



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

NILTON MACIEL MANGUEIRA

SISTEMA COMPUTACIONAL EMBARCADO DE SIMULAÇÃO DINÂMICA DO SISTEMA
CARDIOVASCULAR

São Luís
2026

NILTON MACIEL MANGUEIRA

SISTEMA COMPUTACIONAL EMBARCADO DE SIMULAÇÃO DINÂMICA DO SISTEMA
CARDIOVASCULAR

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Curso de Engenharia da Computação para
obtenção do grau de bacharel em Engenharia da
Computação, Centro de Ciências Exatas e
Tecnológicas (CCET) da Universidade Federal
do Maranhão (UFMA).

Orientador: Prof. Dr. Pedro Baptista Fernandes

São Luís
2026

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Diretoria Integrada de Bibliotecas/UFMA

M277ss Manguiera, Nilton Maciel

Sistema computacional embarcado de simulação dinâmica
do sistema cardiovascular / Nilton Maciel Manguiera. –
São Luís: Universidade Federal do Maranhão, 2026.

68f.

Trabalho de conclusão de curso (Engenharia da
Computação) – Universidade Federal do Maranhão: São Luís,
2026.

Orientador(a): Dr. Pedro Baptista Fernades

1. Simulador cardiovascular. 2. Sistemas embarcados. 3.
Máquina de Estado Finitos. 4. Engenharia Biomédica. I.
Título.

Nilton Maciel Manguiera

SISTEMA COMPUTACIONAL EMBARCADO DE SIMULAÇÃO DINÂMICA DO SISTEMA
CARDIOVASCULAR

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Curso de Engenharia da Computação para
obtenção do grau de bacharel em Engenharia da
Computação, Centro de Ciências Exatas e
Tecnológicas (CCET) da Universidade Federal
do Maranhão (UFMA).

Aprovado em: ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Pedro Baptista Fernandes (Orientador)
Universidade Federal do Maranhão

Prof. Dr. Denis Fabrício Sousa de Sá
Universidade Federal do Maranhão

Prof. Dr. Luís Cláudio de Oliveira Silva
Universidade Federal do Maranhão

São Luís, 08 de julho de 2026.

Agradecimentos

À minha família, pelo apoio, incentivo, paciência e compreensão ao longo desta trajetória.

Ao Prof. Dr. Pedro Baptista Fernandes, pela orientação, confiança, disponibilidade e valiosas contribuições durante o desenvolvimento deste projeto.

A Sandy Gonzaga, Alisson Melo e Antônio Marcos, pela colaboração no desenvolvimento do protótipo e pelo apoio prestado durante sua implementação.

Resumo

O ensino da dinâmica do sistema cardiovascular (SCV) apresenta desafios relacionados à representação integrada dos eventos anatômicos e fisiológicos do ciclo cardíaco, tornando simuladores didáticos uma alternativa para reduzir o nível de abstração do processo de aprendizagem. Este trabalho teve como objetivo desenvolver um simulador didático embarcado para representação dinâmica do SCV humano, destinado ao apoio do ensino das principais fases do ciclo cardíaco. O desenvolvimento compreendeu a modelagem fisiológica do ciclo cardíaco, implementada em uma arquitetura computacional baseada em Máquina de Estados Finitos (FSM), integrada a um sistema embarcado responsável pelo controle sincronizado dos eventos visuais e sonoros. O protótipo foi construído utilizando um microcontrolador e 249 LEDs para representar o fluxo sanguíneo, enquanto o firmware, desenvolvido em linguagem C/C++, sincronizou a representação visual com a reprodução das bulhas cardíacas e a interface de usuário. O sistema integrou, em uma única plataforma, representação anatômica, simulação do fluxo sanguíneo, reprodução sonora e controle do ciclo cardíaco. A validação funcional confirmou a sequência temporal das fases do ciclo cardíaco, a conformidade das transições entre estados da FSM, a sincronização entre os eventos visuais e sonoros e o funcionamento dos quatro modos de operação implementados, representando diferentes frequências cardíacas. Os resultados demonstraram que o simulador constitui uma ferramenta didática capaz de integrar, de forma dinâmica e sincronizada, aspectos anatômicos, fisiológicos e auscultatórios do SCV humano.

Palavras-chave: Simulador didático; sistema cardiovascular; sistemas embarcados; máquina de estados finitos; simulação computacional.

Abstract

Teaching the dynamics of the human cardiovascular system (CVS) remains challenging because anatomical structures and physiological events must be understood in an integrated manner. Educational simulators provide an alternative for reducing the level of abstraction associated with the learning process. This study aimed to develop an embedded educational simulator for the dynamic representation of the human CVS to support teaching of the cardiac cycle. The development comprised physiological modeling of the cardiac cycle implemented through a Finite State Machine (FSM)-based computational architecture integrated into an embedded system responsible for the synchronized control of visual and auditory events. The prototype was built using a microcontroller and 249 LEDs to represent blood flow, while firmware developed in C/C++ synchronized the visual representation with heart sound reproduction and the user interface. The resulting platform integrated anatomical representation, blood flow simulation, heart sound reproduction, and cardiac cycle control into a single system. Functional validation confirmed the temporal sequence of the cardiac cycle phases, the correctness of FSM state transitions, synchronization between visual and auditory events, and the operation of four heart rate simulation modes. The results demonstrate that the proposed simulator constitutes an educational tool capable of dynamically and synchronously integrating anatomical, physiological, and auscultatory aspects of the human CVS.

Keywords: educational simulator; cardiovascular system; embedded systems; finite state machine; computer simulation.

Lista ilustrações

Figura 1. Representação conceitual da dinâmica temporal de sistemas fisiológicos e dos mecanismos de retroalimentação envolvidos na manutenção da homeostase.	30
Figura 2. Estrutura genérica de uma FSM composta por estados discretos e transições orientadas por eventos.	32
Figura 3. Modelo baseado em FSM para representação das fases do ciclo cardíaco.	35
Figura 4. Arquitetura funcional de um sistema embarcado com integração entre sensores, atuadores e interfaces.	39
Figura 5. Representação da integração entre sistema embarcado e simulação fisiológica como recursos didáticos interativos.	40
Figura 6. Modelo conceitual do SCV utilizado na implementação computacional.	44
Figura 7. Diagrama da FSM empregada na implementação do simulador cardiovascular.	45
Figura 8. Print do simulador do SCV, montado no Wokwi.	46
Figura 9. Testes em protoboard e montagem do protótipo.	51
Figura 10. Protótipo embarcado desenvolvido para simulação dinâmica do SCV.	53
Figura 11. Organização visual dos grupos anatômicos implementados no simulador cardiovascular.	54
Figura 12. Placas dos módulos de controle e anatômicos.	55
Figura 13. Diagrama da FSM implementada no simulador cardiovascular.	56
Figura 14. Rotina principal do firmware responsável pelo gerenciamento sequencial dos estados da FSM implementada no simulador cardiovascular.	57
Figura 15. Sequência de execução das fases da FSM durante a simulação do ciclo cardíaco.	59
Figura 16. Resultado consolidado da suíte automatizada de testes da validação funcional do firmware.	62

Lista de tabelas

Tabela 1. Componentes eletrônicos empregados na implementação do hardware do simulador cardiovascular.	48
Tabela 2. Ensaios implementados para validação funcional da lógica embarcada/FSM.	61
Tabela 3. Validação das transições da Máquina de Estados Finitos (FSM) por evento de controle.	62

Lista de siglas e abreviaturas

AV – Atrioventricular
B1 –Primeira bulha cardíaca
B2 – Segunda bulha cardíaca
B3 – Terceira bulha cardíaca
B4 – Quarta bulha cardíaca
bpm – Batimentos por minuto
CFD – Computational Fluid Dynamics
DC – Débito cardíaco
ECG – Eletrocardiograma
FC – Frequência cardíaca
FE –Fração de ejeção
FEA – Finite Element Analysis
FSM – Finite State Machine
FSI – Fluid–Structure Interaction
LCD – Liquid Crystal Display
PCB – Printed Circuit Board
SCV – Sistema cardiovascular
VDF – Volume diastólico final
VS – Volume sistólico
VSF – Volume sistólico final

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR	15
2.2 ESTRUTURA MORFOFUNCIONAL	15
2.2.1 Eletrofisiologia e controle autônômico	16
2.2.2 Dinâmica da circulação sanguínea	17
2.2.3 Hemodinâmica sistêmica	18
2.2.4 Ciclo cardíaco e mecânica da bomba cardíaca	19
2.2.5 Relações pressão-volume e desempenho ventricular	22
2.2.6 Principais alterações hemodinâmicas do SCV	22
2.3 SIMULAÇÃO CARDIOVASCULAR	24
2.3.1 Recursos didáticos de simulação na educação da área da saúde	25
2.3.2 Representação da dinâmica cardiovascular	27
2.3.3 Modelagem baseada em estados de sistemas fisiológicos	28
2.3.4 Sistemas Embarcados Aplicados à Simulação Biomédica	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
3.1 MODELAGEM DO SISTEMA CARDIOVASCULAR	42
3.2 ARQUITETURA COMPUTACIONAL BASEADA EM MÁQUINA DE ESTADOS FINITOS	45
3.3 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	46
3.3.1 Desenvolvimento do protótipo embarcado	47
3.3.2 Hardware eletrônico	47
3.3.3 Firmware embarcado	49
3.3.4 Placas de circuito impresso	50
3.3.5 Montagem do protótipo	50
3.4 VALIDAÇÃO FUNCIONAL	51

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	53
4.1 PROTÓTIPO EMBARCADO DESENVOLVIDO	53
4.2 ARQUITETURA ELETRÔNICA IMPLEMENTADA	54
4.3 ARQUITETURA COMPUTACIONAL BASEADA EM MÁQUINA DE ESTADOS FINITOS	56
4.4 SIMULAÇÃO DINÂMICA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR	58
4.5 VALIDAÇÃO FUNCIONAL	60
5 CONCLUSÃO	64
REFERENCIAS	65
APÊNDICE A - Configuração dos grupos luminosos utilizados na representação do SCV	68
APÊNDICE B – Projeto da placa de circuito impresso do módulo de representação cardiovascular desenvolvido no software tango PCB	69
APÊNDICE C – Projeto da placa de circuito impresso do módulo de interface do usuário desenvolvido no software tango pcb	70
APÊNDICE D - Trechos do código-fonte da suíte automatizada de testes para validação funcional... ..	71

1 INTRODUÇÃO

O sistema cardiovascular (SCV) constitui um sistema biomecânico responsável pela manutenção da homeostase por meio do transporte de oxigênio, nutrientes, hormônios e metabólitos entre os tecidos do organismo (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Seu funcionamento depende da integração entre mecanismos elétricos, mecânicos e hemodinâmicos que atuam de forma coordenada para garantir a adequada perfusão tecidual e a manutenção da circulação sanguínea (Toro, 2025; Protti *et al.*, 2024). Alterações estruturais ou funcionais nesses mecanismos podem comprometer diretamente o débito cardíaco e a distribuição do fluxo sanguíneo, tornando a compreensão da fisiologia cardiovascular um componente fundamental da formação em saúde (Dhont *et al.*, 2024; Boron; Boulpaep, 2022).

Apesar de sua importância, o ensino da fisiologia cardiovascular apresenta desafios associados à complexidade e à natureza dinâmica dos fenômenos envolvidos. A atividade elétrica, a contração cardíaca, o funcionamento das valvas e a circulação sanguínea ocorrem de forma sincronizada e em intervalos de tempo reduzidos, dificultando sua compreensão por meio de livros, atlas anatômicos, modelos físicos e ilustrações bidimensionais (Ohlsson *et al.*, 2023; Svenšek *et al.*, 2024). Como consequência, a relação entre os diferentes eventos do ciclo cardíaco nem sempre é facilmente assimilada pelos estudantes (Potyagaylo *et al.*, 2024; Ohlsson *et al.*, 2023).

Nesse contexto, a simulação aplicada à educação em saúde tem se consolidado como uma estratégia capaz de aproximar conceitos teóricos da prática, proporcionando ambientes interativos para observação, experimentação e compreensão de processos fisiológicos complexos (Sivrikaya; Gonenli, 2024; Ismail *et al.*, 2024). Estudos demonstram que recursos baseados em simulação favorecem a aprendizagem ativa, aumentam o engajamento dos estudantes e auxiliam na compreensão de fenômenos biológicos de difícil visualização em ambientes convencionais de ensino (Diogenes *et al.*, 2025; Romero-Martínez *et al.*, 2025).

Especificamente na cardiologia, avanços recentes em modelagem computacional, visualização tridimensional e integração de sinais fisiológicos possibilitaram o desenvolvimento de simuladores capazes de representar, de forma sincronizada, aspectos anatômicos, elétricos e hemodinâmicos do SCV (Agarwal *et al.*, 2025; Romero-Martínez *et al.*, 2025). Essas tecnologias permitem correlacionar eventos do ciclo cardíaco com sinais eletrocardiográficos, sons cardíacos

e padrões de fluxo sanguíneo, ampliando as possibilidades de ensino e treinamento em fisiologia cardiovascular (Tanade *et al.*, 2024; Grinstein *et al.*, 2025).

Paralelamente, a evolução dos sistemas embarcados, dos microcontroladores programáveis e das plataformas eletrônicas de baixo custo ampliou o acesso ao desenvolvimento de dispositivos educacionais personalizados e interativos (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023). Associadas a técnicas de modelagem baseada em estados, essas tecnologias permitem representar processos fisiológicos sequenciais com elevado grau de sincronização temporal, característica particularmente relevante para a reprodução computacional do ciclo cardíaco e de suas relações eletromecânicas (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026; Harel, 1987).

Diante desse cenário, desenvolveu-se um sistema computacional embarcado para simulação dinâmica do SCV, destinado ao apoio ao ensino da dinâmica do fluxo sanguíneo e dos principais eventos fisiológicos do ciclo cardíaco. Especificamente, buscou-se modelar computacionalmente os eventos fisiológicos do ciclo cardíaco, desenvolver uma representação visual das estruturas cardiovasculares e da dinâmica do fluxo sanguíneo, implementar uma arquitetura de controle baseada em Máquina de Estados Finitos – Finite State Machine (FSM), sincronizar os eventos visuais e sonoros associados à função cardíaca, desenvolver um sistema embarcado para execução da simulação em tempo real, validar sua coerência fisiológica e temporal e avaliar sua aplicabilidade como ferramenta didática.

Embora os avanços em simulação computacional tenham ampliado as possibilidades de ensino da fisiologia cardiovascular, muitas soluções permanecem limitadas pelo elevado custo, pela necessidade de infraestrutura especializada ou pelo foco em procedimentos clínicos específicos, restringindo sua adoção como recurso didático em diferentes contextos educacionais (Ismail *et al.*, 2024; Diogenes *et al.*, 2025; Romero-Martínez *et al.*, 2025). Nesse cenário, o desenvolvimento de plataformas embarcadas de baixo custo, aliado ao uso de microcontroladores programáveis e à modelagem baseada em estados, representa uma alternativa tecnicamente viável para implementação de simuladores capazes de reproduzir, de forma sincronizada e determinística, processos fisiológicos sequenciais como o ciclo cardíaco (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023; Harel, 1987; Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026).

O desenvolvimento de um sistema computacional embarcado para simulação dinâmica do sistema cardiovascular justifica-se por integrar, em uma única plataforma, a representação visual das estruturas cardiovasculares, a dinâmica do fluxo sanguíneo e a sincronização temporal dos

principais eventos fisiológicos, constituindo uma ferramenta complementar para o ensino da fisiologia cardiovascular (Romero-Martínez *et al.*, 2025; Ismail *et al.*, 2024). Além da contribuição educacional, o projeto aplica conceitos de sistemas embarcados, processamento em tempo real, integração hardware-software e Máquina de Estados Finitos em um contexto multidisciplinar, fortalecendo a interface entre Engenharia da Computação, Engenharia Biomédica e Educação em Saúde (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023; Harel, 1987; Sel *et al.*, 2024).

Como objetivos deste trabalho, foram estabelecidos a modelagem computacional dos eventos fisiológicos que compõem o ciclo cardíaco e o desenvolvimento de uma representação visual das estruturas cardiovasculares e da dinâmica do fluxo sanguíneo. Para controlar a sequência dos eventos simulados, foi proposta a implementação de uma arquitetura baseada em Máquina de Estados Finitos – *Finite State Machine* (FSM), associada à sincronização temporal dos estímulos visuais e sonoros. Complementarmente, o desenvolvimento de um sistema computacional embarcado para execução da simulação em tempo real, seguido da validação da coerência fisiológica do modelo implementado e da avaliação de sua aplicabilidade como ferramenta didática de apoio ao ensino da fisiologia cardiovascular.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Sistema cardiovascular

O sistema cardiovascular constitui um complexo biomecânico especializado, responsável pela manutenção da homeostase por meio do transporte contínuo de oxigênio, nutrientes, hormônios, células imunológicas e moléculas sinalizadoras para os tecidos, bem como pela remoção de dióxido de carbono e metabólitos celulares (Hall, 2021). Além de sua função de transporte, atua de forma decisiva na regulação da pressão arterial, na distribuição do fluxo sanguíneo regional, na termorregulação e na manutenção do equilíbrio hidroeletrólítico (Boron; Boulpaep, 2022).

Sob a perspectiva fisiológica, o SCV comporta-se como um circuito hidráulico pulsátil. Ele é estruturado por uma bomba central (o coração) e por uma extensa rede vascular segmentada em artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias (Toro, 2025). A energia mecânica indispensável para o impulsionamento sanguíneo é gerada pelo miocárdio durante os sucessivos ciclos de contração e relaxamento (Protti *et al.*, 2024). Essa força motriz converte-se em gradientes de pressão, os quais promovem o escoamento contínuo do fluido ao longo da árvore vascular, viabilizando a perfusão tecidual adequada (Toro, 2025).

