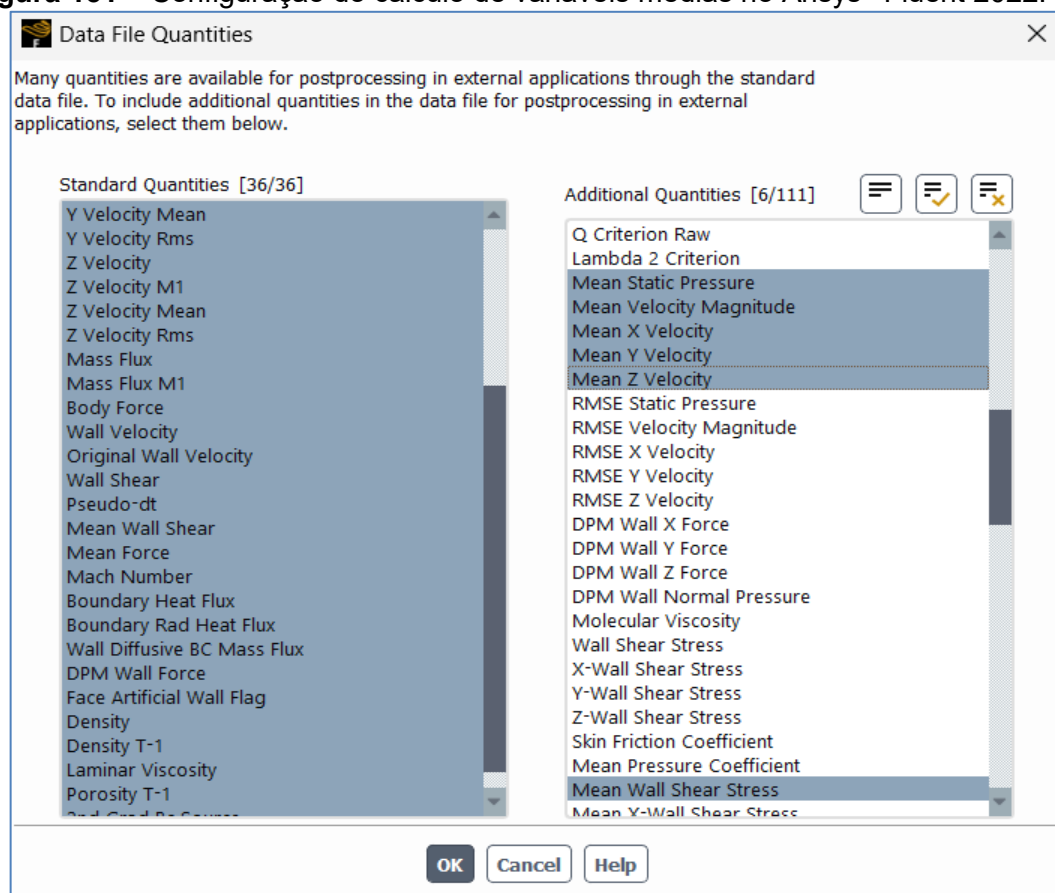
Fonte: O autor (2023).

A inicialização híbrida é rodada e o *Run Calculation* habilitado ao *solver* para realizar os cálculos de algumas variáveis médias ao tempo. Para isso, deve-se habilitar a opção *Data Sampling for Time Statistics*. Em *Data File Quantities*, deve-se escolher quais são as variáveis que se deseja que o algoritmo calcule (**Figura 151**).

Para este caso, foram escolhidas as seguintes variáveis: *Mean Static Pressure* (pressão média), *Mean Velocity Magnitude* (velocidade média) e *Mean Wallshear Stress* (tensão média de cisalhamento na parede). As quantidades *Mean X Velocity*,

Mean Y Velocity e *Mean Z Velocity* também deverão ser escolhidas, uma vez que ao término do processamento serão necessárias para fins comparativos com as simulações do regime permanente, o cálculo da média da velocidade pelo tempo. Essa média será calculada no CFD-Post mediante este conjunto de variáveis.

Figura 151 – Configuração do cálculo de variáveis médias no Ansys® Fluent 2022. R2.

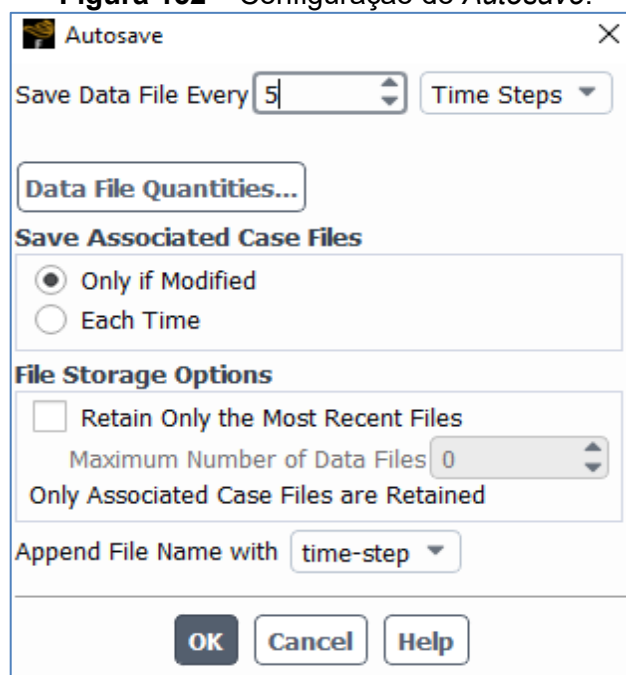


Fonte: O autor (2023).

Por se tratar de simulações com custo computacional razoável, é importante configurar o salvamento dos resultados parciais. Em *Calculation Activities/autosave*, é identificado o número do passo de tempo para que esse salvamento ocorra. Para o nosso caso, será configurado para o *solver* salvar o resultado a cada cinco passos de tempo, pois o salvamento a cada passo de tempo é altamente custoso computacionalmente (**Figura 152**).

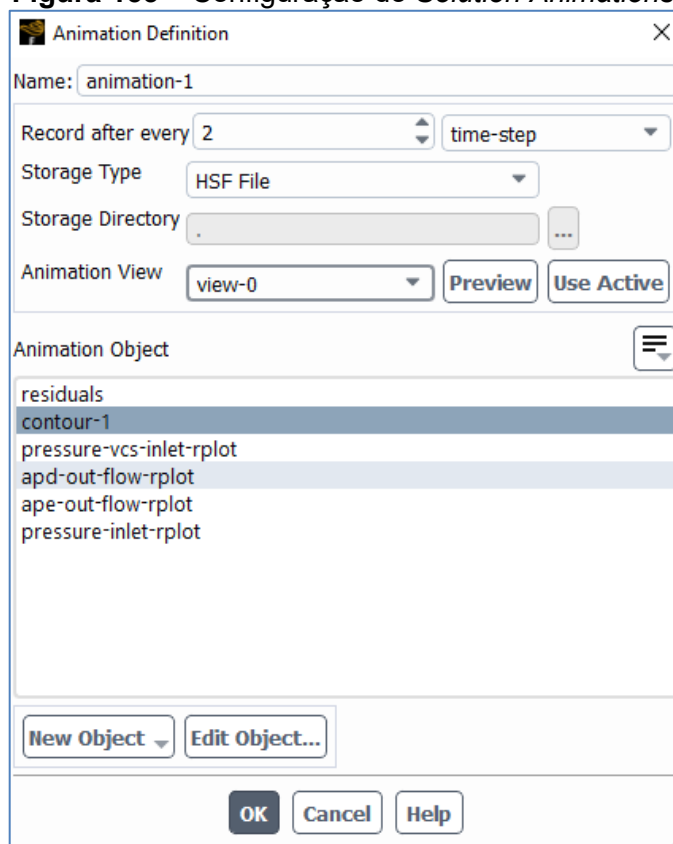
É importante criar animações que possam ser alteradas no decorrer do cálculo do problema, para que haja monitoramento simultâneo. Para este trabalho, foi criado um contorno de pressão na parede dos vasos. Depois, esse contorno foi animado e escolhido para ser visualizado a cada dois passos de tempo (**Figura 153**).

Figura 152 – Configuração do *Autosave*.



Fonte: O autor (2023).

Figura 153 – Configuração do *Solution Animations*.



Fonte: O autor (2023).