O funcionamento pleno desse sistema demanda a sincronia absoluta entre processos morfológicos, bioelétricos e hidrodinâmicos. Anomalias em qualquer um desses componentes afetam diretamente o débito cardíaco e a resistência circulatória, desencadeando graves repercussões sistêmicas (Dhont *et al.*, 2024). Consequentemente, a compreensão integrada dessa fisiologia é a premissa fundamental para a construção de modelos computacionais analíticos e para o desenvolvimento de simuladores interativos aplicados ao ensino médico.

2.2 Estrutura morfofuncional

A organização estrutural do SCV baseia-se na atuação coordenada do coração, do aparato valvar e da rede de vasos (Hall, 2021). O coração, posicionado no mediastino médio e com massa variando entre 250 g e 350 g em adultos saudáveis, opera como a força central desse circuito,

convertendo energia metabólica em trabalho mecânico (Toro, 2025; Moore *et al.*, 2023). Sua parede histológica divide-se em endocárdio, miocárdio e epicárdio, cabendo à espessa camada miocárdica a responsabilidade exclusiva pela geração de força contrátil (Boron; Boulpaep, 2022).

Anatomicamente, o órgão é compartimentado em quatro câmaras especializadas, isoladas por septos que previnem a mistura de sangue venoso e arterial (Moore *et al.*, 2023). Os átrios (direito e esquerdo) funcionam como reservatórios de recepção venosa, enquanto os ventrículos atuam como potentes câmaras propulsoras. Devido à alta resistência da circulação sistêmica, o ventrículo esquerdo possui uma parede miocárdica cerca de três vezes mais espessa que o direito, capacitando-o a gerar pressões sistólicas em torno de 120 mmHg (Hall, 2021). Em contrapartida, o ventrículo direito opera em regime de baixa pressão, não ultrapassando os 25 mmHg, uma vez que a circulação pulmonar oferece reduzida resistência mecânica (Boron; Boulpaep, 2022).

O direcionamento unidirecional do fluxo é assegurado pelas valvas cardíacas. As atrioventriculares (tricúspide e mitral) modulam o enchimento diastólico, enquanto as semilunares (aórtica e pulmonar) liberam o volume ejetado para os grandes vasos (Otto *et al.*, 2021). A cinemática dessas válvulas é estritamente passiva, governada pelas inversões dos gradientes de pressão intracavitária, prescindindo de mecanismos musculares ativos (Hall, 2021).

Por fim, a rede vascular atua na condução e distribuição do volume ejetado, que totaliza cerca de 5 L no corpo humano (Hall, 2021). As artérias suportam os picos de pressão pulsátil; as arteríolas atuam como esfíncteres, calibrando a resistência periférica; os capilares formam os leitos de troca gasosa; e as veias, além de realizarem o retorno sanguíneo, atuam como reservatórios de capacitância, armazenando de 60% a 70% da volemia total do organismo (Boron; Boulpaep, 2022).

2.2.1 Eletrofisiologia e controle autonômico

A competência mecânica das câmaras cardíacas depende da geração e propagação compassada de potenciais de ação. Essa ritmicidade é orquestrada por um sistema de condução especializado, composto por células miocárdicas autoexcitáveis organizadas no nó sinoatrial (SA), nó atrioventricular (AV), feixe de His e rede de fibras de Purkinje (Sayers *et al.*, 2025).

Fisiologicamente, o impulso elétrico origina-se no nó SA o marcapasso natural localizado no átrio direito cuja frequência de disparo espontâneo define o ritmo sinusal, variando entre 60 e 100 batimentos por minuto (bpm) (Hall, 2021). Após deflagrar a sístole atrial, o estímulo alcança

o nó AV. Nesta estrutura, a velocidade de condução sofre uma redução drástica (0,02 a 0,05 m/s), impondo um atraso fisiológico de aproximadamente 100 ms. Essa pausa é vital, pois confere tempo hábil para que os ventrículos atinjam seu enchimento máximo antes de iniciarem a contração (Costanzo, 2023; Boron; Boulpaep, 2022).

Ultrapassado o nó AV, o sinal elétrico desce rapidamente pelo feixe de His e divide-se nos ramos direito e esquerdo ao longo do septo interventricular (Hall, 2021). A ramificação terminal (fibras de Purkinje) conduz o estímulo a velocidades entre 2 e 4 m/s, promovendo uma contração ventricular coesa e quase simultânea, que se conclui em menos de 100 ms (Boron; Boulpaep, 2022). Na monitorização clínica pelo eletrocardiograma (ECG), essa cronologia traduz-se morfológicamente: a onda P reflete a ativação atrial, o complexo QRS indica a rápida despolarização ventricular, e a onda T demarca a repolarização das fibras (Costanzo, 2023).

A cadência temporal desses eventos determina a frequência cardíaca (FC), que se relaciona à duração total de um ciclo (T) por meio da equação matemática:

$$FC = \frac{60}{T} \quad (1)$$

Nesse contexto, uma frequência de 75 bpm resulta em ciclos contínuos de 0,8 s. Modificações nesse período impactam a janela de enchimento diastólico e, conseqüentemente, afetam o débito cardíaco (Hall, 2021). Tais oscilações são moduladas continuamente pelo sistema nervoso autônomo. A via simpática (via liberação de noradrenalina) acelera os disparos do nó SA, otimiza a velocidade de condução e eleva a força contrátil. Em oposição, a via parassimpática (por meio da acetilcolina liberada pelo nervo vago) deprime a excitabilidade sinusal e retarda a passagem do estímulo pelo nó AV (Costanzo, 2023; Boron; Boulpaep, 2022).

2.2.2 Dinâmica da circulação sanguínea

Funcionalmente, a circulação humana organiza-se em dois circuitos conectados em série: o pulmonar e o sistêmico (Toro, 2025). O primeiro é um sistema de baixa pressão que transporta o sangue venoso ejetado pelo ventrículo direito até a rede capilar alveolar para a ocorrência da hematose (oxigenação). A artéria pulmonar opera com pressões sistólicas de 25 mmHg e diastólicas

de 10 mmHg (média de 15 mmHg), configuração que minimiza drasticamente o estresse biomecânico imposto à câmara direita (Boron; Boulpaep, 2022).

Em contrapartida, a circulação sistêmica distribui o sangue rico em oxigênio do ventrículo esquerdo para as mais variadas demandas metabólicas do corpo, requerendo gradientes tensionais elevados. Em adultos saudáveis, esse circuito sustenta níveis de pressão arterial próximos a 120/80 mmHg (Hall, 2021; Moore *et al.*, 2023).

Por estarem dispostos em série anatômica, a manutenção da integridade cardiovascular exige que ambos os circuitos transitem exatamente o mesmo volume de fluxo (Q) por unidade de tempo, garantindo o equilíbrio hemodinâmico:

$$Q_{\text{pulmonar}} = Q_{\text{sistêmico}} \quad (2)$$

Em estado de repouso, esse fluxo espelha o débito cardíaco global (aproximadamente 5 L/min). A assimetria de pressões e resistências entre os dois polos circulatórios é um traço evolutivo crítico, pois otimiza a captação de oxigênio sem danificar a frágil membrana alvéolo-capilar, ao mesmo tempo em que garante força motriz suficiente para perfundir órgãos distantes (Toro, 2025).

2.2.3 Hemodinâmica sistêmica

A hemodinâmica estuda as leis biofísicas que regulam a fluidez do sangue, correlacionando variáveis de pressão, resistividade vascular e velocidade de escoamento (Toro, 2025). O fluxo de sangue (Q) existe apenas quando há um gradiente pressórico (ΔP) e é inversamente proporcional à resistência vascular oferecida (R). Essa premissa é descrita fisiologicamente como um análogo da Lei de Ohm:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (3)$$

A restrição a essa passagem (R) é determinada primariamente pelo raio estrutural das arteríolas. Segundo a Lei de Poiseuille, essa resistência depende da viscosidade sanguínea (η), do comprimento do vaso (L) e decai em função da quarta potência do raio (r^4):

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (4)$$

Essa formulação explica por que mínimas vasoconstricções induzem aumentos abruptos na resistência periférica e, por conseguinte, na pressão arterial sistêmica (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022).

A eficiência da bomba perante essa resistência é quantificada pelo Débito Cardíaco (DC), volume ejetado a cada minuto, que deriva do produto da Frequência Cardíaca (FC) pelo Volume Sistólico (VS):

$$DC = \frac{FC}{VS} \quad (5)$$

Do ponto de vista diagnóstico, a métrica de desempenho mais empregada é a Fração de Ejeção (FE), que calcula a porcentagem do volume final diastólico (VDF) efetivamente bombeada a cada ciclo:

$$FE = \frac{VDF - VSF}{VDF} \times 100, \quad (6)$$

em que FE representa a fração de ejeção, VDF corresponde ao volume diastólico final e VSF ao volume sistólico final.

Parâmetros fisiológicos de FE oscilam entre 55% e 70% (Protti *et al.*, 2024). Destaca-se, na literatura atual, que a análise funcional avançada do coração transcendeu essas medidas isoladas. Técnicas contemporâneas avaliam as matrizes de força hidrodinâmica e o comportamento do vórtice sanguíneo no interior da cavidade (Salustri *et al.*, 2025). Essa compreensão física global consolida a base teórica para o mapeamento e simulação das patologias circulatórias propostas neste trabalho.

2.2.4 Ciclo cardíaco e mecânica da bomba cardíaca

O ciclo cardíaco corresponde à sequência ininterrupta de eventos bioelétricos, mecânicos, valvares e hemodinâmicos que constituem cada batimento. Essa complexa integração permite que

o coração atue como uma bomba hidromecânica altamente eficiente, garantindo a circulação sanguínea e a perfusão contínua dos tecidos (Hall *et al.*, 2021; Boron *et al.*, 2022).

A duração desse ciclo é inversamente proporcional à frequência cardíaca (FC), relação que pode ser determinada matematicamente pela eq. (1). Sob a perspectiva didática e temporal, o fenômeno pode ser segmentado em diferentes fases, cada qual marcada por assinaturas eletrofisiológicas, variações pressóricas, cinemática valvar e alterações no fluxo sanguíneo perfeitamente definidas.

2.2.4.1 *Sístole atrial*

A sístole atrial é deflagrada logo após a despolarização das câmaras superiores, evento mapeado no eletrocardiograma (ECG) pela onda P (Costanzo *et al.*, 2023). Com duração aproximada de 0,10 s, o encurtamento das fibras miocárdicas eleva sutilmente a pressão intracavitária e impulsiona o volume residual em direção aos ventrículos pelas valvas atrioventriculares (AV) abertas (Boron *et al.*, 2022). Esse processo consolida o enchimento final, contribuindo com cerca de 20% a 30% do volume diastólico. A força mecânica exigida é branda, gerando um fluxo de velocidade moderada. Contudo, em patologias que provocam o enrijecimento (perda de complacência) da parede ventricular, o choque dessa ejeção contra o miocárdio gera o ruído audível conhecido como quarta bulha cardíaca (B4).

Ao encerramento dessa etapa, os ventrículos atingem sua capacidade máxima de armazenamento de sangue. Essa métrica, denominada Volume Diastólico Final (VDF), situa-se em torno de 120 mL em parâmetros fisiológicos (Hall *et al.*, 2021).

2.2.4.2 *Contração isovolumétrica ventricular*

Sequencialmente à onda de despolarização (complexo QRS), inicia-se uma fase ultrarrápida (aproximadamente 0,05 s) de intensa contração isométrica (Costanzo *et al.*, 2023). A súbita elevação do tônus miocárdico inverte o gradiente pressórico atrioventricular, provocando o fechamento imediato das valvas mitral e tricúspide. O impacto estrutural desse fechamento origina a primeira bulha cardíaca (B1).

Durante milissegundos, as valvas AV e as semilunares encontram-se simultaneamente ocluídas. Consequentemente, a câmara atua como um sistema selado: o volume de sangue permanece estático enquanto a tensão parietal dispara. No ventrículo esquerdo (VE), a pressão salta

abruptamente de 10 mmHg para patamares superiores a 80 mmHg, vencendo a resistência arterial e preparando a via de saída (Boron *et al.*, 2022).

2.2.4.3 Ejeção ventricular

No exato instante em que as pressões cavitárias superam a resistência imposta pelas artérias aorta e pulmonar, as valvas semilunares abrem-se (Hall *et al.*, 2021). Este período, que se estende por cerca de 0,25 s, concentra o trabalho hidromecânico efetivo do órgão. Ele divide-se em uma fase de ejeção rápida, caracterizada por altíssima velocidade de escoamento e pico de força muscular, seguida por uma ejeção reduzida, momento em que o fluxo decai à medida que a tensão sistólica se dissipa (Protti *et al.*, 2024).

É nesta janela que ocorre a máxima transferência de energia cinética para a árvore vascular. O VE atinge pressões sistólicas próximas a 120 mmHg, ao passo que o ventrículo direito (VD) trabalha em torno de 25 mmHg, refletindo a disparidade de resistência entre as circulações sistêmica e pulmonar (Hall *et al.*, 2021). Uma vez finalizada a ejeção, resta no interior do ventrículo o Volume Sistólico Final (VSF), habitualmente mensurado em 50 mL (Boron *et al.*, 2022).

2.2.4.4 Relaxamento isovolumétrico

A repolarização das células musculares (sinalizada pela onda T) comanda o início do relaxamento ventricular (Costanzo *et al.*, 2023). Durante exíguos 0,08 s, a queda acentuada da pressão interna faz com que as colunas de sangue arterial tentem refluir, selando hermeticamente as valvas aórtica e pulmonar e provocando a segunda bulha cardíaca (B2). De modo análogo ao fechamento sistólico inicial, a cavidade encontra-se temporariamente vedada: a pressão despenca vertiginosamente, mas a volumetria permanece inalterada (Boron *et al.*, 2022).

2.2.4.5 Enchimento ventricular

Assim que a descompressão atinge níveis inferiores à pressão dos átrios, as valvas atrioventriculares cedem, marcando o início do enchimento rápido (cerca de 0,12 s). O gradiente pressórico acumulado empurra um grande volume de sangue em alta velocidade para o interior das câmaras relaxadas (Hall *et al.*, 2021). Em indivíduos jovens e saudáveis, a desaceleração brusca desse líquido contra o ápice cardíaco pode repercutir acusticamente como a terceira bulha (B3) (Boron *et al.*, 2022).

A fase evolui naturalmente para a diástase (enchimento lento), perdurando por mais 0,20 s. Nesse platô, as pressões atrioventriculares tendem ao equilíbrio, e o fluxo adquire baixa velocidade. O sistema permanece em repouso até que o nó sinoatrial dispare um novo potencial de ação, retroalimentando o processo. Destaca-se, novamente, que qualquer restrição patológica à expansibilidade ventricular durante esse enchimento pode exacerbar os fenômenos vibratórios responsáveis pela bulha B4 (Hall *et al.*, 2021; Boron *et al.*, 2022).

2.2.5 Relações pressão-volume e desempenho ventricular

Toda a cinética descrita pode ser graficamente expressa pelas curvas de pressão-volume (alças PV), consideradas o padrão-ouro na avaliação do desempenho cardíaco in vivo (Protti *et al.*, 2024). Essa análise bidimensional elucida parâmetros como contratilidade (inotropismo), complacência (lusitropismo), pré-carga, pós-carga e a eficiência energética do órgão.

Partindo de um Volume Diastólico Final (VDF) de 120 mL e alcançando um Volume Sistólico Final (VSF) de 50 mL, a quantidade de sangue ejetada na aorta a cada ciclo é definida como Volume Sistólico (VS), dado pela subtração:

$$VS = VDF - VSF \quad (7)$$

Considerando a normalidade fisiológica de 70 mL ejetados por batimento, avalia-se a eficiência da bomba por meio da Fração de Ejeção (FE), expressa percentualmente pela relação matemática:

$$FE = \frac{VDF - VSF}{VDF} \times 100 \quad (6)$$

O alinhamento intrincado entre a eletricidade, as válvulas e as curvas PV formam o arcabouço lógico e matemático essencial para modelar o simulador computacional desenvolvido na presente pesquisa.

2.2.6 Principais alterações hemodinâmicas do SCV

Diversas condições cardiovasculares modificam parâmetros fundamentais da circulação, como pressão arterial, frequência cardíaca, contratilidade miocárdica, funcionamento valvar e padrões de fluxo sanguíneo. A representação dessas alterações em um simulador didático permite correlacionar conceitos fisiológicos com manifestações clínicas observadas na prática médica.

2.2.6.1 Hipertensão arterial sistêmica

A Hipertensão Arterial Sistêmica (HAS) é definida pela elevação crônica dos níveis tensionais, impondo um severo estresse mecânico ao ventrículo esquerdo (SBC, 2024). Hemodinamicamente, sua assinatura central é o aumento sustentado da Resistência Vascular Periférica (RVP). A Pressão Arterial (PA) é ditada pelo produto do Débito Cardíaco (DC) pela resistência, conforme demonstrado a seguir:

$$PA = DC \times RVP \quad (8)$$

Para avaliar a perfusão tecidual, emprega-se o cálculo da Pressão Arterial Média (PAM), que pondera os diferentes períodos sistólicos (PAS) e diastólicos (PAD):

$$PAM = PAD + \frac{PAS - PAD}{3} \quad (9)$$

No ambiente simulado, essa morbidade é reproduzida mediante a elevação da restrição hidrodinâmica nas artérias sistêmicas, obrigando o software a gerar gradientes pressóricos ventriculares substancialmente maiores para abrir a valva aórtica.

2.2.6.2 Bradicardia e taquicardia

Anomalias cronotrópicas reconfiguram a linha do tempo do coração. A bradicardia ($FC < 60$ bpm) alonga expressivamente a janela diastólica. Em contrapartida, a taquicardia ($FC > 100$ bpm) encurta criticamente o período de repouso, limitando o tempo hábil para o enchimento miocárdico (Costanzo *et al.*, 2023). Tais acelerações, quando severas, anulam o benefício do aumento da frequência e reduzem drasticamente o volume ejetado. Na computação embarcada, essas arritmias são modeladas reprogramando os temporizadores de transição entre os estados lógicos do ciclo, distorcendo visual e acusticamente o ritmo de bombeamento.