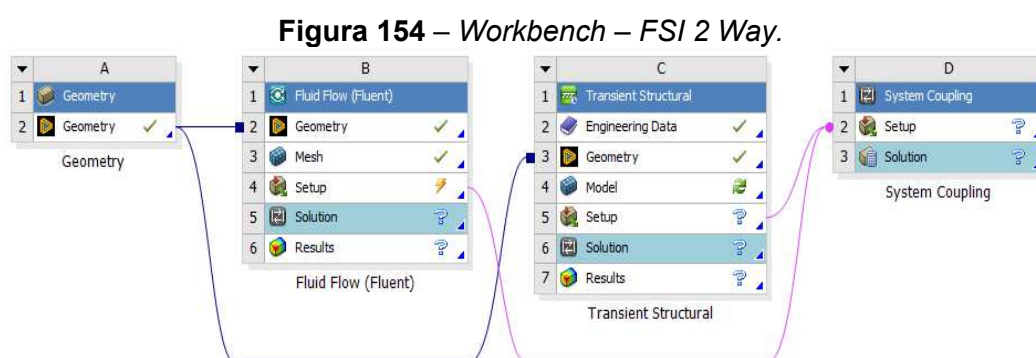
Por fim, serão definidos os passos de tempo. O intervalo de tempo da simulação, ou passo de tempo, faz-se necessário, pois ele está inteiramente ligado à malha escolhida. Nesse contexto, uma escolha inadequada de um pequeno passo de tempo pode gerar um custo computacional desnecessário, inviabilizando computacionalmente a simulação. Por outro lado, um elevado passo de tempo pode não captar a curva de resultados de forma adequada, inviabilizando a qualidade dos resultados gerados pela simulação.

Como o perfil pulsátil tem o tempo total de 2,8 segundos, para um passo de tempo de 0,01 segundo, por exemplo, são necessários 280 passos de tempo para se atingir o perfil completo. Configurando para as 300 iterações máximas, conclui-se a parametrização do *solver*.

APÊNDICE I – SIMULAÇÃO EM VOLUMES FINITOS – REGIME TRANSIENTE – VASOS FLEXÍVEIS

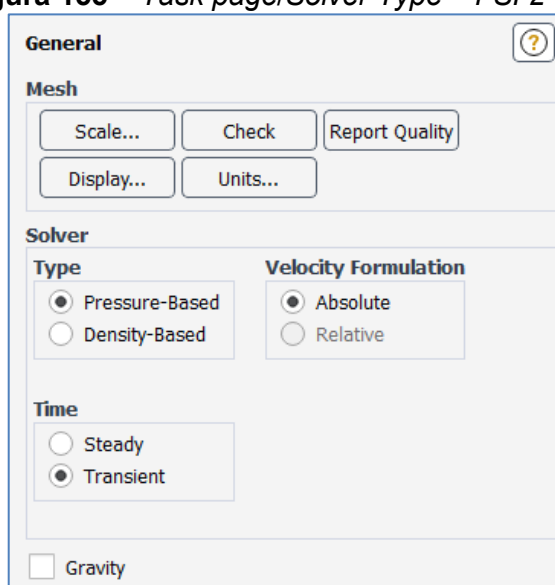
Para a simulação em duas vias, foi necessário importar, no Ansys® Workbench 2022 R2, a geometria e realizar a malha, conforme já descrito no subcapítulo 4.2.2. Amarrado a este componente, foi inserido o bloco do Ansys® *Transient Structural* e o Ansys® *System Coupling*. A geometria é vinculada às geometrias do Ansys® Fluent 2022 R2 e do Ansys® *Transient Structural*; e os *Setups* do Ansys® Fluent 2022 R2 e do Ansys® *Transient Structural* ao *Setup* do Ansys® *System Coupling* (**Figura 154**).

Na página de tarefas, obrigatoriamente é indicado que a simulação é transiente, mantendo o solucionador baseado na pressão e a formulação da velocidade absoluta, sem ativar a gravidade (**Figura 155**).



Fonte: O autor (2023).

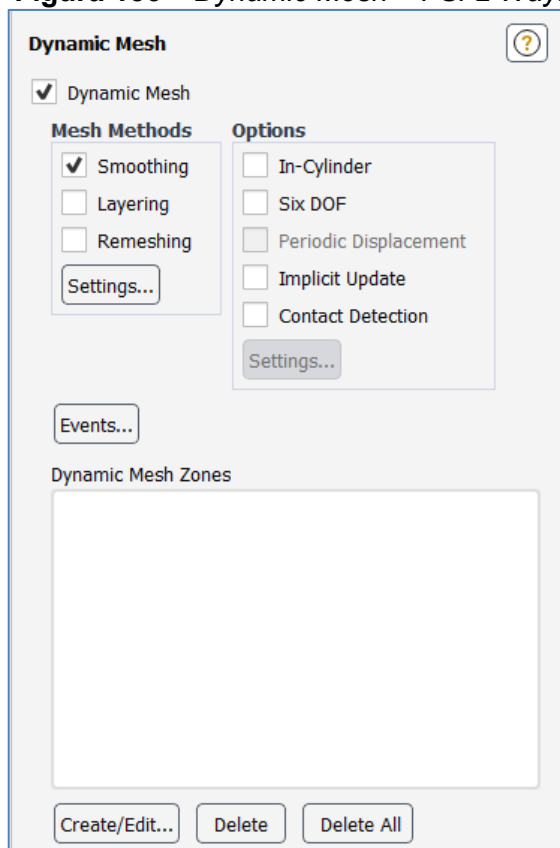
Figura 155 – Task page/Solver Type – FSI 2 Way.



Fonte: O autor (2023).

Inicialmente, são esperadas baixas deformações nas malhas devido às tensões exercidas. Portanto, ao ativar o *Dynamic Mesh*, o método escolhido é o *Smoothing*, que não refaz malhas devido às pequenas deformações. Caso seja observada a necessidade de alterar a malha devido às deformações, o método sugerido é o *Remeshing* (**Figura 156**).

Figura 156 – *Dynamic Mesh – FSI 2 Way*.



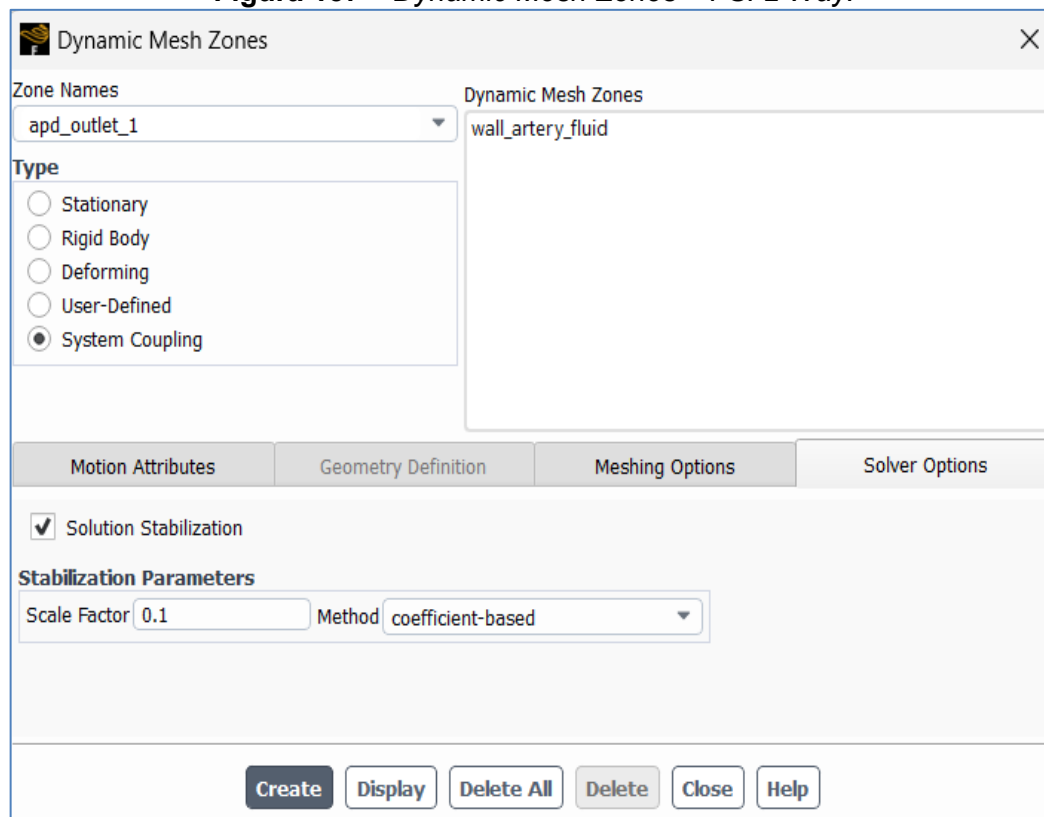
Fonte: O autor (2023).

Em *Create/Edit* (**Figura 156**), são criadas as regras para acompanhamento da malha na fronteira. A parede do domínio fluido é considerada uma zona de malha dinâmica do tipo *System Coupling*. Já o próprio domínio fluido é considerado como *Deforming*, indicando que poderá haver deformação nesta região. Para o *Solver Options*, pode-se flegar o campo de estabilização da solução. Quanto menor o valor do fator de escala, mais estabilizada tende a ser a convergência (**Figura 157**).

Com o modelo de turbulência considerado, será criado o material *Blood* com características newtonianas, assim como foi feito nas primeiras simulações.

Os perfis de velocidade da VCI e VCS são lidos no console comando (`/file> read-transient-table`) e amarrado às entradas em *Boundary Conditions*.

Figura 157 – *Dynamic Mesh Zones – FSI 2 Way.*



Fonte: O autor (2023).

Em cada saída, mantém-se a pressão zero, modificando apenas as Condições de Pressão de Operação, igual a 1.333,22 Pa. Essa pressão poderia ter sido colocada em cada saída da geometria. A única diferença seria que a leitura futura da pressão de entrada não seria mais o ΔP , mas sim a pressão absoluta.

Alguns monitores deverão ser criados para o controle da convergência, como pressão na entrada pela média ponderada da área, tensão média de cisalhamento na parede dos vasos sanguíneos e velocidade de saída, entre outros.

Em *Run Calculation*, não serão mais colocados os números dos passos de tempo, pois esse número será controlado pelo *System Coupling*, uma vez que se trata de FSI. Mesmo os dados de tempo sendo controlados pelo *System Coupling*, esses números deverão ser obrigatoriamente diferentes de zero. O número importante a ser preenchido em *Run Calculation* é o número máximo de iterações por passo de tempo, que é lido pelo *System Coupling*. Para esta tese, o número adotado e verificado é de 300 (Figura 158).

Figura 158 – Definição do *Run Calculation* – *FSI 2 Way*.

The image shows a software dialog box titled "Run Calculation" with a help icon in the top right corner. At the top, there are two buttons: "Check Case..." and "Preview Mesh Motion...". Below these are three sections:

- Time Advancement:** Contains two dropdown menus. "Type" is set to "Fixed" and "Method" is set to "User-Specified".
- Parameters:** Contains five input fields:
 - "Number of Time Steps": 1
 - "Time Step Size [s]": 1
 - "Max Iterations/Time Step": 300
 - "Reporting Interval": 1
 - "Profile Update Interval": 1
- Options:** Contains two unchecked checkboxes: "Extrapolate Variables" and "Report Simulation Status".

Fonte: O autor (2023).

A inicialização híbrida é rodada e, em *Run Calculation*, foi habilitado o *solver* para realizar os cálculos de algumas variáveis médias ao tempo. Para isso, deve-se habilitar a opção *Data Sampling for Time Statistics* e, em *Data File Quantities*, escolher quais são as variáveis que se deseja que o algoritmo calcule (**Figura 151**).

Para este caso, foram escolhidas as seguintes variáveis: *Mean Static Pressure* (pressão média), *Mean Velocity Magnitude* (velocidade média) e *Mean Wallshear Stress* (tensão média de cisalhamento na parede).

Por se tratar de simulações com custo computacional razoável, é importante configurar o salvamento dos resultados parciais. Em *Calculation Activities/autosave*, é identificado o número do passo de tempo para que este salvamento ocorra. Para o nosso caso, será configurado para o *solver* salvar o resultado a cada cinco passos de tempo, pois o salvamento a cada passo de tempo é altamente custoso computacionalmente (**Figura 152**).

As quantidades *Mean X Velocity*, *Mean Y Velocity* e *Mean Z Velocity* também deverão ser escolhidas, uma vez que ao término do processamento serão necessárias para fins comparativos com as simulações do regime permanente, o cálculo da média da velocidade pelo tempo. Essa média será calculada no CFD-Post mediante este conjunto de variáveis.

Agora, em Ansys®*Transient Structural/Engineering Data*, há necessidade de incluir as propriedades dos vasos sanguíneos. Inicialmente, foi utilizado o modelo isotrópico elástico linear e depois o modelo de hiperelásticos Mooney-Rivlin de dois parâmetros. Foram ativadas a Densidade e o Modelo de Elasticidade para a entrada de valores. Foram considerados os seguintes parâmetros para a parede dos vasos sanguíneos (SIMSEK e KWON, 2015):

A. Propriedades elásticas lineares médias (**Figura 159**):

- Densidade da parede do vaso = 1120 kg/m^3 ;
- Módulo de Young = $1,20 \text{ MPa}$;
- Coeficiente de Poisson = $0,49$.

B. Propriedades hiperelásticas médias para o modelo Mooney-Rivlin de dois parâmetros (**Figura 160**):

- $C10 = 0,077 \text{ MPa}$;
- $C20 = 0,836 \text{ MPa}$;
- Parâmetro de incompressibilidade $d = 0,517 \text{ MPa}^{-1}$.

Figura 159 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos – Elástico Linear.

	A	B	C	D	E
1	Contents of Engineering Data			Source	Description
3	Artery_elastic-linear			C:\Users\Alien-D	
Properties of Outline Row 3: Artery_elastic-linear					
	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Density	1120	kg m^{-3}		
4	Isotropic Elasticity				
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio			
6	Young's Modulus	1,2	MPa		
7	Poisson's Ratio	0,49			
8	Bulk Modulus	$2\text{E}+07$	Pa		
9	Shear Modulus	$4,0268\text{E}+05$	Pa		

Fonte: O autor (2023).

Figura 160 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos e gráfico de tensão x deformação para o modelo – Hiperelásticos Mooney-Rivlin de dois parâmetros.

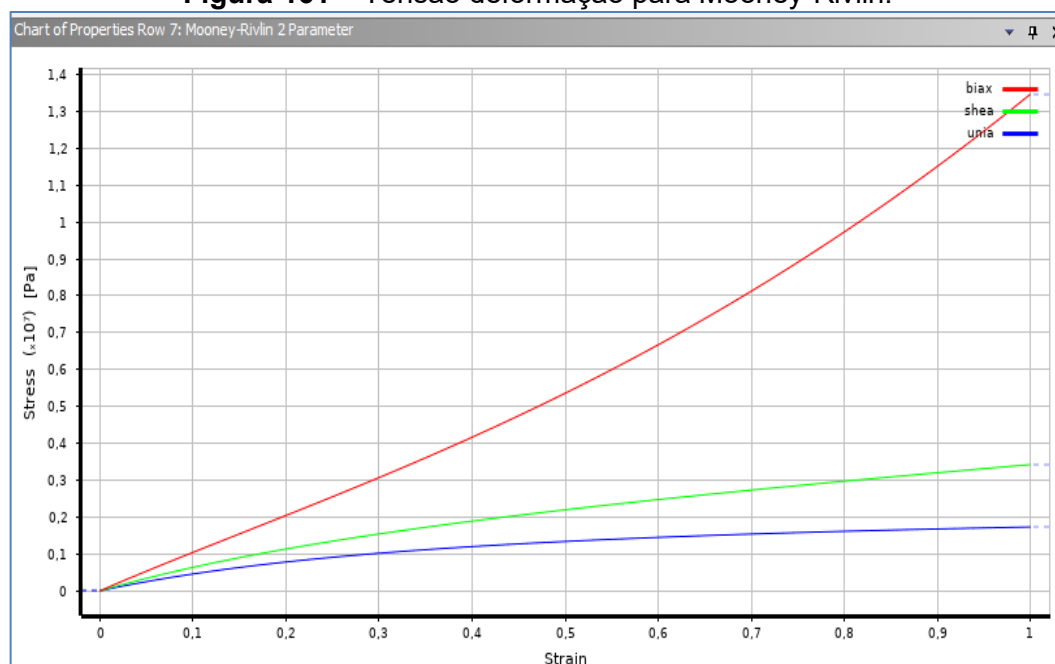
The screenshot shows the ANSYS Engineering Data interface. On the left is a 'Toolbox' with categories like 'Curve Fitting', 'Physical Properties', 'Linear Elastic', 'Hyperelastic Experimental Data', and 'Hyperelastic'. Under 'Hyperelastic', the 'Mooney-Rivlin 2 Parameter' model is selected. The main window, 'Outline of Schematic G2: Engineering Data', displays a table of properties for the 'Artery_hyperelastic' material. The 'Properties of Outline Row 4: Artery_hyperelastic' table is as follows:

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Density	1120	kg m...		
4	Mooney-Rivlin 2 Parameter				
5	Material Constant C10	0,077	MPa		
6	Material Constant C01	0,836	MPa		
7	Incompressibility Parameter D1	0,517	MPa...		