2.2.6.3 Sopros Cardíacos

Fisiologicamente, fluidos circulam em silêncio. Contudo, a turbulência originada por estreitamentos (estenoses) ou insuficiências de vedação dissipa uma imensa carga de energia vibratória contra as estruturas torácicas, originando os ruídos conhecidos como sopros (Otto *et al.*, 2021). A temporalidade do ruído, sístole ou diástole, é o principal indicativo etiológico na prática médica.

Para espelhar a complexidade do exame semiológico, o software reproduz esses fenômenos ativando faixas de áudio digitalizadas e perfeitamente alinhadas ao cronômetro do ciclo cardíaco. Tal sincronia permite ao acadêmico enxergar e auscultar o exato instante em que a válvula falha e o escoamento turbilhonar se estabelece.

2.2.6.4 Estenose valvar

A estenose é a obstrução mecânica que estreita os orifícios valvares, estabelecendo um gradiente pressórico doentio entre as estruturas (Otto *et al.*, 2021). A lei da conservação de massas dita que o fluxo (Q) é produto da área transversal efetiva (A) e da velocidade (v):

$$Q = A \times v \quad (11)$$

Portanto, a drástica redução da área valvar exige que o sangue eleve exponencialmente sua velocidade de passagem para manter o fluxo, rompendo o escoamento laminar e desencadeando turbulência. Na plataforma interativa, esse evento é simulado diminuindo o ângulo de abertura das portas valvares e elevando as pressões a montante da obstrução.

2.3 Simulação Cardiovascular

A simulação computacional consolidou-se como uma ferramenta de apoio fundamental à educação médica, com ênfase no ensino do SCV, uma área cuja compreensão demanda a integração de fenômenos anatômicos, elétricos, mecânicos e hemodinâmicos. Em contraste com os métodos tradicionais, as plataformas de simulação possibilitam a representação dinâmica do funcionamento do coração. Essa abordagem viabiliza a visualização contínua do ciclo cardíaco, das circulações

sistêmica e pulmonar, bem como a correlação cronológica entre a atividade bioelétrica e as flutuações de pressão, volume e fluxo sanguíneo (Romero-Martínez *et al.*, 2025; Agarwal *et al.*, 2025).

O aprimoramento das técnicas de modelagem computacional propiciou o desenvolvimento de sistemas capazes de reproduzir a fisiologia cardiovascular com elevado realismo. A aplicação de métodos numéricos, como a análise por elementos finitos (FEA), a dinâmica dos fluidos computacional (CFD) e a interação fluido-estrutura (FSI), viabilizou a simulação das deformações miocárdicas, da cinética valvar e dos padrões de escoamento sanguíneo (Agarwal *et al.*, 2025). Tais recursos traduzem processos físicos complexos em formatos visuais, facilitando a articulação entre os modelos matemáticos teóricos e os eventos biológicos clinicamente observáveis.

Para além da exibição morfológica e hemodinâmica, os simuladores contemporâneos integram funcionalidades voltadas ao treinamento prático. Esses sistemas sincronizam sinais eletrocardiográficos (ECG), fonocardiográficos (PCG), curvas de pulso arterial e sons cardíacos fisiológicos e patológicos. Essa convergência de parâmetros permite ao acadêmico associar diretamente a despolarização elétrica às correspondentes respostas contráteis e acústicas, refinando a técnica de ausculta, a interpretação semiológica à beira-leito e a construção do raciocínio diagnóstico (Romero-Martínez *et al.*, 2025).

Um diferencial adicional dessas plataformas reside na capacidade de induzir cenários patológicos sob demanda, tais como arritmias, crises hipertensivas, disfunções contráteis, distúrbios de condução e valvopatias. A manipulação controlada dessas variáveis evidencia as respectivas repercussões sistêmicas e os mecanismos compensatórios do organismo, inserindo o aluno em cenários de descompensação hemodinâmica de forma segura. Dessa forma, a simulação computacional apresenta-se como uma estratégia eficaz para promover um ensino interativo e perfeitamente alinhado às exigências atuais de excelência na formação médica (Romero-Martínez *et al.*, 2025; Agarwal *et al.*, 2025).

2.3.1 Recursos didáticos de simulação na educação da área da saúde

No contexto abrangente da saúde, a simulação firmou-se como uma estratégia educacional indispensável. Ela proporciona a orquestração de cenários clínicos controlados, garantindo um ambiente livre de riscos para a instrução técnica e a avaliação de competências (Sivrikaya; Gonenli,

2024; Diogenes *et al.*, 2025). Essa metodologia atua como elemento integrador entre os fundamentos teóricos e a prática assistencial, assegurando que o futuro profissional desenvolva destreza manual e habilidades comportamentais antes de interagir com pacientes reais (Sivrikaya; Gonenli, 2024; Ismail *et al.*, 2024). Consequentemente, a prática simulada mitiga a incidência de falhas inerentes ao treinamento convencional, promovendo ativamente a cultura de segurança do paciente (Sivrikaya; Gonenli, 2024; Diogenes *et al.*, 2025).

Epistemologicamente, os fundamentos dessa abordagem ancoram-se na teoria da aprendizagem experiencial, na qual o conhecimento é construído por meio de um ciclo contínuo de observação, execução prática e reflexão crítica (Sivrikaya; Gonenli, 2024). Ao atuar de forma ativa no cenário, o estudante é estimulado a desenvolver o pensamento ágil, a tomada de decisão autônoma e a resolução de intercorrências, aproximando o ambiente acadêmico da realidade clínica (Ismail *et al.*, 2024; Sivrikaya; Gonenli, 2024). Ademais, a repetição sistemática de procedimentos críticos, aliada ao fornecimento de feedback imediato e à realização de debriefing estruturado, consolida a memória de longo prazo, eleva a autoconfiança e aprimora o preparo técnico do discente (Sivrikaya; Gonenli, 2024; Ismail *et al.*, 2024).

Para efetivar esse processo de ensino, as instituições dispõem de múltiplas modalidades instrucionais, que incluem desde pacientes padronizados e manequins inertes até simuladores de tarefas específicas e ecossistemas de realidade virtual (Sivrikaya; Gonenli, 2024). Nos últimos anos, os avanços nas tecnologias digitais expandiram significativamente essas fronteiras, propiciando a criação de ambientes capazes de reproduzir a anatomia e a fisiologia humana com elevada precisão gráfica e responsividade (Grinstein *et al.*, 2025; Sivrikaya; Gonenli, 2024). Tais recursos minimizam a abstração de conceitos complexos e fortalecem a aplicabilidade prática dos conteúdos biológicos (Diogenes *et al.*, 2025).

Entre as inovações mais recentes, destacam-se os simuladores computacionais e os pacientes virtuais, sistemas orientados por complexas equações diferenciais que mimetizam a fisiologia humana (Grinstein *et al.*, 2025). Essas plataformas processam matrizes de dados hemodinâmicos, respiratórios e farmacológicos de forma interdependente, gerando respostas orgânicas sistêmicas. A agilidade em testar múltiplas intervenções terapêuticas instantâneas torna essa tecnologia especialmente relevante para o estudo de sistemas com alta criticidade temporal, como o aparelho cardiovascular (Grinstein *et al.*, 2025).

Paralelamente ao uso de equipamentos de alta fidelidade, observa-se a eficácia de simuladores de baixo custo (escala de bancada), que frequentemente entregam resultados pedagógicos equivalentes, democratizando o acesso a metodologias ativas em realidades com recursos acadêmicos restritos (Diogenes *et al.*, 2025). A integração entre a impressão 3D, a microeletrônica e as plataformas de código aberto impulsionaram a concepção de modelos interativos. Nesse cenário tecnológico, sobressaem-se os simuladores circulatórios, projetados especificamente para ilustrar de forma tátil e visual as variáveis hidráulicas e o mecanismo de bomba do coração (Diogenes *et al.*, 2025; Grinstein *et al.*, 2025).

Unindo esses progressos, as plataformas focadas na cardiologia tornaram-se ferramentas de referência na capacitação médica (Romero-Martínez *et al.*, 2025). Sua infraestrutura abrange desde modelos físicos passivos até soluções híbridas que combinam biossensores e softwares analíticos para representar diferentes aspectos da fisiologia cardíaca (Romero-Martínez *et al.*, 2025). A incorporação simultânea de sinais vitais dissolveu o distanciamento analítico entre o potencial de ação, a contratilidade miocárdica e a propagação das ondas sonoras (Romero-Martínez *et al.*, 2025). Evidências na literatura corroboram que a adoção desses métodos não apenas aprimora a acurácia diagnóstica e a proficiência em manobras clínicas, mas também amplia expressivamente o engajamento e a motivação estudantil (Cordeiro *et al.*, 2025; Romero-Martínez *et al.*, 2025).

2.3.2 Representação da dinâmica cardiovascular

A representação acurada da dinâmica vascular permanece como um dos maiores desafios pedagógicos na educação médica, dada a simultaneidade e interdependência dos processos morfológicos e biofísicos envolvidos (Potyagaylo *et al.*, 2024; Svenšek *et al.*, 2024). O emprego exclusivo de metodologias clássicas, fundamentadas em atlas estáticos ou esquemas bidimensionais, tende a fragmentar o aprendizado, dificultando a construção de uma visão sistêmica pelo aluno (Ohlsson *et al.*, 2023). Para transpor essa limitação cognitiva, a animação computacional ganhou destaque ao fornecer uma perspectiva contínua das estruturas em movimento, integrando morfologia e função de forma transparente e ininterrupta.

O principal êxito dessa inovação metodológica é a elucidação visual do acoplamento eletromecânico e de sua respectiva cadeia de causalidade. A narrativa fisiológica torna-se objetiva: a condução do potencial de ação desencadeia o encurtamento miocárdico sincronizado, o qual

altera rapidamente a geometria das câmaras e origina os gradientes de pressão responsáveis pela ejeção sanguínea (Tanade *et al.*, 2024). Esse sequenciamento simulado vincula diretamente a leitura do traçado eletrocardiográfico à mecânica pulsátil das artérias, decodificando eventos que ocorrem naturalmente em frações de segundo e são imperceptíveis ao exame clínico comum (Potyagaylo *et al.*, 2024; Svenšek *et al.*, 2024).

Somando-se à preservação cronológica do ciclo, a modelagem associada a reconstruções tridimensionais (3D) e quadridimensionais (4D) desvela o complexo comportamento cinemático dos fluidos. O recurso permite mapear com clareza as rotas de enchimento diastólico, o choque do fluxo contra os folhetos valvares e a distribuição espacial do sangue intracavitário (Ohlsson *et al.*, 2023). A convergência entre o relevo endotelial e a fluidodinâmica explicita características hidrodinâmicas sutis, como zonas de turbilhonamento e áreas de recirculação, facilitando a diferenciação entre a mecânica de um órgão saudável e as sobrecargas impostas por patologias estruturais crônicas (Ohlsson *et al.*, 2023; Tanade *et al.*, 2024).

Evidencia-se, portanto, que o acelerado desenvolvimento das tecnologias de visualização computacional ampliou substancialmente o potencial didático das ciências morfológicas (Potyagaylo *et al.*, 2024). A imersão proporcionada por ambientes interativos, sistemas de realidade virtual e renderização volumétrica refina a percepção espacial do discente perante a complexidade do tórax humano (Svenšek *et al.*, 2024). Em suma, a intersecção entre a modelagem de software e a pedagogia médica atua como um recurso educacional de alto impacto, assegurando uma compreensão sólida e duradoura da mecânica cardiovascular, com reflexos diretos na precisão da futura tomada de decisão clínica (Potyagaylo *et al.*, 2024; Svenšek *et al.*, 2024; Tanade *et al.*, 2024).

2.4 Modelagem baseada em estados de sistemas fisiológicos

2.4.1 Sistemas fisiológicos como sistemas dinâmicos

Os sistemas fisiológicos podem ser descritos como redes dinâmicas e complexas, formadas por componentes biológicos interconectados que interagem continuamente em diferentes níveis organizacionais, desde células e tecidos até órgãos e sistemas completos (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026). O comportamento global dessas estruturas resulta da integração entre mecanismos físicos, químicos, elétricos e bioquímicos, os quais são responsáveis pela manutenção da

homeostase e pela adaptação do organismo às variações dos meios interno e externo (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022).

Uma característica fundamental desses sistemas é a dependência temporal intrínseca de suas variáveis. Parâmetros como frequência cardíaca, pressão arterial, débito cardíaco, ventilação pulmonar e atividade neural oscilam continuamente em resposta a estímulos e mecanismos regulatórios (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Dessa forma, o estado funcional do organismo em um determinado instante não é estático, dependendo simultaneamente das condições atuais do sistema e do histórico de evolução de suas variáveis fisiológicas (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026).

Essa dinâmica é governada por alças de controle e retroalimentação que calibram continuamente o comportamento biológico (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Tais mecanismos frequentemente produzem respostas não lineares, nas quais alterações em uma única variável podem desencadear adaptações compensatórias em múltiplos componentes interdependentes (Sauro *et al.*, 2026). Dessa forma, o funcionamento fisiológico resulta da interação contínua entre estímulos internos e externos, processos regulatórios, variáveis de estado e respostas biológicas distribuídas ao longo do tempo (**Figura 1**). Em consequência, a representação adequada desses processos requer modelos capazes de descrever não apenas valores instantâneos, mas sobretudo as relações temporais e causais que governam o comportamento do sistema (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026).

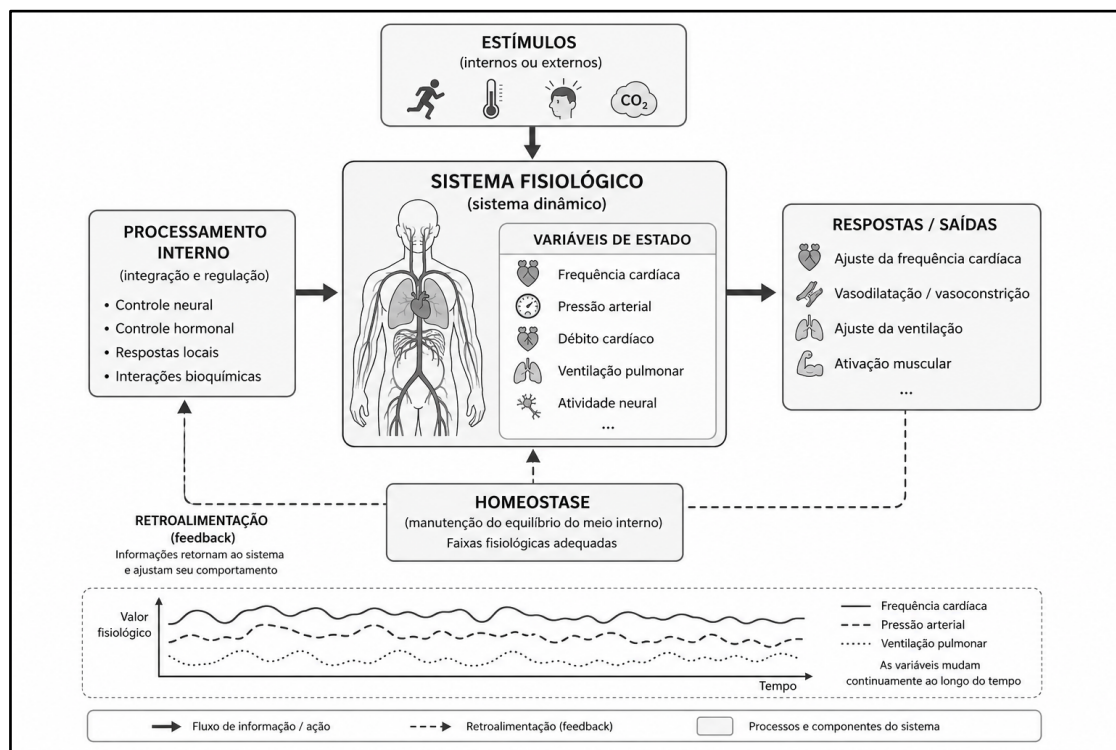


Figura 1. Representação conceitual da dinâmica temporal de sistemas fisiológicos e dos mecanismos de retroalimentação envolvidos na manutenção da homeostase.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

No contexto da modelagem computacional, essa realidade é frequentemente traduzida por meio de conjuntos de variáveis de estado, que evoluem ao longo do tempo segundo regras matemáticas e lógicas previamente definidas (Sauro *et al.*, 2026). Essa abordagem matemática permite reproduzir o comportamento de redes biológicas complexas, analisar sua fluidez funcional e fornecer a base conceitual necessária para os modelos orientados a estados, amplamente empregados na simulação de processos fisiológicos.

2.4.1.1 Conceitos de estados, eventos e transições

A descrição de sistemas dinâmicos apoia-se fortemente na tríade conceitual de estado, evento e transição, elementos que permitem organizar de forma estruturada a evolução temporal de processos físicos, biológicos e computacionais (Sauro *et al.*, 2026; Sel *et al.*, 2024). Essa abordagem revela-se particularmente útil na fisiologia, área na qual diferentes condições operacionais se sucedem em resposta a estímulos internos, externos e mecanismos regulatórios (Sel *et al.*, 2024).

Nesse arcabouço, o "estado" corresponde à condição funcional exata do sistema em um determinado instante, sendo definido pelo conjunto de variáveis que parametrizam seu comportamento naquele momento (Sauro *et al.*, 2026). No corpo humano, um estado pode representar uma fase específica de atividade de um órgão ou tecido, refletindo características observáveis ou inferidas a partir de medidas clínicas (Sel *et al.*, 2024). A evolução natural do sistema passa, portanto, a ser interpretada como uma sequência organizada de estados sucessivos (Sauro *et al.*, 2026).