Fonte: O autor (2023).

Com a programação do modelo de Mooney-Rivlin, é possível plotar o gráfico tensão pela deformação, conforme ilustra a **Figura 161**.

Figura 161 – Tensão deformação para Mooney-Rivlin.



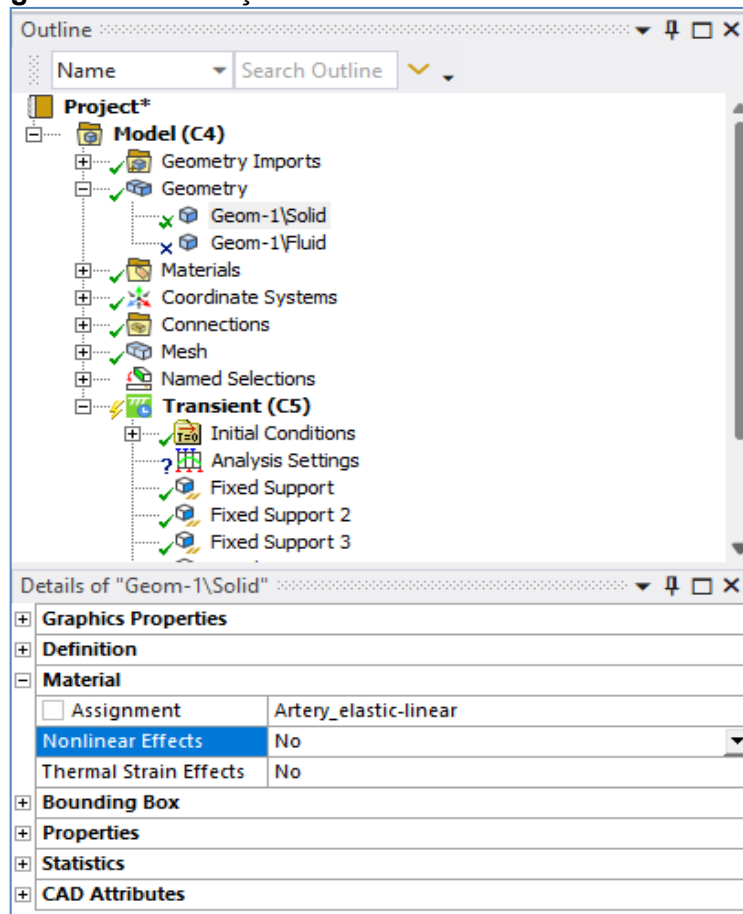
Fonte: O autor (2023).

Em Ansys® *Transient Structural*, o domínio fluido é suprimido, deixando ativa apenas a geometria dos vasos. Dependendo do modelo de elasticidade, escolhe-se o material. Nos dois casos de elasticidade, para o tipo elástico linear o material foi nomeado como *Artery_elastic-linear*; já para o modelo hiperelástico, o material foi

nomeado como *Artery_hyperelastic*, onde deverá ser escolhido conforme o tipo de análise que se quer realizar.

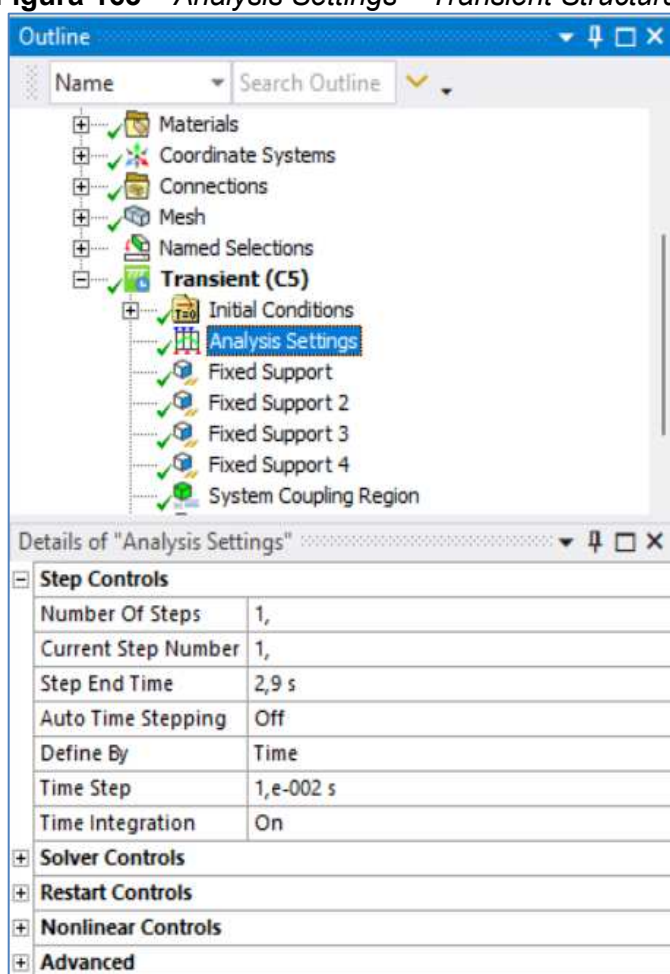
A opção *Nonlinear Effects* deverá ser alterada para “No”, quando a simulação for realizada considerando os vasos com propriedades elásticas lineares. Quando considerados hiperelásticos, essa opção deverá ser alterada para “Yes” (**Figura 162**).

Figura 162 – Definição do modelo de elasticidade dos vasos.

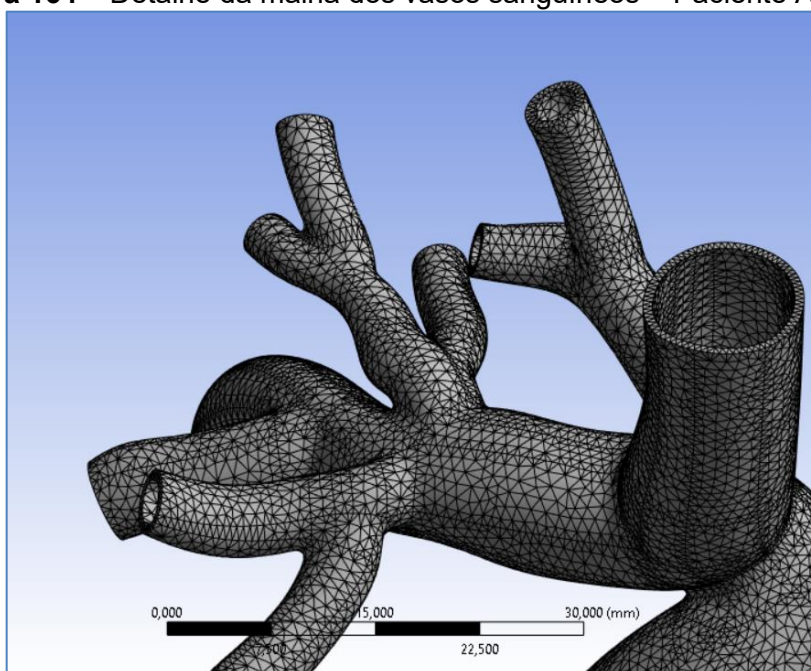


Fonte: O autor (2023).

Em *Transient (G5)/Analysis Settings*, há de se configurar o passo de tempo da simulação. Em *Auto Time Stepping*, configurar em *Off*; em *Step End Time*, indicar o valor do último passo de tempo que, para as simulações transientes deste trabalho é de 2,8 segundos; configurar *Define By*, como *Time* e, por fim, programar o passo de tempo que, conforme o cálculo de Courant, foi de 0,003 segundo (**Figura 163**).

Figura 163 – Analysis Settings – Transient Structural.