Por sua vez, os "eventos" atuam como ocorrências capazes de perturbar a condição atual e modificar a dinâmica funcional em curso (Sel *et al.*, 2024). Em contextos biomédicos, eles podem estar associados à ativação de vias metabólicas, alterações de sinais bioquímicos, disparos neurais ou variações hemodinâmicas críticas (Sauro *et al.*, 2026). É importante notar que a ocorrência de um evento não implica obrigatoriamente em uma mudança imediata; ele atua como um gatilho que só desencadeará alterações globais caso determinadas condições preexistentes sejam satisfeitas (Sauro *et al.*, 2026; Sel *et al.*, 2024).

Por fim, as "transições" correspondem aos mecanismos lógicos que efetivam a passagem entre os estados distintos (Sauro *et al.*, 2026). Essas mudanças ocorrem apenas quando eventos específicos ou critérios operacionais previamente estabelecidos são atendidos, garantindo que o organismo ou sua simulação evolua de forma coerente com as leis da biologia (Sel *et al.*, 2024). Em conjunto, esses três conceitos fornecem a estrutura fundamental para traduzir flutuações fisiológicas contínuas em etapas computacionais sequenciais e rastreáveis.

2.4.2 Máquinas de Estados Finitos

As Máquinas de Estados Finitos (Finite State Machines - FSM) constituem um modelo computacional amplamente utilizado para formalizar sistemas cujo comportamento pode ser contido em um conjunto limitado de estados, eventos e regras de transição (Harel, 1987; Lee; Seshia, 2017). Essa metodologia pertence à classe de arquiteturas orientadas a eventos, nas quais a progressão de etapas ocorre em resposta a condições estritas (Lee; Seshia, 2017). Dentro de uma FSM, cada estado representa um modo operacional isolado, enquanto as transições atuam como as vias de conexão governadas por regras lógicas (Harel, 1987), permitindo representar de forma estruturada a evolução sequencial do sistema entre diferentes condições operacionais (**Figura 2**).

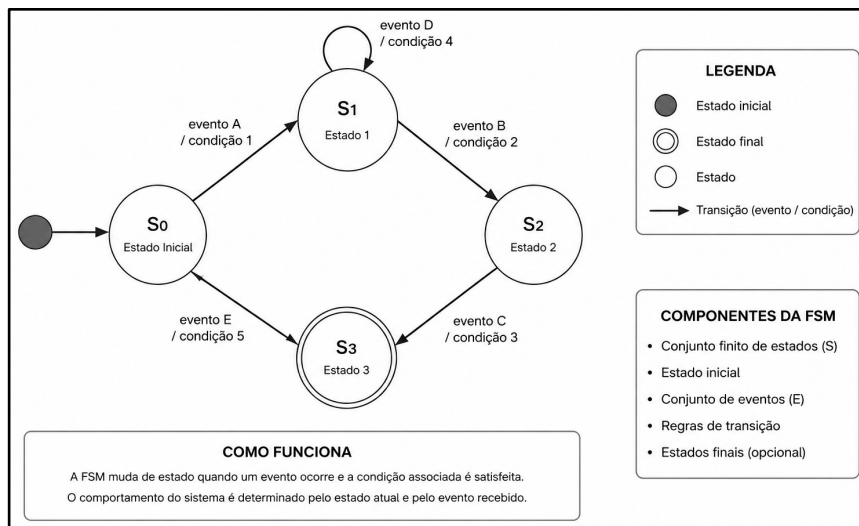


Figura 2. Estrutura genérica de uma FSM composta por estados discretos e transições orientadas por eventos.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

A principal vantagem analítica das FSM reside em sua capacidade de mapear comportamentos sequenciais de forma altamente estruturada. Isso permite decompor dinâmicas intrincadas em subsistemas organizados e logicamente conectados (Harel, 1987; Lee; Seshia, 2017). Essa configuração favorece a modularidade, a previsibilidade e a rastreabilidade, visto que a resposta esperada pode ser explicitamente programada para cada cenário e condição (Lee; Seshia, 2017). Além disso, a sua utilização reduz significativamente a complexidade de implementação computacional, otimizando os processos de desenvolvimento, validação e manutenção, especialmente em aplicações executadas em tempo real (Lee; Seshia, 2017).

A aplicação desse modelo é particularmente adequada para redes biológicas caracterizadas por sequências rígidas e repetitivas ao longo do tempo (Harel, 1987). Diversos processos corporais operam com esse rigor, incluindo mecanismos endócrinos, ciclos celulares, vias de sinalização e respostas reflexas coordenadas (Sauro *et al.*, 2026; Sel *et al.*, 2024). Nesses cenários, a compartimentação em estados facilita a descrição ordenada das fases funcionais e das regras biológicas que ditam seu avanço (Sauro *et al.*, 2026).

No âmbito da fisiologia cardiovascular, as FSM apresentam especial relevância, justamente pela natureza cíclica e segmentada do batimento cardíaco. As fases anatômicas, como enchimento ventricular, contração isovolumétrica, ejeção e relaxamento, ocorrem em uma cronologia inalterável e podem ser diretamente traduzidas como estados computacionais distintos (Hall, 2021;

Boron; Boulpaep, 2022). As progressões entre elas são ativadas por eventos fisiológicos mensuráveis, como a despolarização das membranas ou a inversão dos gradientes de pressão que promovem a abertura valvar (Hall, 2021; Lee; Seshia, 2017).

Sendo assim, as FSM oferecem o arcabouço lógico perfeito para integrar atividades elétricas, respostas contráteis e fluxo sanguíneo dentro de uma arquitetura única e sincronizada (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026). Essa característica torna a ferramenta indispensável para simuladores fisiológicos embarcados, nos quais a reprodução fidedigna do coração depende de um controle de temporização preciso e de uma execução determinística das ações em cada fase.

2.4.3 Modelagem de processos fisiológicos sequenciais

Diversas funções biológicas são organizadas em sequências temporais rigidamente coordenadas, nas quais cada evento depende da conclusão adequada da etapa anterior para que o processo fisiológico ocorra de forma eficiente (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Essa característica está presente em fenômenos como a condução nervosa, os reflexos autonômicos, os mecanismos de regulação hormonal e a coordenação mecânica do SCV (Boron; Boulpaep, 2022; Sel *et al.*, 2024).

A representação computacional desses processos exige modelos capazes de preservar explicitamente as relações temporais e de causalidade entre os eventos biológicos (Lee; Seshia, 2017; Sauro *et al.*, 2026). Nesse contexto, a modelagem baseada em estados permite organizar fenômenos complexos em etapas discretas e logicamente conectadas, garantindo que a progressão do sistema ocorra apenas quando condições previamente estabelecidas forem satisfeitas (Lee; Seshia, 2017).

Essa abordagem favorece a análise das relações de causa e efeito que governam os sistemas biológicos, possibilitando avaliar como alterações em uma determinada fase podem influenciar o comportamento das etapas subsequentes (Sel *et al.*, 2024; Sauro *et al.*, 2026). Consequentemente, a preservação da sequência temporal dos eventos torna-se um requisito fundamental para a construção de modelos fisiológicos capazes de reproduzir adequadamente a dinâmica dos processos biológicos.

No SCV, por exemplo, a propagação do estímulo elétrico, a contração miocárdica, a movimentação das valvas e o fluxo sanguíneo constituem eventos organizados em uma sequência

obrigatória e repetitiva ao longo do ciclo cardíaco (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Dessa forma, a modelagem de processos fisiológicos sequenciais fornece a base conceitual necessária para representar computacionalmente sistemas biológicos caracterizados por dependências temporais rigorosas e comportamentos cíclicos.

2.4.4 Aplicações da FSM na representação de sistemas cardiovascular

As Máquinas de Estados Finitos têm sido amplamente empregadas na modelagem de sistemas biológicos devido à sua capacidade de representar processos governados por mudanças discretas de estado e relações temporais bem definidas (Lee; Seshia, 2017; Sauro *et al.*, 2026). Essa abordagem permite traduzir mecanismos fisiológicos complexos em estruturas computacionais organizadas, facilitando a implementação, a análise e a validação de modelos biológicos.

Na fisiologia computacional e na bioinformática, as FSM têm sido utilizadas para representar mecanismos regulatórios, vias de sinalização celular, processos homeostáticos e interações fisiológicas caracterizadas por sequências de eventos dependentes do tempo (Sauro *et al.*, 2026; Sel *et al.*, 2024). A decomposição do sistema em estados bem definidos favorece a modularidade, a rastreabilidade e a interpretação do comportamento do modelo, contribuindo para o desenvolvimento de simuladores mais robustos e auditáveis.

Além do contexto biológico, a arquitetura baseada em estados é amplamente empregada em sistemas embarcados, equipamentos biomédicos e plataformas educacionais interativas, nos quais a execução determinística das operações é um requisito essencial (Lee; Seshia, 2017). Nesses ambientes, as FSM possibilitam o sincronismo entre sensores, temporizadores, atuadores e rotinas de controle, reduzindo ambiguidades operacionais e aumentando a confiabilidade do sistema.

No contexto cardiovascular, as FSM permitem representar computacionalmente as diferentes fases do ciclo cardíaco por meio de estados discretos interligados por eventos fisiológicos específicos (**Figura 3**). Processos como ativação elétrica, contração miocárdica, abertura e fechamento valvar e ejeção sanguínea podem ser organizados em uma sequência lógica capaz de reproduzir a dinâmica temporal do coração de forma estruturada e previsível (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). Por essa razão, as FSM constituem uma das principais estratégias para o desenvolvimento de simuladores cardiovasculares embarcados destinados ao ensino, treinamento e visualização de fenômenos fisiológicos complexos.

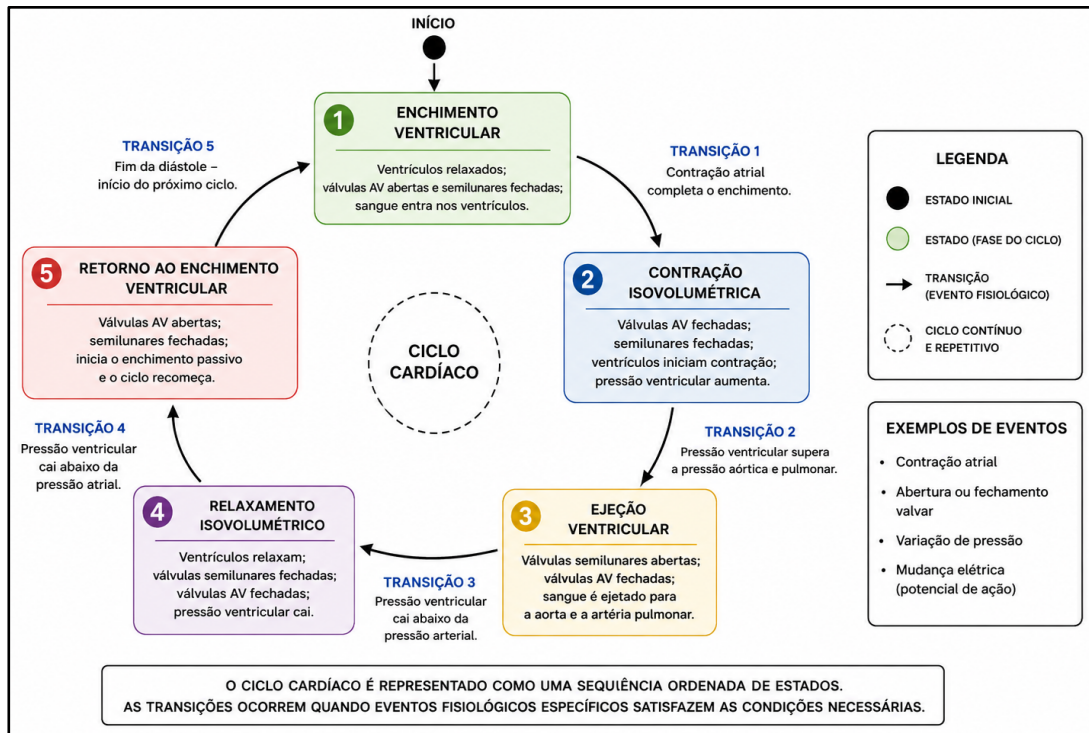


Figura 3. Modelo baseado em FSM para representação das fases do ciclo cardíaco.
Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

2.5 Sistemas Embarcados Aplicados à Simulação Biomédica

2.5.1 Fundamentos dos sistemas embarcados

Os sistemas embarcados são plataformas computacionais dedicadas à execução de funções específicas por meio da integração entre hardware e software em uma arquitetura projetada para atender requisitos operacionais previamente definidos (Lee; Seshia, 2017). Diferentemente dos computadores de propósito geral, essas plataformas são desenvolvidas para executar tarefas específicas de forma contínua, previsível e diretamente associada ao ambiente físico no qual estão inseridas (Lee; Seshia, 2017; De Micco; Vargas; Fierens, 2020).

A estrutura básica de um sistema embarcado é composta por uma unidade de processamento, memórias, interfaces de entrada e saída, dispositivos de comunicação e módulos de controle responsáveis pela execução das rotinas programadas. Esses elementos operam de forma

integrada para adquirir informações, processar dados e gerar respostas compatíveis com os objetivos da aplicação (De Micco; Vargas; Fierens, 2020). Em aplicações biomédicas, essa integração permite estabelecer uma interação contínua entre o ambiente fisiológico e o sistema computacional, caracterizando os chamados sistemas ciberfísicos (Lee; Seshia, 2017).

Uma característica fundamental dessas arquiteturas é a capacidade de executar tarefas de forma determinística, garantindo que eventos específicos sejam processados dentro de intervalos temporais previamente estabelecidos. Essa propriedade é particularmente importante em aplicações relacionadas ao monitoramento fisiológico, ao controle de dispositivos médicos e à reprodução computacional de processos biológicos, nos quais a sincronização temporal influencia diretamente o desempenho do sistema (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023).

No contexto cardiovascular, os sistemas embarcados têm sido empregados em equipamentos de monitoramento hemodinâmico, dispositivos de assistência circulatória, sistemas de aquisição de sinais eletrocardiográficos e plataformas de treinamento clínico (Zhao, 2023; Arandia; Garate; Mabe, 2022). Nessas aplicações, o processamento em tempo real possibilita a aquisição, interpretação e representação de eventos fisiológicos relacionados à atividade elétrica cardíaca, à contração miocárdica e à dinâmica do fluxo sanguíneo.

Além das aplicações clínicas, os sistemas embarcados constituem a base tecnológica para o desenvolvimento de simuladores cardiovasculares educacionais. Nesses sistemas, modelos computacionais podem ser convertidos em representações físicas capazes de reproduzir, de forma sincronizada, diferentes eventos do ciclo cardíaco por meio de estímulos visuais, sonoros e interativos. Dessa forma, a computação embarcada fornece os recursos necessários para representar fenômenos cardiovasculares complexos em plataformas de ensino, treinamento e demonstração experimental.

2.5.2 Microcontroladores e controle temporal em sistemas embarcados

Os microcontroladores constituem o núcleo computacional dos sistemas embarcados modernos, integrando em um único circuito processador, memórias, temporizadores e interfaces de entrada e saída digitais e analógicas (Lee; Seshia, 2017). Essa elevada integração reduz a complexidade do hardware e o consumo energético, favorecendo sua aplicação em dispositivos

biomédicos, sistemas de monitoramento fisiológico e plataformas educacionais interativas (Zhao, 2023). Nesse contexto, o microcontrolador é responsável pela execução das rotinas computacionais, pelo gerenciamento dos periféricos e pela coordenação das trocas de informação entre os diferentes componentes do sistema (Lee; Seshia, 2017).

Entre os recursos mais relevantes dessas plataformas destacam-se os mecanismos de temporização e controle determinístico da execução das tarefas, possibilitados pelo uso de temporizadores internos e rotinas de controle programadas. Esses recursos permitem executar eventos em intervalos previamente definidos e manter a sincronização entre diferentes processos do sistema, característica amplamente empregada em aplicações embarcadas de monitoramento, automação e instrumentação (Lee; Seshia, 2017). Embora microcontroladores possam ser utilizados em sistemas com requisitos de tempo real, sua aplicação também se estende a sistemas cuja prioridade é a previsibilidade temporal e a execução sequencial de eventos, sem a necessidade de atender restrições formais de tempo real. Essa abordagem foi adotada neste trabalho para sincronizar as diferentes etapas do ciclo cardíaco representadas pelo simulador.

Em aplicações biomédicas, a sincronização entre aquisição de dados, processamento computacional e geração de respostas constitui um requisito essencial para a representação adequada de fenômenos fisiológicos dinâmicos (Zhao, 2023). Variáveis biológicas como atividade elétrica cardíaca, frequência cardíaca, pressão arterial e fluxo sanguíneo apresentam comportamento dependente do tempo, exigindo que os eventos computacionais mantenham relações temporais compatíveis com a dinâmica fisiológica representada.

Dessa forma, os microcontroladores fornecem a infraestrutura necessária para implementar modelos fisiológicos embarcados capazes de executar sequências de eventos, temporizações e rotinas de controle de maneira previsível e sincronizada. Essa capacidade torna essas plataformas particularmente adequadas para aplicações de simulação biomédica, nas quais a coerência temporal entre os processos computacionais e os fenômenos fisiológicos representados é um requisito fundamental para a fidelidade do modelo.

2.5.3 Integração entre sensores, atuadores e interfaces

O funcionamento dos sistemas embarcados baseia-se na interação coordenada entre sensores, unidade de processamento, atuadores e interfaces de comunicação. Essa arquitetura

permite estabelecer um fluxo contínuo de aquisição de dados, processamento computacional e geração de respostas, formando a estrutura operacional de diversos dispositivos biomédicos e simuladores fisiológicos (Lee; Seshia, 2017; Arandia; Garate; Mabe, 2022).

Os sensores são responsáveis pela conversão de grandezas físicas em sinais elétricos passíveis de processamento computacional. Em aplicações biomédicas, esses dispositivos podem ser utilizados para monitorar variáveis como temperatura, pressão, força, fluxo, deslocamento e atividade bioelétrica, fornecendo informações que representam o estado do sistema físico ou fisiológico monitorado (Arandia; Garate; Mabe, 2022; Zhao, 2023). A qualidade dessas informações influencia diretamente a capacidade do sistema em representar adequadamente os fenômenos observados.

Após a aquisição dos dados, o microcontrolador realiza o processamento das informações de acordo com algoritmos e regras de controle previamente definidos. Com base nos resultados obtidos, sinais de comando podem ser enviados aos atuadores, dispositivos responsáveis por converter instruções computacionais em respostas físicas observáveis. Entre os atuadores mais empregados em sistemas embarcados destacam-se dispositivos luminosos, sinalizadores sonoros, motores, displays e outros mecanismos capazes de representar ou modificar o estado do sistema controlado (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023).

A integração entre sensores, processamento, atuadores e interfaces estabelece uma cadeia funcional responsável pela aquisição de informações, processamento computacional e geração de respostas de forma coordenada e temporalmente sincronizada. Essa organização constitui a arquitetura básica dos sistemas embarcados aplicados à área biomédica, na qual os diferentes componentes operam de maneira integrada para monitorar variáveis, executar rotinas de controle e fornecer respostas ao usuário ou ao ambiente externo (**Figura 4**).

Complementando essa estrutura, as interfaces desempenham o papel de comunicação entre o sistema computacional e o usuário. Por meio de telas, painéis de controle, indicadores visuais e dispositivos de interação, as interfaces possibilitam a supervisão das variáveis monitoradas, a configuração de parâmetros operacionais e o acompanhamento das respostas geradas pelo sistema. Em simuladores fisiológicos, esses recursos contribuem para a interpretação dos fenômenos representados e ampliam a interação do usuário com o modelo biológico em estudo (Lee; Seshia, 2017; Zhao, 2023).

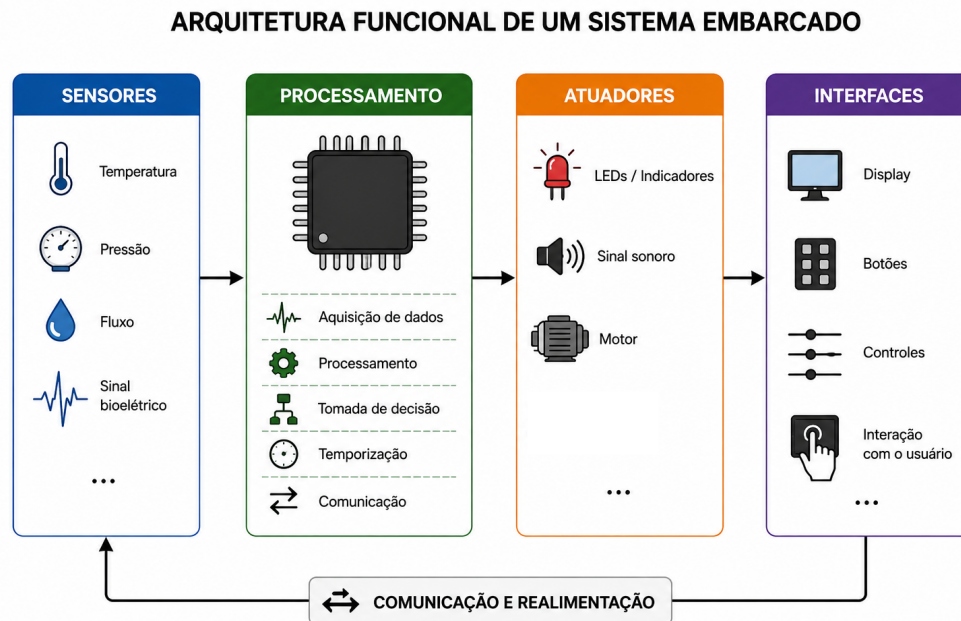


Figura 4. Arquitetura funcional de um sistema embarcado com integração entre sensores, atuadores e interfaces.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

2.5.4 Sistemas embarcados em simuladores fisiológicos

Os simuladores fisiológicos baseados em sistemas embarcados constituem uma categoria de dispositivos educacionais desenvolvidos para representar processos biológicos por meio da integração entre modelos computacionais, recursos eletrônicos e mecanismos de interação. Nessas plataformas, fenômenos fisiológicos podem ser convertidos em respostas visuais, sonoras ou mecânicas controladas por microcontroladores, permitindo a observação direta de eventos que normalmente ocorrem em escalas temporais e espaciais de difícil visualização (Lee; Seshia, 2017).

A utilização desses sistemas na educação em saúde tem crescido devido à necessidade de ferramentas capazes de complementar o ensino tradicional baseado em livros, imagens estáticas e representações bidimensionais. Ao incorporar processamento em tempo real e recursos interativos, os simuladores permitem demonstrar relações de causalidade, sequências fisiológicas e mecanismos de controle biológico de forma mais intuitiva, favorecendo a compreensão de fenômenos complexos por estudantes e profissionais em treinamento (Diogenes *et al.*, 2025).

Entre os diversos sistemas biológicos utilizados em plataformas educacionais, o SCV apresenta características particularmente adequadas para representação embarcada devido à sua

organização cíclica, elevada dependência temporal e forte integração entre eventos elétricos, mecânicos e hemodinâmicos. A natureza sequencial do ciclo cardíaco permite que diferentes etapas fisiológicas sejam traduzidas em rotinas computacionais sincronizadas, possibilitando a representação coordenada da propagação do estímulo elétrico, da contração das câmaras cardíacas, da dinâmica valvar e do deslocamento do fluxo sanguíneo (Hall, 2021; Boron; Boulpaep, 2022). A integração entre modelo fisiológico, processamento embarcado e recursos de interação possibilita a construção de plataformas capazes de representar esses fenômenos de forma visual, sonora e interativa (**Figura 5**).

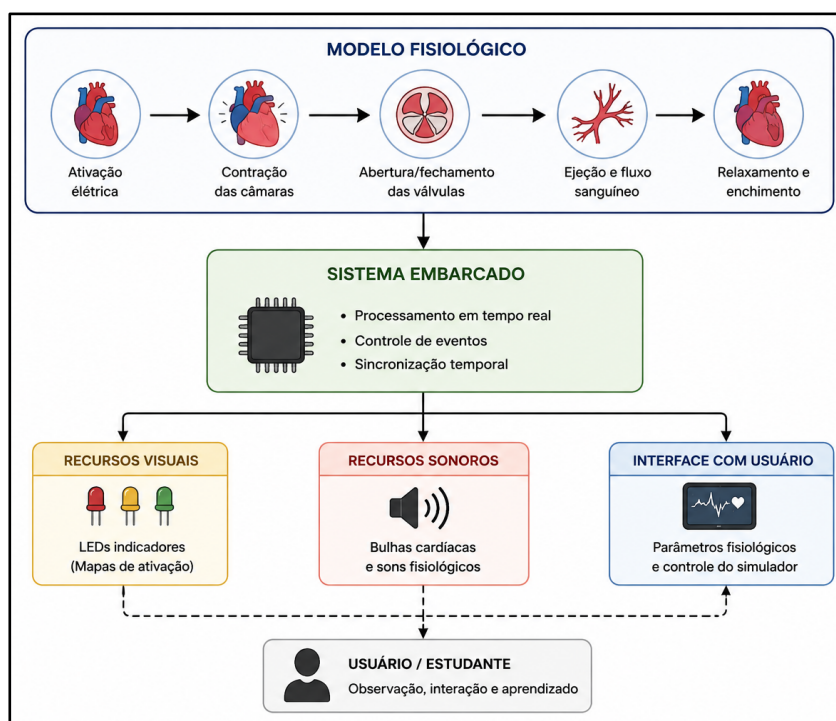


Figura 5. Representação da integração entre sistema embarcado e simulação fisiológica como recursos didáticos interativos.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

Sob essa perspectiva, os sistemas embarcados oferecem uma plataforma adequada para a construção de simuladores cardiovasculares capazes de reproduzir fenômenos fisiológicos de forma controlada, repetitiva e interativa. Além de favorecer a visualização integrada do funcionamento cardíaco, essas ferramentas ampliam as possibilidades de ensino ao permitir a demonstração prática de processos fisiológicos e alterações funcionais frequentemente abordados apenas de forma teórica nos cursos da área da saúde.

2.5.5 Plataformas embarcadas de baixo custo para aplicações educacionais

A ampla disponibilidade de plataformas de prototipagem eletrônica e microcontroladores de código aberto tem ampliado o acesso ao desenvolvimento de sistemas embarcados voltados ao ensino, à pesquisa e à inovação tecnológica (Zhao, 2023). Recursos computacionais que anteriormente dependiam de equipamentos proprietários e investimentos elevados passaram a ser implementados por meio de soluções acessíveis, favorecendo a incorporação de tecnologias interativas em instituições de ensino e laboratórios acadêmicos (Diogenes *et al.*, 2025).

Essas plataformas oferecem capacidade de processamento, memória, interfaces de comunicação e recursos de entrada e saída adequados para aplicações de aquisição de dados, instrumentação biomédica e desenvolvimento de simuladores educacionais. Além do reduzido custo de implementação, destacam-se pela facilidade de programação, ampla disponibilidade de documentação técnica e compatibilidade com uma grande variedade de sensores, atuadores e módulos eletrônicos complementares (Lee; Seshia, 2017).

Outro aspecto relevante é a flexibilidade proporcionada por sua arquitetura modular, que permite adaptar e expandir funcionalidades de acordo com os requisitos de cada aplicação. Essa característica favorece o desenvolvimento de protótipos personalizados e tem contribuído para a crescente utilização dessas tecnologias em atividades de ensino e pesquisa nas áreas de engenharia, ciências biológicas e saúde (Diogenes *et al.*, 2025).

No ensino biomédico, essas plataformas possibilitam a implementação de modelos físicos interativos capazes de representar fenômenos fisiológicos por meio da integração entre processamento computacional, recursos multimídia e dispositivos de controle. Essa abordagem favorece a visualização de processos biológicos dinâmicos e complementa estratégias tradicionais de ensino baseadas em textos, imagens e diagramas estáticos (Zhao, 2023).

A disponibilidade de plataformas embarcadas de baixo custo para fisiologia cardiovascular tem viabilizado o desenvolvimento de simuladores educacionais capazes de representar eventos associados ao ciclo cardíaco e à dinâmica circulatória por meio de recursos visuais, sonoros e interativos. Dessa forma, essas tecnologias constituem uma alternativa acessível para a construção de ferramentas didáticas destinadas ao ensino, demonstração e exploração experimental dos mecanismos funcionais do SCV.

Sistemas embarcados de baixo custo tem sido empregados no desenvolvimento de plataformas para simulação de fenômenos cardiovasculares. Um exemplo é um sistema programável de fluxo pulsátil desenvolvido com microcontrolador compatível com Arduino, controlador de motor e bomba centrífuga, capaz de reproduzir formas de onda arteriais fisiológicas para validação de dispositivos biomédicos e treinamento em ultrassonografia vascular (HERWALD et al., 2024). A validação experimental por ultrassonografia Doppler e medições de vazão demonstrou que o sistema reproduz adequadamente o comportamento pulsátil da circulação arterial, utilizando componentes de baixo custo e arquitetura aberta.

Outra aplicação consiste em um controlador embarcado de código aberto destinado a modelos cardiovasculares dinâmicos, desenvolvido para reproduzir perfis pulsáteis de pressão arterial durante a caracterização de sensores biomédicos. O sistema utiliza um microcontrolador Arduino, interface gráfica dedicada e câmara de pressão programável, permitindo simular pressões entre 30 e 400 mmHg e frequências cardíacas de até 120 bpm, com elevada flexibilidade para aplicações em pesquisa e desenvolvimento de dispositivos cardiovasculares (FAROOQ et al., 2024).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho consistiu em uma pesquisa aplicada de caráter tecnológico, desenvolvida por meio de abordagem experimental, com o objetivo de projetar, implementar e validar uma plataforma computacional embarcada para simulação dinâmica do SCV destinada ao ensino da anatomia e fisiologia cardiovascular. O desenvolvimento foi realizado nos Laboratórios de Engenharia da Computação da Universidade Federal do Maranhão (UFMA), entre novembro/2025 e junho/2026, abrangendo a modelagem fisiológica do ciclo cardíaco, desenvolvimento do hardware eletrônico, implementação do software embarcado na plataforma Arduino e integração dos componentes para obtenção do protótipo funcional.

3.1 Modelagem do sistema cardiovascular

A modelagem do SCV foi realizada a partir da identificação e da seleção dos principais eventos fisiológicos passíveis de representação computacional. Foram considerados a dinâmica temporal do ciclo cardíaco, o fluxo sanguíneo entre câmaras cardíacas e grandes vasos, os estados de abertura e fechamento das valvas cardíacas, a ocorrência das bulhas cardíacas e as variações da frequência cardíaca. Esses elementos constituíram o modelo fisiológico utilizado como referência para o desenvolvimento da arquitetura computacional e do protótipo embarcado.

Inicialmente, foram definidas as estruturas anatômicas representadas pelo modelo, compreendendo os átrios (direito e esquerdo), os ventrículos (direito e esquerdo), as valvas atrioventriculares (mitral e tricúspide), as valvas semilunares (aórtica e pulmonar) e os principais vasos dos circuitos pulmonar (artéria e veias pulmonares) e sistêmico (artéria aorta e veias cavas). Em seguida, o ciclo cardíaco foi decomposto em um estado basal permanente e sete fases fisiológicas sequenciais, permitindo representar, de forma ordenada, os eventos mecânicos, hemodinâmicos e eletrofisiológicos característicos do funcionamento normal do SCV.

Para cada fase foram definidos os estados das valvas cardíacas (aberta ou fechada), a direção predominante do fluxo sanguíneo e a ocorrência das duas primeiras bulhas cardíacas, estabelecendo os parâmetros fisiológicos utilizados posteriormente na implementação da lógica computacional baseada em FSM. A organização do modelo fisiológico, das fases do ciclo cardíaco, do escalonamento temporal e dos modos de operação adotados no simulador (**Figura 6**).

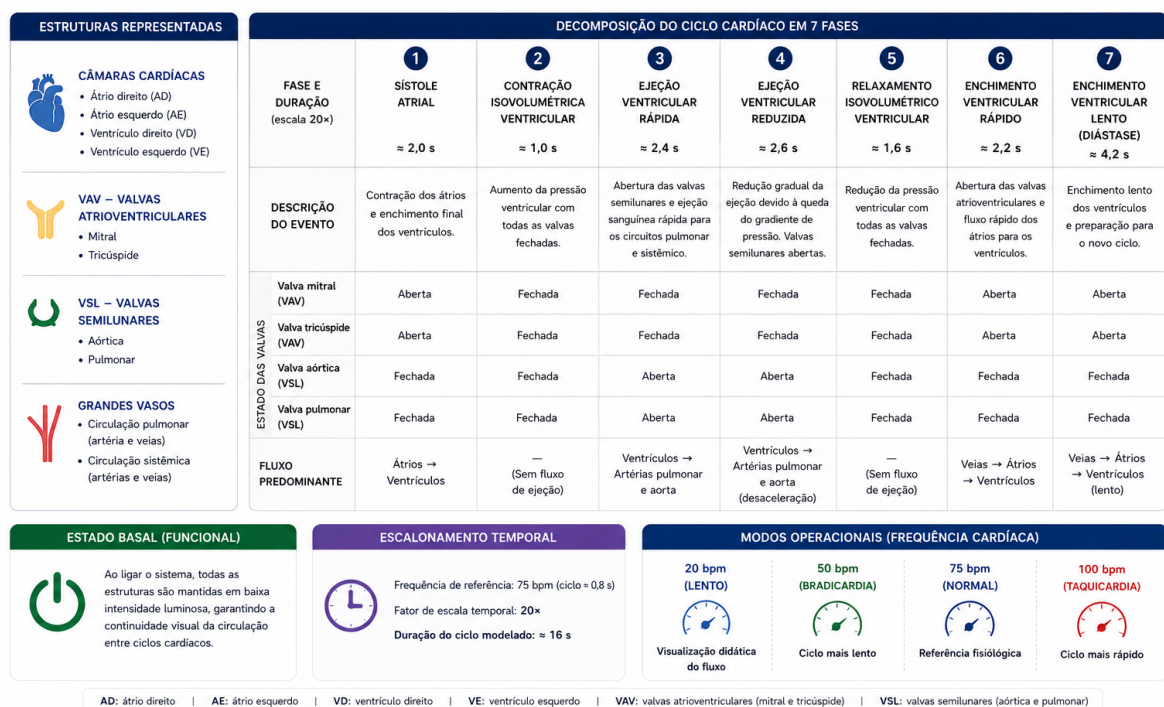


Figura 6. Modelo conceitual do SCV utilizado na implementação computacional.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

Considerando uma frequência cardíaca fisiológica de aproximadamente 75 bpm, correspondente a um ciclo cardíaco de cerca de 0,8 s, foi adotado um fator de escala temporal de 20, resultando em um ciclo completo de aproximadamente 16 s. Esse escalonamento ampliou a percepção visual e sonora dos eventos fisiológicos, preservando sua sequência cronológica e as relações temporais entre as diferentes fases do ciclo cardíaco. Foram definidos os modos operacionais de visualização didática do fluxo (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm), obtidos por meio do ajuste proporcional da duração das fases, sem alterar a sequência fisiológica dos eventos.

O modelo fisiológico foi organizado em oito estados operacionais, compreendendo um estado basal funcional e sete fases do ciclo cardíaco: sístole atrial, contração isovolumétrica ventricular, ejeção ventricular rápida, ejeção ventricular reduzida, relaxamento isovolumétrico ventricular, enchimento ventricular rápido e enchimento ventricular lento (diástase).