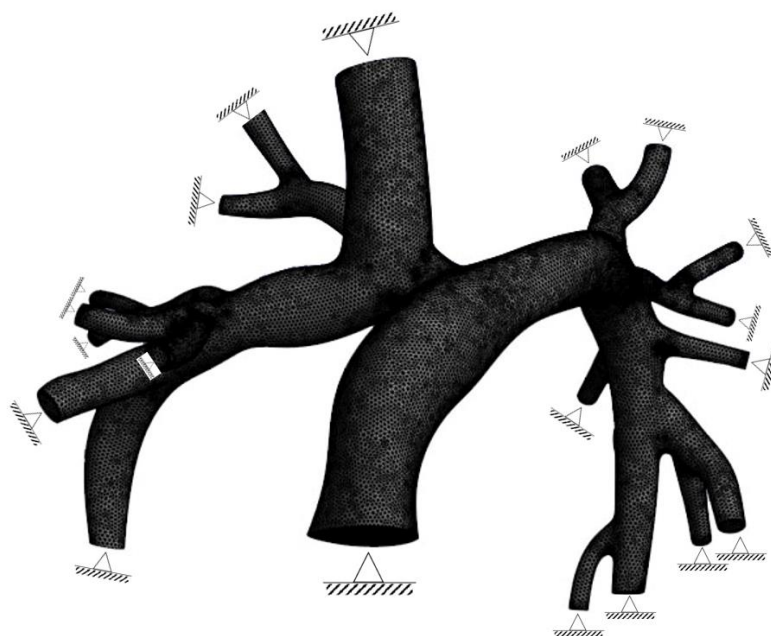
Fonte: O autor (2023).

Figura 164 – Detalhe da malha dos vasos sanguíneos – Paciente A-0063.

Fonte: O autor (2023).

Neste instante, uma nova malha foi realizada com tamanho de elemento de 1,0 mm, diferente do tamanho utilizado para o domínio fluido. Inicialmente, a malha foi idêntica com o intuito de reduzir os erros de interpolação entre os domínios estabelecidos. Porém, na prática, não foi isso que ocorreu. Portanto, uma malha de tamanho maior foi criada, havendo convergência ao fim. Para a geometria do Paciente A-0063, a malha gerada obteve 108.824 elementos e 212.591 nós (**Figura 164**). Os parâmetros de qualidade foram semelhantes aos da malha do domínio fluido, sendo esta sabidamente menos exigente que aquela, por se tratar de elemento sólido.

Figura 165 – Condição de contorno estrutural – Saídas e entradas engastadas – Paciente A-0063.

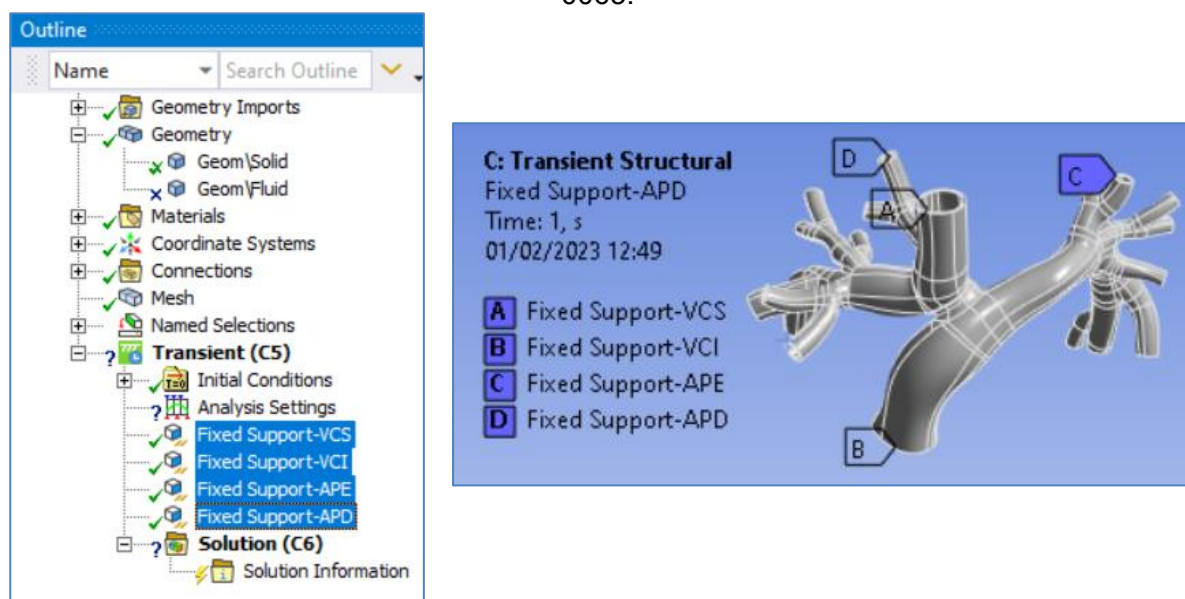


Fonte: O autor (2023).

Como exigência de parâmetros do programa Ansys® 2022 R2 – *Transient Structural*, são necessárias as configurações das condições de contorno estruturais. Desta forma, foram consideradas as extremidades dos vasos sanguíneos como suporte fixo do tipo engaste (**Figura 165**). A região onde o domínio fluido seria conectado aos vasos sanguíneos foi denominada de *Wall_Artery_Fluid*.

Estas restrições são criadas em *Transient (C5)/Insert/Fixed Support* (**Figura 166**). Nesse momento, há tendência de erro, uma vez que são diversas as geometrias a se restringir. A forma mais segura, portanto, seria criar no próprio *SpaceClaim*® 2022 R2 uma *Named Selection* com todas as regiões previamente selecionadas.

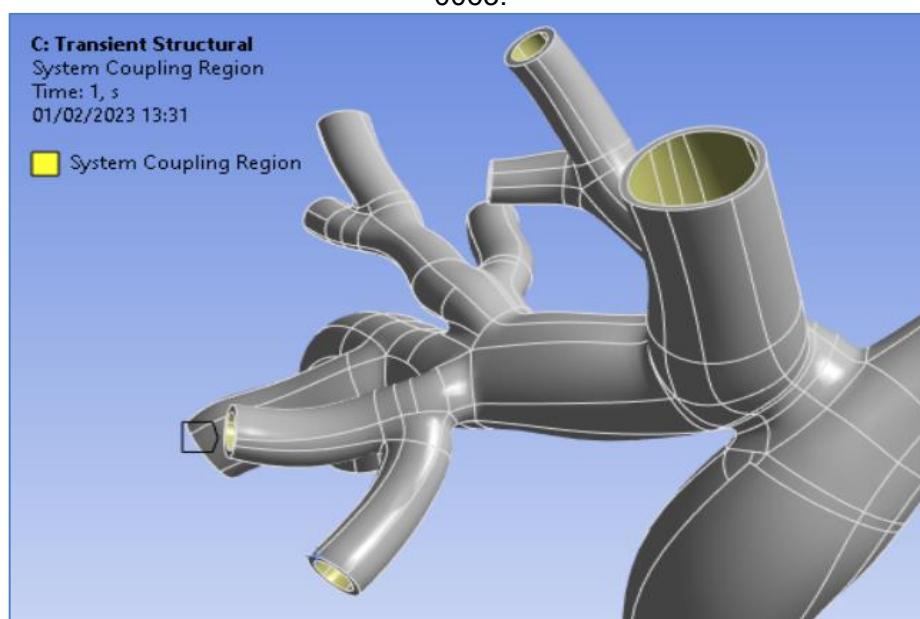
Figura 166 – Restrição de movimentos das entradas e saídas da geometria – Paciente A-0063.



Fonte: O autor (2023).

Neste momento, é necessário criar a conexão entre o Ansys® Fluent 2022 R2, e o Ansys® Mechanical 2022 R2. A forma mais robusta de realizar esse vínculo é em *Transient (C5)/Insert/System Coupling Region* e escolher a região onde haverá a interface entre o domínio fluido e a parede interna dos vasos sanguíneos, que neste caso é a *Wall_Artery_Solid_Internal* (Figura 167). Esse é o ponto chave para permitir a análise FSI-2 Way.

Figura 167 – Detalhe da escolha da região de interface entre os domínios – Paciente A-0063.



Fonte: O autor (2023).

Com todas as programações realizadas até aqui, pode-se sair do Ansys® Mechanical 2022 R2 ativando o *Setup/Update*.

Por fim, o último módulo foi configurado: o Ansys® *System Coupling*. Em *Analysis Settings*, foi configurado o tamanho da simulação em segundos, que no caso é igual a 2,8 segundos, com 0,003 de passo de tempo, conforme a verificação realizada através da *Condição de Courant-Friedrichs-Lewis* calculada no subcapítulo 4.2.6 (**Figura 168**). A quantidade máxima de iteração foi definida como cinco. Caso não haja convergência, tanto o passo de tempo quanto a quantidade máxima de iterações poderão ser reduzidas como tentativa.

Figura 168 – Configuração do *Analysis Settings* – o Ansys® *System Coupling*.