3.2 Arquitetura computacional baseada em Máquina de Estados Finitos

A arquitetura computacional foi estruturada em uma FSM a partir do modelo fisiológico do SCV descrito na Seção 5.1. A FSM foi organizada em oito estados operacionais, compreendendo um estado basal funcional e sete estados correspondentes às fases fisiológicas do ciclo cardíaco: sístole atrial, contração isovolumétrica ventricular, ejeção ventricular rápida, ejeção ventricular reduzida, relaxamento isovolumétrico ventricular, enchimento ventricular rápido e enchimento ventricular lento (diástase). Para cada estado foram definidos os parâmetros temporais, as condições de transição e o conjunto de ações associado aos eventos fisiológicos representados (Figura 7).

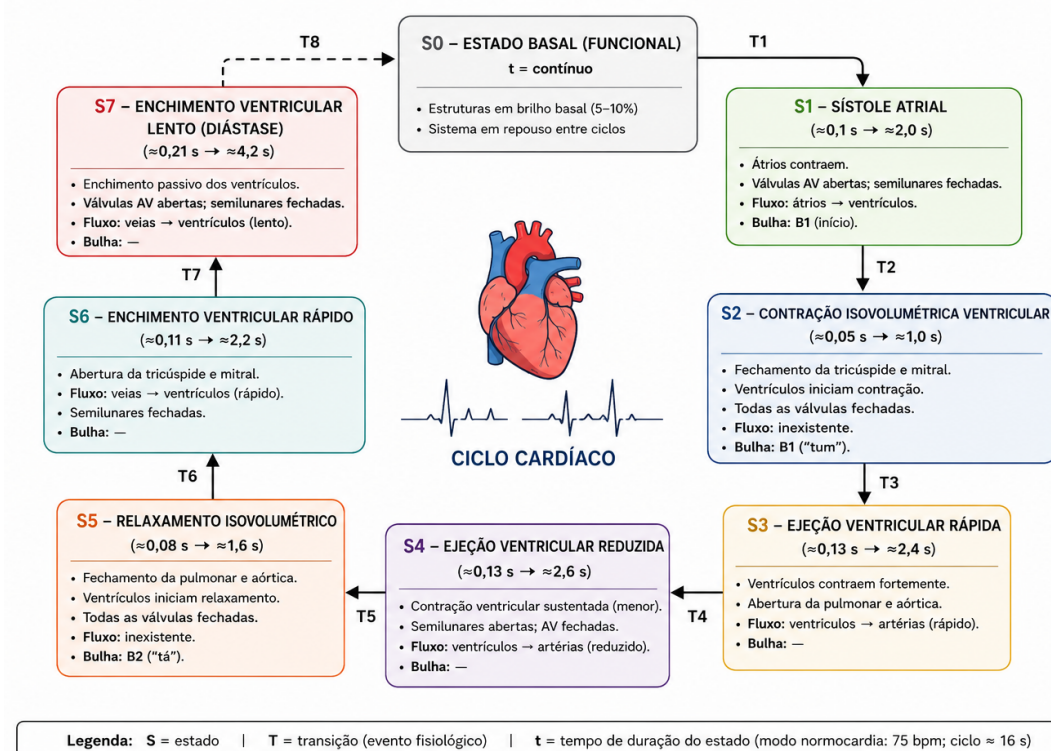


Figura 7. Diagrama da FSM empregada na implementação do simulador cardiovascular.

Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio do ChatGPT (OpenAI), 2026.

A sequência de execução foi estabelecida por transições temporizadas entre estados consecutivos, respeitando a ordem fisiológica do ciclo cardíaco. Cada transição foi condicionada ao término do tempo de permanência do estado ativo, promovendo a execução das ações

programadas e o avanço automático para a fase subsequente. Ao final do último estado, foi estabelecida a transição para o estado basal, reiniciando continuamente um novo ciclo de execução.

A parametrização temporal da FSM foi realizada em função da frequência cardíaca de operação, permitindo a definição dos modos de visualização didática do fluxo sanguíneo (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm). A alteração entre os modos foi obtida exclusivamente pelo ajuste dos tempos de permanência dos estados, preservando as regras de transição e a sequência fisiológica do ciclo cardíaco.

3.3 Simulação computacional

A simulação computacional foi realizada para desenvolver e validar a arquitetura embarcada do simulador cardiovascular antes da construção do protótipo físico. Essa etapa foi conduzida no ambiente Visual Studio Code, utilizando a extensão PlatformIO integrada à plataforma Wokwi (**Figura 8**), permitindo o desenvolvimento e a depuração do firmware em um microcontrolador virtual Arduino Mega 2560.

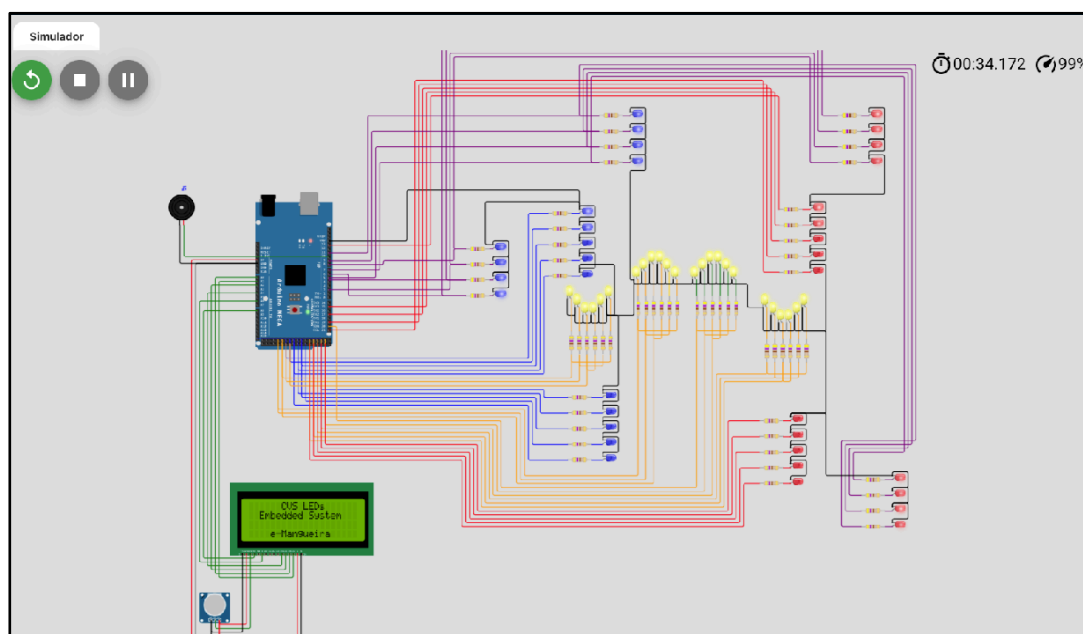


Figura 8. Print do simulador do SCV, montado no Wokwi.

O circuito eletrônico virtual foi construído contendo os dispositivos previstos para o protótipo, incluindo os grupos de LEDs responsáveis pela representação das estruturas anatômicas

do SCV, o display LCD 20×4 , os botões de comando e a saída destinada à reprodução das bulhas cardíacas. Em seguida, foi definido o mapeamento das entradas e saídas do microcontrolador, definindo os canais correspondentes às câmaras cardíacas, valvas, circulação arterial e venosa, interface de usuário e sistema sonoro.

O desenvolvimento do firmware foi realizado de forma incremental, implementando e integrando progressivamente as rotinas de inicialização, leitura das entradas, controle das saídas, temporização da FSM e sincronização entre os estímulos visuais e sonoros. Durante essa etapa, cada módulo foi submetido à depuração e aos testes de funcionamento antes da integração ao sistema completo.

A validação da simulação compreendeu a verificação do sequenciamento dos estados da FSM, da temporização das fases do ciclo cardíaco, do acionamento sincronizado das estruturas anatômicas, da reprodução das bulhas cardíacas, da atualização do display LCD e da resposta aos comandos do usuário. Também foram avaliados os modos de visualização didática do fluxo sanguíneo (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm), verificando-se adequação da parametrização temporal dos estados. As inconsistências identificadas foram corrigidas por meio de ajustes nas rotinas de controle, no mapeamento das entradas e saídas e nos parâmetros temporais.

3.3.1 Desenvolvimento do protótipo embarcado

Após a validação da arquitetura computacional em ambiente virtual, iniciou-se o desenvolvimento do protótipo embarcado, compreendendo o projeto do hardware eletrônico, a implementação do firmware, o desenvolvimento das placas de circuito impresso e a montagem do equipamento.

3.3.2 Estrutura de hardware

Primeiro foi realizada uma montagem experimental em protoboard para verificação das conexões elétricas, do mapeamento das entradas e saídas digitais e da integração entre os subsistemas eletrônicos. A unidade de processamento foi constituída por um microcontrolador Arduino Mega Pro Mini (ATmega2560), responsável pela execução do firmware, controle da

interface de usuário, acionamento da representação visual e reprodução das bulhas cardíacas. Os componentes eletrônicos empregados na construção do protótipo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Componentes eletrônicos empregados na implementação do hardware do simulador cardiovascular.

Componente	Quantidade	Aplicação no sistema
Arduino Mega Pro Mini (ATmega2560)	1	Unidade central de processamento e controle
Display LCD 20 × 4	1	Interface de usuário
Módulo I ² C para LCD	1	Comunicação I ² C entre microcontrolador e display
Transistor BC548	28	Acionamento dos grupos independentes de LEDs
Resistor 820 Ω	28	Polarização das bases dos transistores
Resistor 390 Ω	65	Limitação de corrente dos arranjos de LEDs
LED vermelho 3 mm	121	Representação da circulação arterial
LED azul 3 mm	104	Representação da circulação venosa
LED amarelo 3 mm	24	Representação das valvas cardíacas
Botão tátil (push-button)	5	Entradas de comandos do usuário
Regulador de tensão LM7805	1	Regulação da alimentação de 5 V
Módulo amplificador de áudio (2 x 5 W)	1	Amplificação dos sinais sonoros das bulhas cardíacas
Alto-falante 2” (3 W)	1	Reprodução das bulhas cardíacas
Conector DB9	1	Interligação entre módulos eletrônicos
Cabo blindado de 8 vias	1	Transmissão dos sinais de controle e alimentação
Chave liga-desliga tipo gangorra	1	Acionamento geral do equipamento
Fonte de alimentação 12 V / 2 A	1	Alimentação elétrica do sistema
Placa de fenolite cobreada 1,6 mm	2	Fabricação das placas de circuito impresso

Fonte: Elaborado pelo autor.

A representação visual do SCV foi organizada em blocos anatômicos independentes correspondentes às câmaras cardíacas, valvas e vasos sanguíneos. Para essa finalidade, foram empregados 249 LEDs, sendo 121 vermelhos para representação da circulação arterial, 104 azuis para a circulação venosa e 24 amarelos para as valvas cardíacas. A distribuição dos LEDs foi

definida de acordo com a organização anatômica do SCV, permitindo representar visualmente a propagação do fluxo sanguíneo durante as diferentes fases do ciclo cardíaco.

Os grupos de LEDs foram organizados em arranjos série-paralelo alimentados em 12 V. Nas câmaras cardíacas e nos vasos sanguíneos foram utilizadas ramificações compostas por quatro LEDs em série associados a resistores limitadores de corrente de 390 Ω , enquanto as valvas cardíacas foram constituídas por duas ramificações paralelas contendo três LEDs em série. O acionamento independente de cada bloco anatômico foi realizado por transistores NPN BC548 polarizados por resistores de 820 Ω , possibilitando o controle individual das estruturas representadas de acordo com a lógica definida pela FSM.

3.3.3 Firmware embarcado

O firmware embarcado foi desenvolvido em linguagem C/C++ utilizando a plataforma Arduino IDE, a partir da arquitetura computacional previamente validada em ambiente de simulação. O desenvolvimento foi realizado de forma incremental, compreendendo a implementação progressiva dos módulos responsáveis pela inicialização do sistema, gerenciamento da FSM, leitura dos comandos do usuário, controle das saídas, atualização da interface e reprodução das bulhas cardíacas.

Durante essa etapa, foi realizado o mapeamento entre as estruturas anatômicas representadas e as respectivas portas de entrada e saída do microcontrolador, permitindo o controle independente das câmaras cardíacas, valvas, vasos sanguíneos, display LCD, botões de comando e sistema sonoro. Na rotina de inicialização foram configuradas as portas de entrada e saída, os estados iniciais dos periféricos e os parâmetros necessários à execução do simulador.

Os parâmetros temporais definidos durante a modelagem fisiológica foram incorporados ao firmware por meio de variáveis de configuração, permitindo a parametrização da FSM para os modos de visualização didática do fluxo sanguíneo (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm), preservando a sequência dos estados e as regras de transição estabelecidas para o ciclo cardíaco.

Após a implementação, o firmware foi gravado no microcontrolador Arduino Mega Pro Mini e integrado aos demais módulos eletrônicos do protótipo embarcado, constituindo a versão utilizada nos ensaios de validação funcional.

3.3.4 Placas de circuito impresso

As placas de circuito impresso foram desenvolvidas utilizando o software Tango PCB versão 14.0, a partir da arquitetura eletrônica previamente validada em protoboard. O projeto compreendeu a elaboração dos esquemáticos elétricos, o posicionamento dos componentes, o roteamento das trilhas de sinal e alimentação e a definição das interconexões necessárias ao funcionamento integrado do simulador.

A arquitetura eletrônica foi distribuída em dois módulos independentes. A placa principal foi projetada para integrar a unidade de processamento, os circuitos de acionamento e a representação visual das estruturas do SCV, enquanto a placa de interface concentrou o display LCD, os botões de comando e os circuitos auxiliares de interação com o usuário. A comunicação entre os módulos foi estabelecida por meio de um cabo blindado de oito vias, responsável pela transmissão dos sinais de controle e alimentação.

Após a conclusão do projeto, foram realizadas verificações do esquemático elétrico, inspeções do roteamento das trilhas e conferência do posicionamento dos componentes, assegurando a consistência elétrica antes da geração dos arquivos de fabricação das placas de circuito impresso.

3.3.5 Montagem do protótipo

A montagem do protótipo foi realizada a partir das placas de circuito impresso desenvolvidas na etapa anterior. Inicialmente, as placas foram fabricadas em fenolite cobreado de face simples por meio dos processos de transferência do layout, corrosão química, perfuração dos pontos de montagem e inspeção das trilhas e ilhas de soldagem (**Figura 9**).

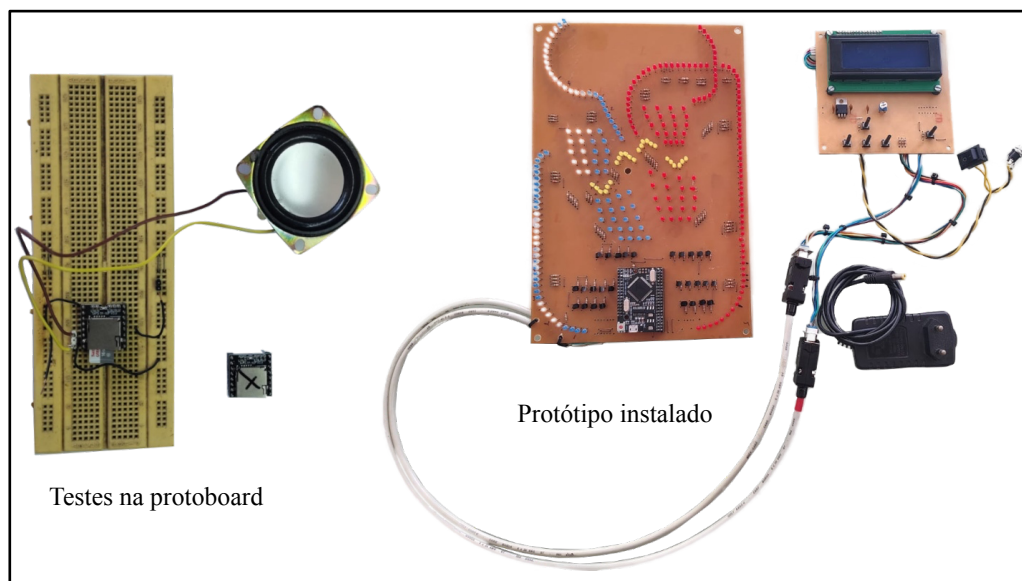


Figura 9. Testes em protoboard e montagem do protótipo.

Após a fabricação, os componentes eletrônicos foram montados e soldados de acordo com os respectivos projetos, compreendendo a unidade de processamento, os circuitos de acionamento, os dispositivos de interface, os conectores e os grupos de LEDs destinados à representação do SCV. Em seguida, foram realizadas verificações de continuidade elétrica, inspeções das soldagens e conferência das interconexões entre os módulos, assegurando a integridade elétrica do protótipo antes da energização do sistema.

O painel anatômico foi confeccionado em chapa de PVC expandido branco com espessura de 15 mm, tendo como base um desenho vetorial desenvolvido. O painel contemplou o contorno corporal, o coração, os grandes vasos e os circuitos pulmonar e sistêmico, servindo como suporte para a representação visual das estruturas anatômicas.

Após as etapas de corte, acabamento e aplicação de películas autoadesivas, o painel anatômico foi integrado ao módulo eletrônico, alinhando cada estrutura anatômica ao respectivo grupo de LEDs instalado na placa principal. Essa configuração permitiu representar visualmente a propagação do fluxo sanguíneo e a sequência dos eventos fisiológicos durante o ciclo cardíaco, constituindo o protótipo embarcado utilizado nos ensaios de validação funcional.

3.4 Validação funcional

A validação funcional teve como objetivo confirmar a conformidade entre o comportamento do sistema embarcado e o modelo fisiológico estabelecido durante a modelagem do SCV e a implementação da FSM. Os ensaios foram conduzidos por meio da execução contínua dos ciclos cardíacos simulados, abrangendo a operação integrada do microcontrolador, dos grupos de LEDs, da interface de usuário, do display LCD e do sistema de reprodução das bulhas cardíacas. Também foram analisadas a resposta aos comandos de entrada, a atualização das informações exibidas no display e a sincronização entre os estímulos visuais e sonoros.