Outline of Schematic D1: System Coupling	
	A
1	System Coupling
2	Setup
3	Analysis Settings
4	Participants
5	Fluid Flow (Fluent)
6	Regions
7	wall_artery_fluid
8	Transient Structural
9	Regions
10	System Coupling Region
11	Data Transfers
12	Execution Control
13	Expert Settings
14	Intermediate Restart Data Output
15	Solution
16	Solution Information
17	System Coupling
18	Chart Monitors

Properties of Analysis Settings		
	A	B
	Property	Value
1	Analysis Type	Transient
2	Initialization Controls	
3	Coupling Initialization	Program Controlled
4	Duration Controls	
5	Duration Defined By	End Time
6	End Time [s]	2,8
7	Step Controls	
8	Step Size [s]	0,003
9	Minimum Iterations	1
10	Maximum Iterations	5

Fonte: O autor (2023).

As transferências de dados entre os solucionadores deverão ser criadas. Para isso, foi selecionada na própria árvore do Ansys® *System Coupling* com o CTRL+ a região da parede do domínio fluido (*Wall_Artery_Fluid*) e a região do *System Coupling*, região essa que foi programada no Ansys® Mechanical 2022 R2 para ser a região entre o domínio fluido e a parede interna dos vasos sanguíneos, que neste caso é a *Wall_Artery_Solid_Internal*. Com o botão direito do *mouse*, selecionou-se o *Create*

Data Transfer, sendo gerados dois novos campos: o *Data Transfer* e o *Data Transfer 2*. Desta forma, a configuração de duas vias foi criada.

O *Data Transfer* vincula a fonte provinda do Ansys® Fluent 2022 R2 com a região *wall_artery_fluid*, cuja variável de transferência é a Força. O alvo está no Ansys® 2022 R2 – *Transient Structural*, na região de transferência *System Coupling Region (Wall_Artery_Solid_Internal)*, com a variável de transferência Força (**Figura 169**).

Figura 169 – Configuração do *Data Transfer* – o Ansys® *System Coupling*.

	A	B
1	Property	Value
2	Source	
3	Participant	Fluid Flow (Fluent)
4	Region	wall_artery_fluid
5	Variable	force
6	Target	
7	Participant	Transient Structural
8	Region	System Coupling Region
9	Variable	Force
10	Data Transfer Control	
11	Transfer At	Start Of Iteration
12	Under Relaxation Factor	1
13	RMS Convergence Target	0,01
14	Ramping	None

Fonte: O autor (2023).

Já a configuração do *Data Transfer 2* é exatamente ao contrário do *Data Transfer*, onde o que era fonte se torna alvo e vice-versa. Outro ponto que se altera é a variável. Para a região fonte, a variável deverá ser o incremento de deslocamento; e para a região alvo será o deslocamento (**Figura 170**). Ativando o botão *Update*, a simulação se iniciará.

Figura 170 – Configuração do *Data Transfer 2* – o Ansys® System Coupling.

The figure displays two screenshots from the Ansys System Coupling software. The left screenshot shows the 'Outline of Schematic D1: System Coupling' with the following structure:

- 1 System Coupling
- 2 Setup
- 3 Analysis Settings
- 4 Participants
- 5 Fluid Flow (Fluent)
- 6 Regions
 - 7 wall_artery_fluid
- 8 Transient Structural
- 9 Regions
 - 10 System Coupling Region
- 11 Data Transfers
 - 12 Data Transfer
 - 13 Data Transfer 2
- 14 Execution Control
 - 15 Expert Settings
 - 16 Intermediate Restart Data Output
- 17 Solution
 - 18 Solution Information
 - 19 System Coupling
 - 20 Chart Monitors

The right screenshot shows the 'Properties of DataTransfer : Data Transfer 2' dialog box with the following configuration:

	A	B
1	Property	Value
2	Source	
3	Participant	Transient Structural
4	Region	System Coupling Region
5	Variable	Incremental Displacement
6	Target	
7	Participant	Fluid Flow (Fluent)
8	Region	wall_artery_fluid
9	Variable	displacement
10	Data Transfer Control	
11	Transfer At	Start Of Iteration
12	Under Relaxation Factor	1
13	RMS Convergence Target	0,01
14	Ramping	None

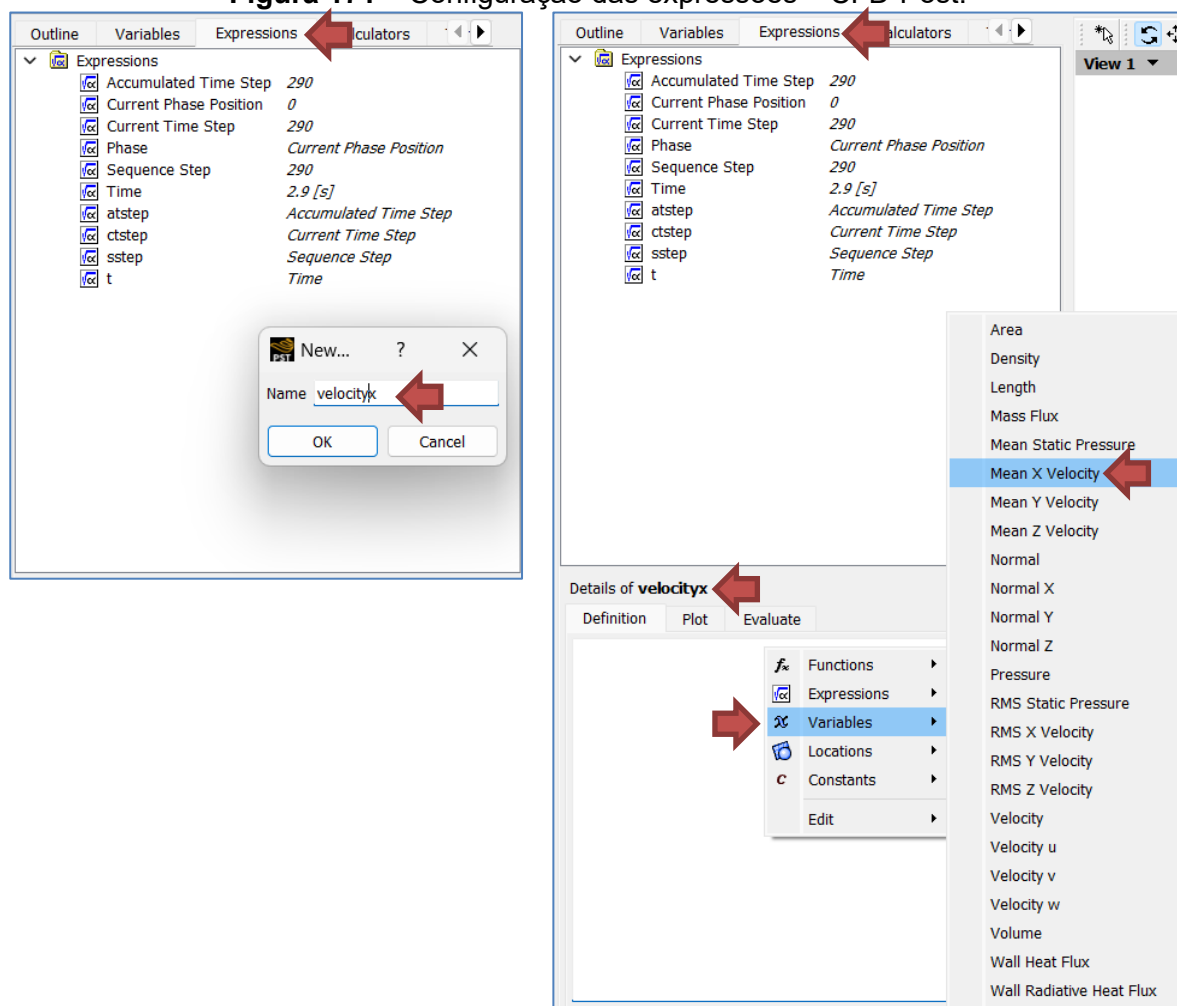
Fonte: O autor (2023).

APÊNDICE J – MÉTODO DE OBTENÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO QUALITATIVA MÉDIA DOS FLUXOS PROVENIENTES DAS VEIAS CAVAS SUPERIOR E INFERIOR ÀS PULMONARES EM ESCOAMENTOS TRANSIENTES

Por se tratar de escoamento transiente, obter a distribuição qualitativa dos fluxos provindos das cavas não é algo elementar. Com o auxílio da CFD-Post, um pós-processador da Ansys®, foram geradas as imagens necessárias.