A conformidade funcional foi estabelecida pela correspondência entre a sequência de transição dos estados da FSM, a temporização das fases do ciclo cardíaco, a sincronização dos eventos de abertura e fechamento das valvas cardíacas, a representação da propagação do fluxo sanguíneo e a reprodução das bulhas cardíacas, tomando como referência o modelo fisiológico desenvolvido. A validação também contemplou os quatro modos de operação implementados no simulador, correspondentes à visualização didática do fluxo sanguíneo (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm), confirmando a preservação da sequência dos estados, das regras de transição da FSM e da proporcionalidade temporal entre as fases do ciclo cardíaco.

As não conformidades identificadas durante os ensaios experimentais foram corrigidas mediante ajustes nos parâmetros temporais, nas rotinas do firmware e nas configurações dos módulos eletrônicos, resultando na versão final do simulador cardiovascular utilizada para demonstração e aplicação didática.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Protótipo embarcado desenvolvido

O principal resultado consistiu no desenvolvimento de um protótipo embarcado para simulação dinâmica do SCV (**Figura 8**), constituído por um módulo anatômico (**Figura 8A**) e um módulo de controle (**Figura 8B**) integrados em uma única plataforma. O módulo anatômico representou visualmente o coração, os grandes vasos e as circulações pulmonar e sistêmica, além de incorporar os circuitos responsáveis pelo processamento embarcado, pela sinalização luminosa e pela reprodução sincronizada das bulhas cardíacas. O módulo de controle reuniu o display LCD, os botões de operação, a entrada de alimentação elétrica e as interfaces de comunicação com o módulo anatômico.

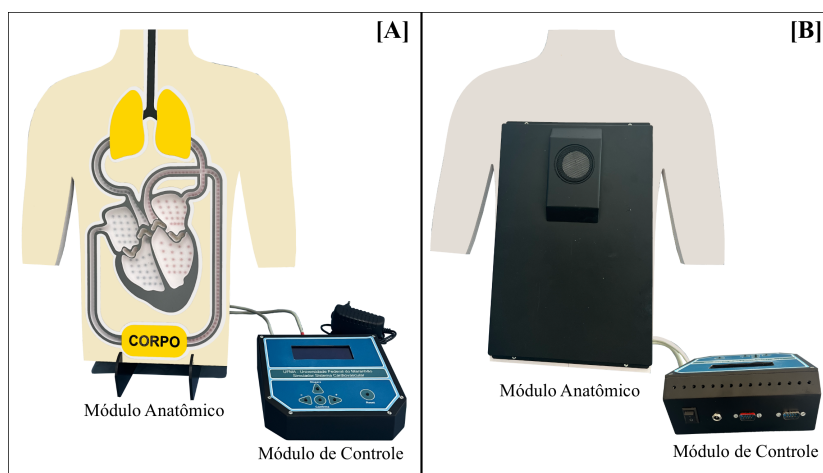


Figura 10. Protótipo embarcado desenvolvido para simulação dinâmica do SCV.

Legenda: [A] vista frontal e [B] vista posterior dos módulos anatômico e controle.

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

A organização do protótipo em módulos funcionais independentes permitiu separar as funções de processamento, interface de operação, representação anatômica e reprodução dos eventos cardiovasculares. Essa abordagem favorece a modularidade da arquitetura embarcada, reduz o acoplamento entre os componentes e facilita a incorporação de novas funcionalidades ao sistema. A utilização de arquiteturas modulares também representa uma estratégia amplamente adotada no desenvolvimento de simuladores médicos, por proporcionar maior flexibilidade de

projeto, reutilização de componentes e adaptação a diferentes cenários de treinamento (Romero-Martínez *et al.*, 2025).

A integração entre a representação anatômica, os estímulos visuais e a reprodução sincronizada dos sons cardíacos associaram aspectos morfofuncionais com o ciclo cardíaco. A utilização de simuladores multimodais facilita a compreensão integrada da anatomia, da fisiologia e da semiologia cardiovascular (Cordeiro *et al.*, 2025), além de promover maior desenvolvimento do raciocínio clínico, das habilidades práticas e do engajamento dos estudantes durante atividades baseadas em simulação (Zheng *et al.*, 2024; Romero-Martínez *et al.*, 2025).

4.2 Arquitetura eletrônica implementada

A arquitetura eletrônica do simulador foi estruturada em grupos anatômicos independentes (**Figura 9**), correspondentes aos átrios (direito e esquerdo), ventrículos (direito e esquerdo), valvas atrioventriculares (tricúspide, mitral) e semilunares (pulmonar e aórtica), circulação arterial (veia pulmonar e artéria aorta) e circulação venosa (veias cava e artéria pulmonar). Essa organização estabeleceu correspondência entre as estruturas do SCV representadas e seus respectivos circuitos de acionamento, permitindo o controle individual de cada grupo anatômico.

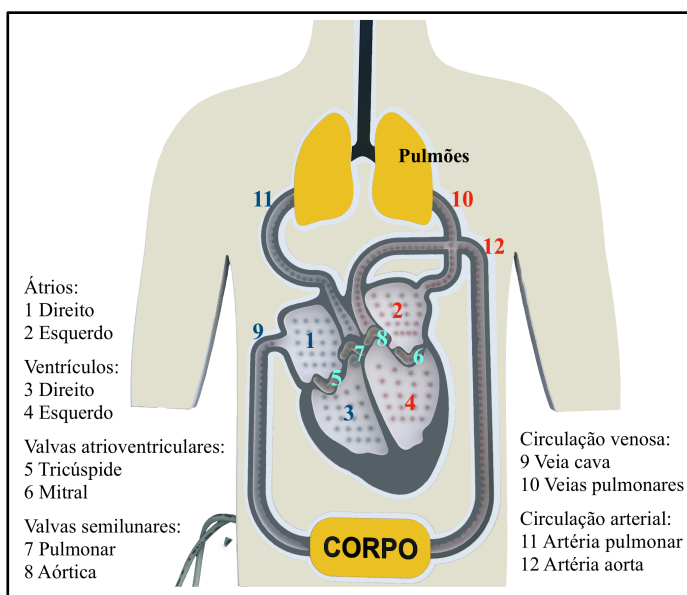


Figura 11. Organização visual dos grupos anatômicos implementados no simulador cardiovascular.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

A representação física do sistema cardiovascular utilizou 249 LEDs distribuídos de acordo com a anatomia do SCV, sendo 121 LEDs vermelhos para o circuito arterial, 104 LEDs azuis para o circuito venoso e 24 LEDs amarelos para as quatro valvas cardíacas (Apêndice A). Essa distribuição preservou a diferenciação visual entre os compartimentos cardiovasculares e facilitou a identificação das estruturas durante a execução da simulação (**Figura 10**).

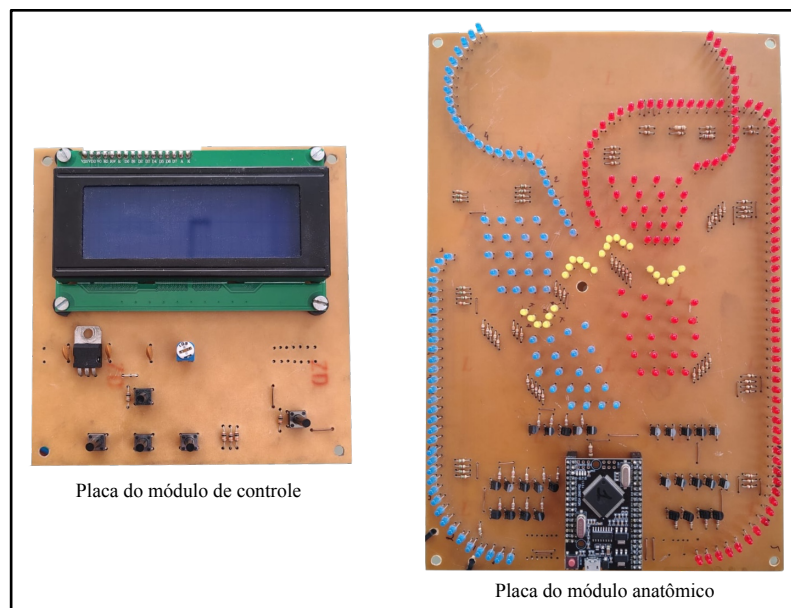


Figura 12. Placas dos módulos de controle e anatômicos.

O acionamento dos grupos anatômicos foi realizado por 28 canais eletrônicos independentes, destinados ao controle individual das câmaras cardíacas, valvas e vasos sanguíneos. O sistema também incorporou um módulo de interface composto por display LCD para apresentação das informações operacionais, botões para seleção dos modos de funcionamento e circuito dedicado à reprodução sincronizada das bulhas cardíacas. A implementação física foi distribuída em duas placas de circuito impresso interligadas. A placa principal (Apêndice B) reuniu os circuitos de processamento e acionamento das estruturas cardiovasculares, enquanto a placa de controle (Apêndice C) concentrou os dispositivos de interface com o usuário e os circuitos de comunicação entre os módulos.

A organização da arquitetura eletrônica em grupos anatômicos independentes reduziu a complexidade do gerenciamento dos dispositivos de saída ao distribuir as funções de controle entre canais eletrônicos específicos para cada estrutura cardiovascular (Lee; Seshia, 2017). Arquiteturas

baseadas na decomposição funcional dos subsistemas favorecem maior previsibilidade operacional, simplificam o desenvolvimento do firmware e facilitam a integração entre os diferentes módulos eletrônicos (Lee; Seshia, 2017).

A implementação em placas de circuito impresso distintas permitiu separar fisicamente as funções de processamento e interface com o usuário, reduzindo interferências entre os circuitos e facilitando futuras intervenções de manutenção e atualização do hardware (Lee; Seshia, 2017). Essa organização também proporcionou uma arquitetura eletrônica compatível com sistemas embarcados modulares, nos quais a separação entre processamento, interface e dispositivos de saída constitui uma estratégia consolidada para aumentar a confiabilidade, a escalabilidade e a reutilização dos módulos eletrônicos (Marwedel, 2021; Lee; Seshia, 2017).

4.3 Arquitetura computacional baseada em Máquina de Estados Finitos

O controle computacional do simulador foi estruturado por uma FSM, responsável pelo gerenciamento sequencial das fases do ciclo cardíaco e pela sincronização dos subsistemas de representação anatômica, reprodução sonora, interface de usuário e controle temporal (**Figura 10**). A arquitetura desenvolvida organizou o firmware em estados discretos e transições temporizadas, estabelecendo um fluxo determinístico para execução dos eventos fisiológicos representados no simulador.

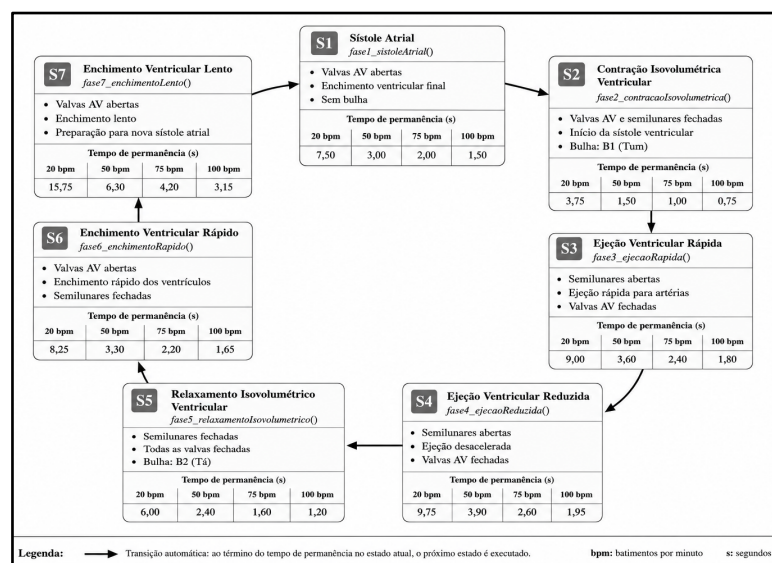


Figura 13. Diagrama da FSM implementada no simulador cardiovascular.
 Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

O firmware foi organizado em módulos funcionais correspondentes aos estados da FSM, nos quais cada rotina executou as ações fisiológicas, temporizações e comandos de controle associados à respectiva fase do ciclo cardíaco. As transições entre estados foram gerenciadas por uma rotina dedicada, responsável pela verificação das condições de permanência e mudança de estado, bem como pela transferência do fluxo de execução entre as rotinas que implementaram cada fase da FSM (**Figura 11**). Essa estrutura promoveu a separação entre a lógica de controle e as rotinas funcionais do sistema, preservando a independência entre os módulos responsáveis pela temporização, acionamento dos dispositivos de saída, reprodução sonora e interface de usuário. Essa arquitetura computacional apresentou coesão funcional, baixo acoplamento entre os módulos de software e maior facilidade para manutenção, validação e expansão do firmware.

```
1 void cicloCardiaco() {
2     if (!simulando) return;
3
4     fase1_sistoleAtrial();
5     if (!simulando) return;
6
7     fase2_contracaoIsovolmetrica();
8     if (!simulando) return;
9     :
10    :
11    // ... demais fases omitidas para brevidade
12
14    fase7_enchimentoLento();
15    if (!simulando) return;
16
17 }
18
```

Figura 14. Rotina principal do firmware responsável pelo gerenciamento sequencial dos estados da FSM implementada no simulador cardiovascular.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

A arquitetura implementada executou os estados da FSM preservando a ordem cronológica dos eventos fisiológicos do ciclo cardíaco em todos os modos de operação. As transições foram condicionadas exclusivamente à conclusão do estado corrente e ao tempo de permanência programado, o que manteve a lógica de controle inalterada, independentemente da frequência cardíaca selecionada. Essa estruturação conferiu ao sistema um comportamento determinístico, no qual o fluxo de execução foi integralmente guiado pelas regras de transição da FSM — um atributo essencial em sistemas embarcados de tempo real (Lee; Seshia, 2017).

A decomposição do ciclo cardíaco em estados independentes viabilizou a implementação, o teste e a validação individual de cada fase fisiológica do simulador. Cada estado encapsulou exclusivamente as rotinas referentes aos eventos fisiológicos correspondentes, isolando a lógica de

transição das operações funcionais. Consequentemente, essa organização mitigou o acoplamento entre os módulos de software e elevou a coesão do firmware. Do ponto de vista teórico, a divisão de sistemas complexos em estados discretos fundamenta o uso de FSM (Harel, 1987), enquanto a separação entre as lógicas de controle e funcional favorece a manutenção, a validação e a evolução de sistemas embarcados (Lee; Seshia, 2017).

Adicionalmente, a adoção da FSM possibilitou a incorporação de distintos modos de operação mediante a alteração exclusiva do tempo de permanência em cada estado, sem afetar a sequência de transições ou as rotinas de controle do firmware. Essa estratégia conferiu maior escalabilidade à arquitetura, simplificando a adição de novos estados, funcionalidades e cenários fisiológicos sem a necessidade de reestruturar a lógica principal. Arquiteturas modulares baseadas em FSM apresentam essas características como vantagens primárias para aplicações embarcadas (Lee; Seshia, 2017), propiciando a evolução incremental de simuladores fisiológicos voltados ao ensino (Elendu *et al.*, 2024; Romero-Martínez *et al.*, 2025).

4.4 Simulação dinâmica do sistema cardiovascular

A dinâmica do sistema cardiovascular foi demonstrada no simulador pelo acionamento sequencial dos LEDs distribuídos pelas câmaras, valvas e vasos, o que emulou a progressão funcional do fluxo sanguíneo. O alinhamento temporal entre a sinalização luminosa, a dinâmica valvar, a emissão acústica das bulhas e a atualização da interface gráfica convergiu na representação integrada dos eventos morfológicos, mecânicos e hemodinâmicos pertinentes ao ciclo cardíaco.

A atividade mecânica simulada iniciou-se pela sístole atrial, evidenciada pela translação luminosa dos átrios para os ventrículos sob abertura das valvas atrioventriculares. Na sequência, a contração isovolumétrica ventricular manifestou-se pelo fechamento das valvas mitral e tricúspide, em concomitância com a primeira bulha (B1). A fase de ejeção subdividiu-se em rápida e lenta, nas quais a latência das valvas semilunares acompanhou o deslocamento do fluxo luminoso pelos percursos pulmonar e sistêmico. O relaxamento isovolumétrico determinou a oclusão das valvas aórtica e pulmonar, sincronizada à emissão da segunda bulha (B2).

O equipamento registrou operação estável em quatro ritmos distintos: visualização didática (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm). A variação cronotrópica incidiu sobre o tempo de permanência da FSM em cada estado. Como resultado, a

ordem de transição, a trajetória visual do fluxo, a sincronia dos subsistemas e a lógica de controle permaneceram inalteradas. A adoção dessa arquitetura viabilizou a reprodução técnica das diferentes condições cardíacas sem requerer adequações estruturais no firmware, demonstrando a viabilidade do uso do protótipo em variados cenários cronotrópicos (**Figura 12**).