Com a simulação calculada dentro da CFD-Post, é necessário criar as expressões para as velocidades médias em x, y e z, variáveis essas já previamente calculadas no Ansys® Fluent 2022 R2, em *Run Calculation/Data Quantities*. Para isso, em *Expressions* + botão direito do *mouse*, inserir as expressões: *velocityx*, *velocityy* e *velocityz*. Dentro de cada expressão, há necessidade de se vincular uma variável. Para *velocityx*, vincular *Mean X Velocity*; para *velocityy*, vincular *Mean Y Velocity*; e para *velocityz*, vincular *Mean Z Velocity* (Figura 171).

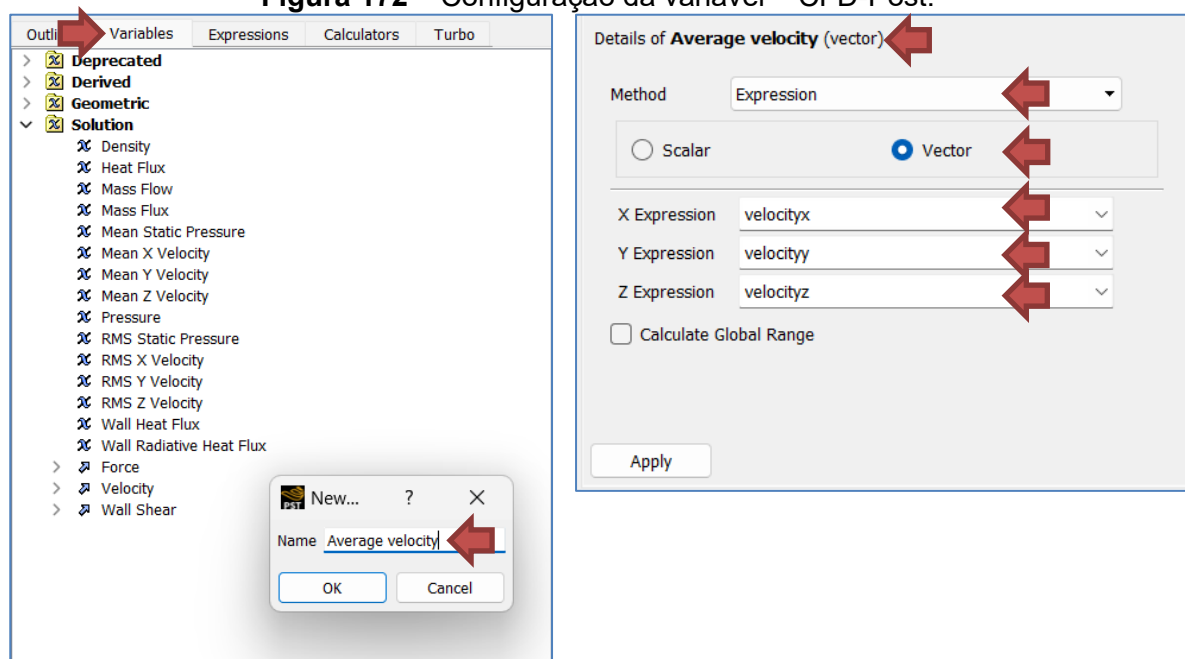
Figura 171 – Configuração das expressões – CFD-Post.



Fonte: O autor (2023).

Com todas as expressões criadas, uma variável única vinculará as três expressões criadas anteriormente. Para isso, em *Variable*, com o nome de *Average velocity*, por exemplo. A partir do método *Expression/Vector*, as três expressões anteriormente criadas serão vinculadas vetorialmente (**Figura 172**).

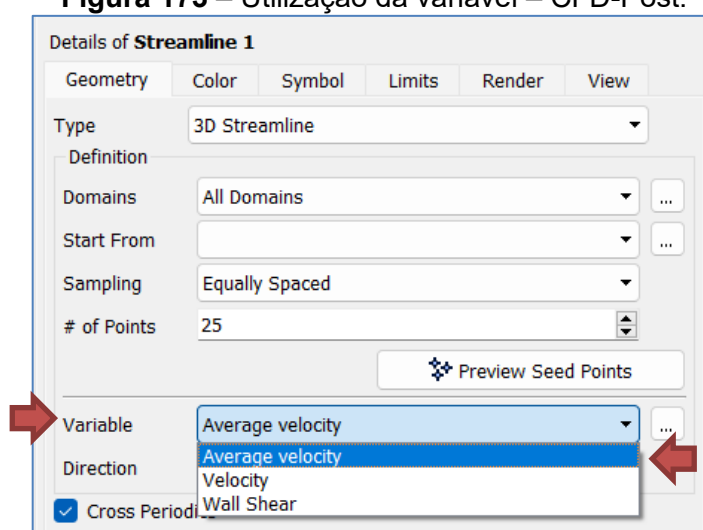
Figura 172 – Configuração da variável – CFD-Post.



Fonte: O autor (2023).

Com a variável criada, é possível plotar qualquer tipo de contorno, vetores e outras visualizações, bastando somente escolher a variável em questão.

Figura 173 – Utilização da variável – CFD-Post.



Fonte: O autor (2023).

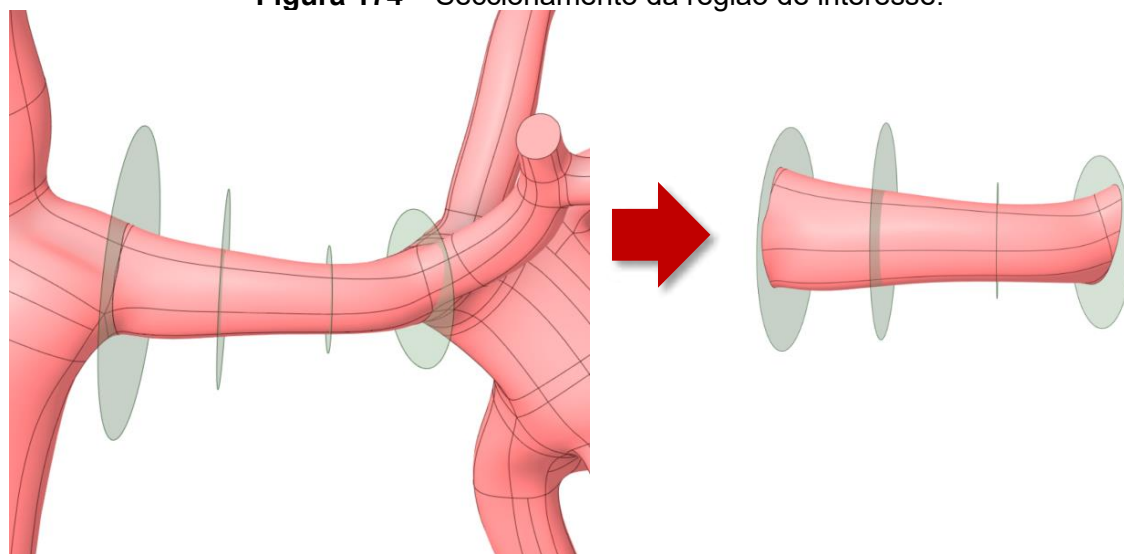
APÊNDICE K – MÉTODO DE MANIPULAÇÃO DE GEOMETRIAS PARA O PCF

Assim como a obtenção das geometrias da região das anastomoses, realizadas para a circulação de Fontan, é um trabalho que demanda experiência e habilidade em ferramentas específicas além de boa noção anatômica da região estudada; para a manipulação destas imagens é primordial o conhecimento destas faculdades, sendo indispensável o acompanhamento de cirurgião experiente no processo.

A manipulação de geometrias é algo realizado com frequência no planejamento cirúrgico de Fontan. Utilizando a ampliação da APE como exemplo, será demonstrado a seguir um método possível para obtenção do objetivo proposto.

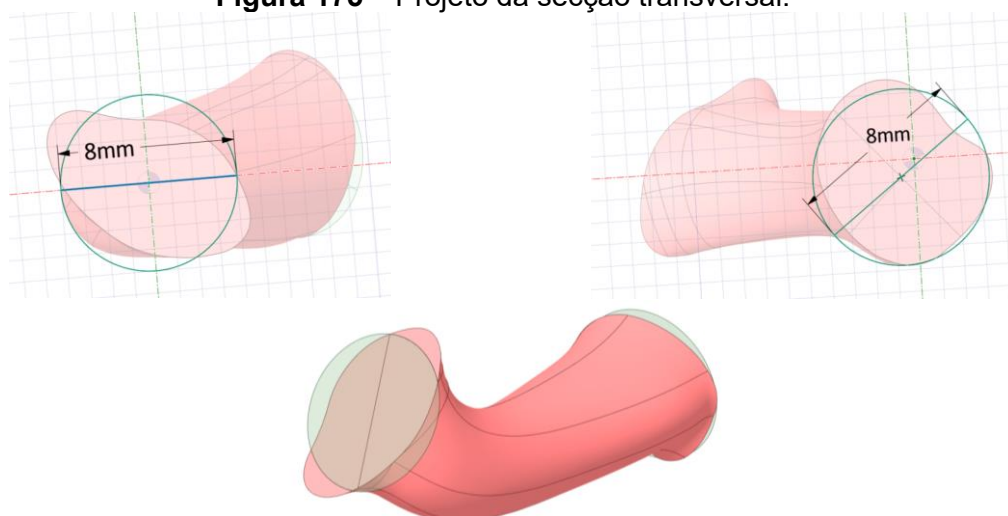
Inicialmente, deve-se identificar a geometria a ser manipulada, segmentando-a em partes para que a seção transversal seja exposta. No Ansys SpaceClaim® 2022 R2, através do comando *Combine*, é feita a secção objetivando o isolamento da geometria a ser alterada (**Figura 174**).

Figura 174 – Seccionamento da região de interesse.



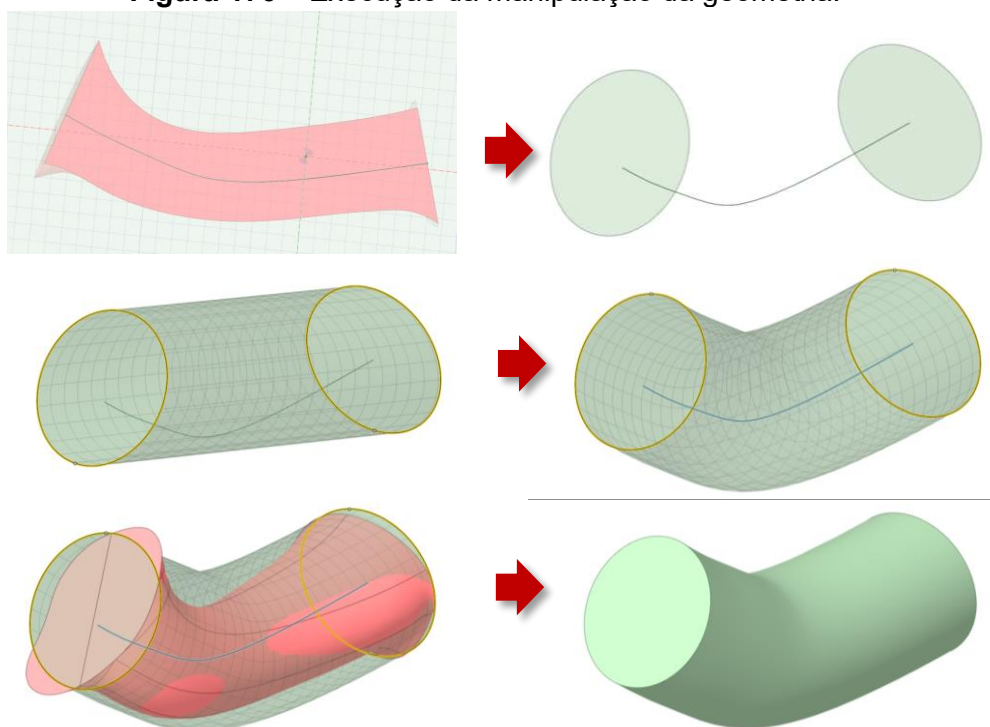
Fonte: O autor (2023).

Com a geometria isolada, através da superfície das seções transversais localizadas nas faces cisalhadas, são desenhadas as seções finais, reduzindo, aumentando ou até mesmo deformando estas regiões. Caso o segmento a ser manipulado seja muito complexo, mais seções podem ser necessárias a fim de se obter um resultado preciso e final (**Figura 175**).

Figura 175 – Projeto da secção transversal.

Fonte: O autor (2023).

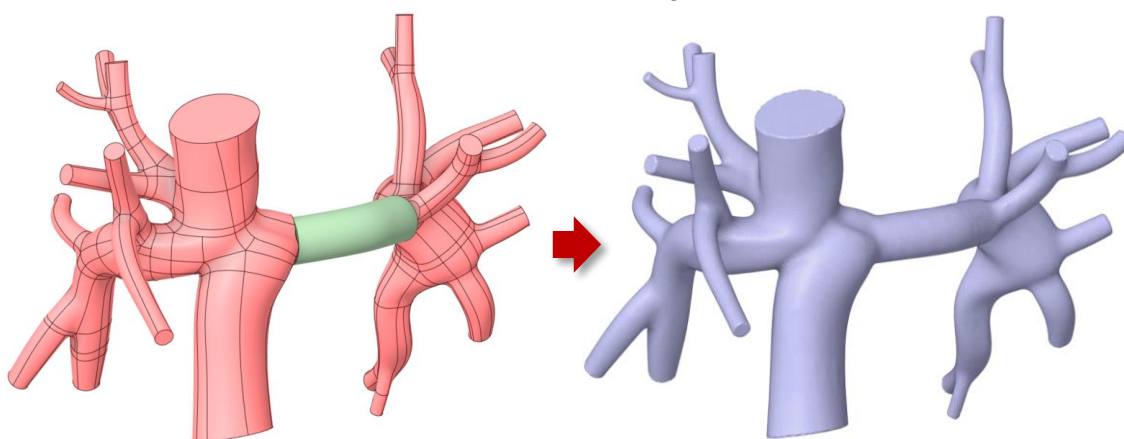
Essas geometrias realizadas serão unidas seguindo um determinado caminho. Para isso, um plano deve cisalhar a superfície em sentido longitudinal para a criação da linha mestra. Com o comando *Blend*, são escolhidas as arestas dos planos e, por fim, selecionando a opção *Select centerline*, é escolhido o caminho que a futura geometria seguirá, concluindo-se a ampliação da região (**Figura 176**).

Figura 176 – Execução da manipulação da geometria.

Fonte: O autor (2023).

Com a geometria manipulada, há a necessidade de realizar a junção das partes cisalhadas inicialmente. Para que a geometria final seja o mais orgânica possível, sem emendas evidentes, o passo escolhido neste trabalho foi a adoção do comando *Shrinkwrap*, com tamanho de 0,5 mm e *keep original bodies* ativado. Ao final, cada superfície mais grosseira, evidenciando as emendas, é suavizada localmente com o comando *Smooth* (**Figura 177**)

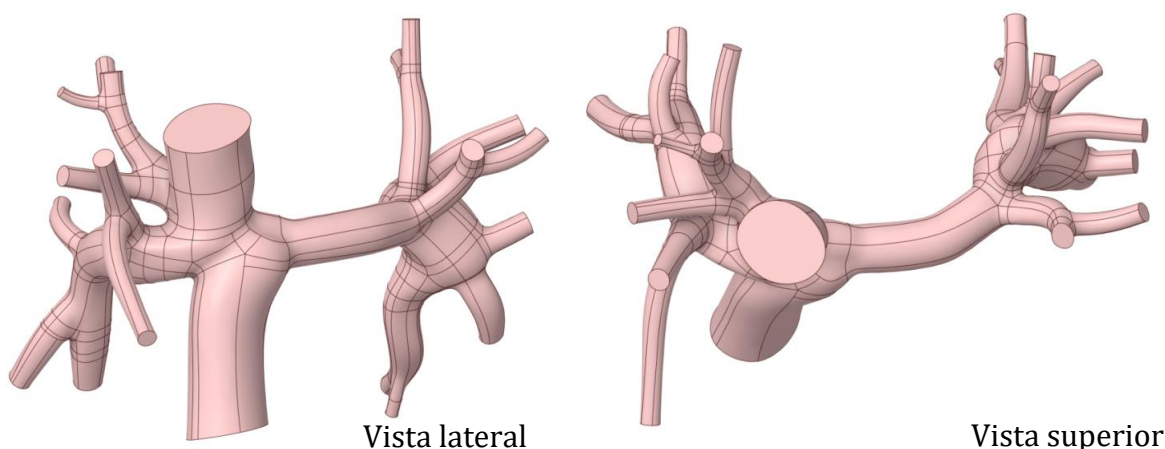
Figura 177 – Combinando geometrias.



Fonte: O autor (2023).

Ao se realizar o *Shrinkwrap*, a geometria deixa de ser um sólido, necessitando utilizar o comando *AutoSkin* para esta tarefa. Após os reparos necessários, além do corte nas superfícies de entrada e saída para aplicação das condições de contorno e criação das *Named Selections*, é obtida a geometria final (**Figura 178**).

Figura 178 – Lapidação final.



Fonte: O autor (2023).