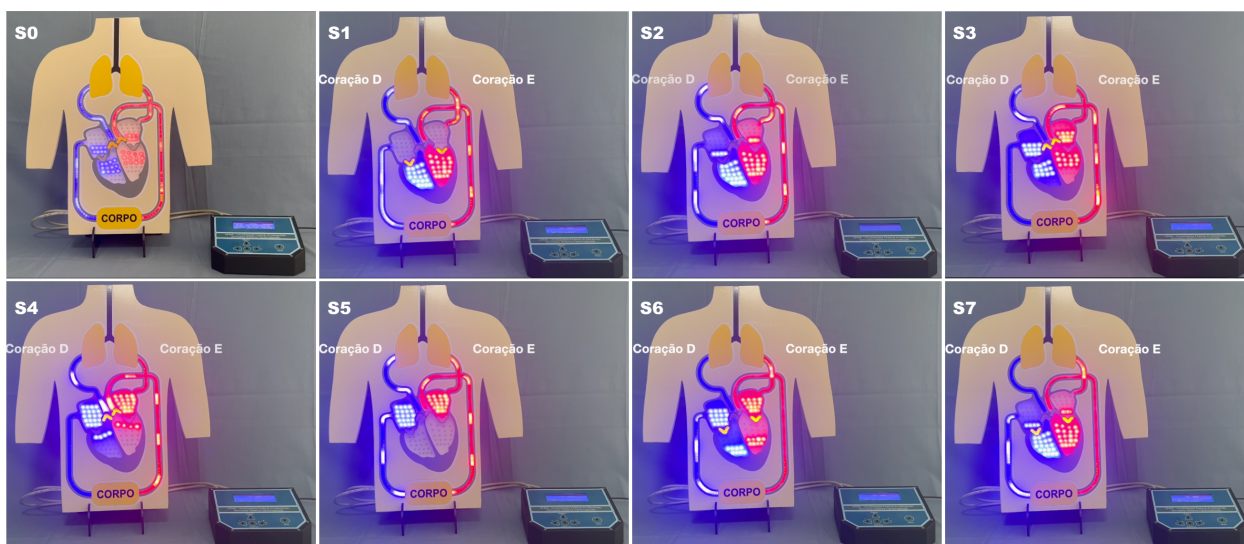


Figura 15. Sequência de execução das fases da FSM durante a simulação do ciclo cardíaco.
 Legenda: S0: estado basal (sistema em repouso); S1: enchimento atrial; S2: contração isovolumétrica; S3: ejeção rápida; S4: ejeção lenta; S5: relaxamento isovolumétrico; S6: enchimento rápido; S7: enchimento lento (diástase).
 Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

A simulação dinâmica tornou observável a sequência temporal dos eventos do ciclo cardíaco, complementando o ensino baseado em peças anatômicas, modelos físicos e ilustrações, que representam adequadamente a anatomia, mas não a dinâmica fisiológica do SCV (KLABUNDE, 2022). A visualização integrada desses eventos favorece a compreensão da sequência morfofuncional do coração e complementa estratégias de ensino baseadas em ilustrações estáticas e modelos anatômicos convencionais. Tecnologias educacionais capazes de representar processos biológicos dinâmicos apresentam maior potencial para consolidar conceitos fisiológicos complexos (ELENDU *et al.*, 2024).

A integração entre recursos visuais e sonoros reuniu, em uma única plataforma, conteúdos de anatomia, fisiologia e semiologia cardiovascular. Essa abordagem reduz a fragmentação entre diferentes componentes curriculares e fortalece a correlação entre estrutura e função cardíaca durante as atividades práticas de estudantes da saúde, especialmente medicina. Simuladores multimodais promovem maior participação dos estudantes no processo de aprendizagem e melhor

assimilação de conteúdos quando comparados ao emprego isolado de recursos didáticos convencionais (Romero-Martínez *et al.*, 2025; Elendu *et al.*, 2024).

A operação em diferentes frequências cardíacas ampliou as possibilidades de utilização do equipamento em diferentes estratégias de ensino. A preservação da mesma sequência funcional em todos os modos de operação permitiu comparar os efeitos da frequência cardíaca sobre a dinâmica do ciclo sem alterar as relações fisiológicas entre seus eventos. Flexibilidade operacional, modularidade e capacidade de adaptação são características recomendadas para simuladores educacionais contemporâneos, especialmente em aplicações voltadas ao ensino das ciências da saúde (Elendu *et al.*, 2024).

Como material complementar, foi disponibilizado um vídeo demonstrando o funcionamento integral do simulador, incluindo a execução das diferentes condições cronotrópicas e a sincronização dos eventos cardiovasculares implementados, disponível em:

https://drive.google.com/file/d/1uTxqxTpGYZVCeDVAKYXSqN7TNVo1UX/view?usp=share_link.

4.5 Validação funcional

A validação funcional foi realizada por meio de uma suíte automatizada de testes incorporada ao firmware, desenvolvida para verificar o comportamento da FSM, a temporização do ciclo cardíaco e a sincronização entre os eventos fisiológicos simulados. Os ensaios foram executados em ambiente de hardware virtual, utilizando o mesmo código empregado no protótipo, permitindo a avaliação determinística e reprodutível da lógica implementada.

A suíte compreendeu oito ensaios destinados à verificação das funções críticas do sistema embarcado, inicialização segura do hardware, consistência das tabelas de temporização, controle das frequências cardíacas, lógica de transições da FSM, modo de diagnóstico, mecanismo de interrupção segura, execução do ciclo cardíaco e rastreabilidade temporal das fases fisiológicas (Tabela 2). Trechos representativos da implementação da suíte de testes, contemplando as rotinas de validação das transições da FSM e da instrumentação temporal, são apresentados (Apêndice D).

Tabela 2. Ensaios implementados para validação funcional da lógica embarcada/FSM.

Nº	Teste	O que testa	Justificativa
1	Inicialização de hardware e tela	Pinos, saídas seguras, PWM, LCD e ausência de uso da Serial0.	Garante estado inicial determinístico e seguro.
2	Tabelas de temporização	Soma das fases por BPM e níveis de brilho.	Valida as constantes que comandam a FSM fisiológica.
3	Menu, limites e mapeamento BPM	Limites 1-4, índice temporal e caminho 2->3->4.	Evita índices inválidos e seleção temporal incorreta.
4	Matriz de transições da FSM	CONF, DISP, +, - e PARAR nos estados 1-5.	Comprova transições válidas, autopermanência e rejeição de eventos ilegais.
5	Modo diagnóstico	Isolamento dos 12 grupos, limites e saída segura.	Impede atuadores residuais ao navegar ou sair do diagnóstico.
6	Atraso seguro e interrupção	Conclusão do tempo e parada durante delaySeguro().	Verifica responsividade e retorno ao estado seguro.
7	Ciclo cardíaco completo	Sequência F1-F7, válvulas, LEDs, B1/B2 e duração.	Valida integração da FSM fisiológica no estado de simulação.
8	Fases individualizadas	F1-F7 em quatro BPM, tempo, desvio e eventos.	Fornecer rastreabilidade e localização objetiva de falhas.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

A validação da lógica de controle confirmou conformidade em todas as transições previstas da FSM, preservando a auto permanência dos estados quando aplicável e garantindo o retorno seguro ao estado inicial durante a interrupção da simulação (**Tabela 3**).

Tabela 3. Validação das transições da FSM por evento de controle.

Evento	Transições observadas	Resultado
evento=CONF	transicoes=1->2,2->3,3->3,4->4,5->1	Conforme
evento=DISP	transicoes=1->5,2->2,3->4,4->4,5->5	Conforme
evento=MAIS_MENOS	transicoes=1->1,2->2,3->3,4->4,5->5	Conforme
evento=PARAR	transicao=4->1; saidas=DESLIGADAS	Conforme

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

Os resultados da suíte demonstraram a aprovação de todos os ensaios, confirmando o correto funcionamento da inicialização do sistema, das tabelas de temporização, da navegação entre menus, das transições da FSM, do modo de diagnóstico, do mecanismo de interrupção segura, da execução do ciclo cardíaco e do registro temporal das fases fisiológicas (**Figura 13**). Durante os ensaios, o firmware registrou automaticamente os tempos previstos e executados, os desvios temporais e os eventos associados a cada fase do ciclo cardíaco nas frequências de 20, 50, 75 e 100 bpm.

[OK]	setup configura hardware e tela inicial
[OK]	tabelas representam ciclos x20 para todas as frequencias
[OK]	menu respeita limites e mapeia BPM para indice
[OK]	FSM aceita somente transicoes permitidas
[OK]	modo diagnostico isola grupos e limita navegacao
[OK]	delay seguro conclui e interrompe imediatamente pelo CONF
[OK]	ciclo completo percorre 7 fases, valvas e duas bulhas
[OK]	cada fase registra tempo previsto, executado e eventos
Todas as verificações passaram.	
Process finished with exit code 0	

Figura 16. Resultado consolidado da suíte automatizada de testes da validação funcional do firmware.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

A validação experimental do protótipo confirmou a operação contínua dos quatro modos implementados, demonstração (20 bpm), bradicardia (50 bpm), normocardia (75 bpm) e taquicardia (100 bpm). Em todas as configurações avaliadas, a alteração da frequência cardíaca modificou apenas a duração temporal das fases do ciclo, preservando a sequência fisiológica e a sincronização entre a representação luminosa, a reprodução das bulhas cardíacas e a interface de

usuário. Não foram observadas interrupções de execução, falhas de comunicação ou inconsistências no acionamento das estruturas cardiovasculares, evidenciando a estabilidade operacional do sistema e a integração entre os subsistemas de processamento, interface, representação visual e reprodução sonora.

A estratégia de validação adotada permitiu verificar, de forma sistemática, os principais requisitos funcionais da arquitetura embarcada. A utilização de uma suíte automatizada de testes tornou o processo reproduzível e rastreável, reduzindo a dependência de avaliações exclusivamente observacionais, abordagem recomendada para a verificação de sistemas embarcados (LEE; SESHIA, 2017). A validação concentrou-se nos aspectos funcionais da lógica de controle e da temporização do sistema. Como os ensaios foram conduzidos em ambiente de hardware virtual, avaliações do comportamento elétrico e do desempenho do hardware físico poderão complementar a verificação do sistema em trabalhos futuros (Romero-Martínez *et al.*, 2025).

5 CONCLUSÃO

O desenvolvimento de um sistema computacional embarcado para simulação dinâmica do SCV por meio de uma plataforma didática destinada ao apoio ao ensino da anatomia e da fisiologia cardiovascular. A integração entre arquitetura eletrônica dedicada, controle computacional baseado em FSM, representação visual das estruturas cardiovasculares, reprodução sincronizada das bulhas cardíacas e interface de usuário possibilitou a demonstração coordenada dos principais eventos fisiológicos do ciclo cardíaco.

A arquitetura implementada preservou a sequência temporal entre enchimento ventricular, contração, ejeção e relaxamento cardíaco, mantendo sincronismo entre os recursos visuais, sonoros e operacionais em diferentes frequências cardíacas. A validação funcional confirmou o funcionamento integrado dos subsistemas eletrônico, computacional e audiovisual, evidenciando a viabilidade da arquitetura proposta para representação dinâmica do SCV e sua aplicação como recurso de apoio às atividades práticas de ensino.

Os principais desafios encontrados durante o desenvolvimento estiveram relacionados à obtenção de registros sonoros representativos das bulhas cardíacas e ao ajuste do sincronismo entre os eventos acústicos e a dinâmica visual do ciclo cardíaco. A elevada quantidade de componentes eletrônicos e interconexões também aumentou a complexidade da montagem e da integração física do protótipo.

A arquitetura desenvolvida apresenta potencial para futuras ampliações, incluindo a incorporação de sinais eletrocardiográficos sincronizados, parâmetros hemodinâmicos quantitativos, novos cenários fisiopatológicos e recursos adicionais de interação. Estudos futuros também poderão avaliar a contribuição do simulador para o processo de ensino-aprendizagem em cursos da área da saúde, ampliando as evidências sobre sua aplicabilidade como tecnologia educacional.

REFERENCIAS

ARANDIA, Nerea; GARATE, Jose Ignacio; MABE, Jon. Embedded sensor systems in medical devices: requisites and challenges ahead. *Sensors*, v. 22, n. 24, art. 9917, 2022.

AGARWAL, Alaukika; RANARD, Lauren; VAHL, Torsten; *et al.* Advanced computer simulation based on cardiac imaging in planning of structural heart disease interventions. *Journal of Clinical Medicine*, v. 14, n. 19, p. 6885, 2025. DOI: 10.3390/jcm14196885.

BORON, Walter F.; BOULPAEP, Emile L. *Medical Physiology*. 4. ed. Philadelphia: Elsevier, 2022.

COLEBANK, M. J.; SCHULER, J. M.; SIEGEL, J. B. Teaching cardiovascular physiology with computational modeling: insight from a new team-taught course in biomedical engineering. In: *ASEE Annual Conference and Exposition, 2023. Proceedings [...]*. Baltimore: American Society for Engineering Education, 2023.

CORDEIRO, [CONFERIR AUTORES COMPLETOS]. Simulation-based cardiovascular education: effects on knowledge acquisition, technical skills and learner satisfaction: a systematic review. [CONFERIR PERIÓDICO], 2025.

COSTANZO, Linda S. *Physiology*. 7. ed. Philadelphia: Elsevier, 2023.

DE MICCO, L.; VARGAS, F.; FIERENS, P. A literature review on embedded systems. *IEEE Latin America Transactions*, v. 18, n. 7, p. 1257–1265, 2020.

DHONT, Sebastiaan; VAN DEN ACKER, Gitte; VAN LOON, Tim; *et al.* Mitral regurgitation in heart failure with preserved ejection fraction: the interplay of valve, ventricle and atrium. *European Journal of Heart Failure*, v. 26, n. 4, p. 974–983, 2024.

DIOGENES, Raquel Ribeiro Lira; MELO, Manuela Costa; LOPES, Camila da Silva; *et al.* Tecnologia educacional de simulador de baixo custo na capacitação do profissional de saúde: revisão de escopo. *Revista Contemporânea*, v. 5, n. 5, p. 1–22, 2025. DOI: 10.56083/RCV5N5-108.

ELENDU, C.; EZENWANKWO, E.; ANEKWE, I. *et al.* The impact of simulation-based training in medical education: a review. *Cureus*, v. 16, n. 5, e60106, 2024.

Farooq M, Rehman MRU, Vazquez P, Wijns W, Kraśny MJ, et al. Open-source controller for dynamic cardiovascular models. *HardwareX*, 2024.

GRINSTEIN, Jonathan; BLANCO, Pablo J.; TORII, Ryo; GOSWAMI, Rohan. The Virtual Patient Simulator: Using Hemodynamics and the Cardioenergetic Profile to Optimize Heart Failure Care. *JACC: Basic to Translational Science*, v. 10, n. 3, p. 259–261, 2025. DOI: 10.1016/j.jacbts.2025.01.009.

HALL, John E. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 15. ed. Philadelphia: Elsevier, 2021.

HAREL, David. Statecharts: A Visual Formalism for Complex Systems. Science of Computer Programming, v. 8, n. 3, p. 231–274, 1987.

Herwald SE, Sze DY, Ennis DB, Vezeridis AM. Design and implementation of a cost-effective, open-source, and programmable pulsatile flow system. HardwareX, 2024.

ISMAIL, Faisal W.; AJANI, Khairunnissa; BAQIR, Syed Mujtaba; *et al.* Challenges and opportunities in the uptake of simulation in healthcare education in the developing world: a scoping review. MedEdPublish, v. 14, p. 38, 2024. DOI: 10.12688/mep.20271.1.

KLABUNDE, Richard E. Cardiovascular Physiology Concepts. 3. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2022.

LEE, Edward A.; SESHIA, Sanjit A. Introduction to Embedded Systems: A Cyber-Physical Systems Approach. 2. ed. Cambridge: MIT Press, 2017.

MARWEDEL, Peter. Embedded System Design: Embedded Systems Foundations of Cyber-Physical Systems, and the Internet of Things. 4. ed. Cham: Springer, 2021.

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M. R. Clinically Oriented Anatomy. 9. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2023.

OHLSSON, M.; NILSSON, J.; OLSEN, M. H.; *et al.* Enhancing students' understanding of cardiac physiology using simultaneous visualization of time-resolved anatomy and simulated blood flow. Clinical Anatomy, v. 36, n. 6, p. 885–896, 2023.

OTTO, Catherine M.; NISHIMURA, Rick A.; BONOW, Robert O.; *et al.* 2020 ACC/AHA guideline for the management of patients with valvular heart disease. Circulation, v. 143, n. 5, p. e72–e227, 2021. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000923.

POTYAGAYLO, Danila; VAN DAM, Peter M.; KUNIEWICZ, Marcin; *et al.* Interactive teaching of medical 3D cardiac anatomy: atrial anatomy enhanced by ECG and 3D visualization. Frontiers in Medicine, v. 11, art. 1422017, 2024. DOI: 10.3389/fmed.2024.1422017.

PROTTI, Irene; D'ANGELO, Elena C.; CECI, Marco; *et al.* Looking back, going forward: understanding cardiac pathophysiology from pressure–volume loops. Biology, v. 13, n. 1, art. 55, 2024. DOI: 10.3390/biology13010055.

ROMERO-MARTÍNEZ, Christian; ZÚÑIGA-AVILÉS, Luis Adrián; CRUZ-MARTÍNEZ, Giorgio M.; *et al.* Cardiac simulator technologies and design for medical education and auscultation training: a systematic review. Bioengineering, v. 12, n. 7, p. 731, 2025. DOI: 10.3390/bioengineering12070731.

SALUSTRI, Alessandro; DELLA CORTE, Andrea; PEDRIZZETTI, Gianni; *et al.* Left ventricular hemodynamic forces: gaining insight into left ventricular function. *Exploration of Cardiology*, v. 3, art. 101257, 2025. DOI: 10.37349/ec.2025.101257.

SAURO, Herbert M.; *et al.* From FAIR to CURE: Guidelines for Computational Models of Biological Systems. *npj Systems Biology and Applications*, 2026.

SAYERS, Judy R.; HARRIS, Benjamin S.; WANG, Yujie; *et al.* Cardiac conduction system regeneration prevents arrhythmias after myocardial infarction. *Nature Cardiovascular Research*, v. 4, p. 163–179, 2025. DOI: 10.1038/s44161-024-00586-x.

SEL, K.; *et al.* Building Digital Twins for Cardiovascular Health: From Principles to Clinical Impact. *Journal of the American Heart Association*, 2024.

SIVRIKAYA, Selma Korkmaz; GONENLI, Suna. Simulation in Medical Education: A Review. *Medical Research Archives*, v. 12, n. 11, 2024.

SVENŠEK, Adrijana; LORBER, Mateja; GOSAK, Lucija; *et al.* The role of visualization in estimating cardiovascular disease risk: scoping review. *JMIR Public Health and Surveillance*, v. 10, e60128, 2024. DOI: 10.2196/60128.

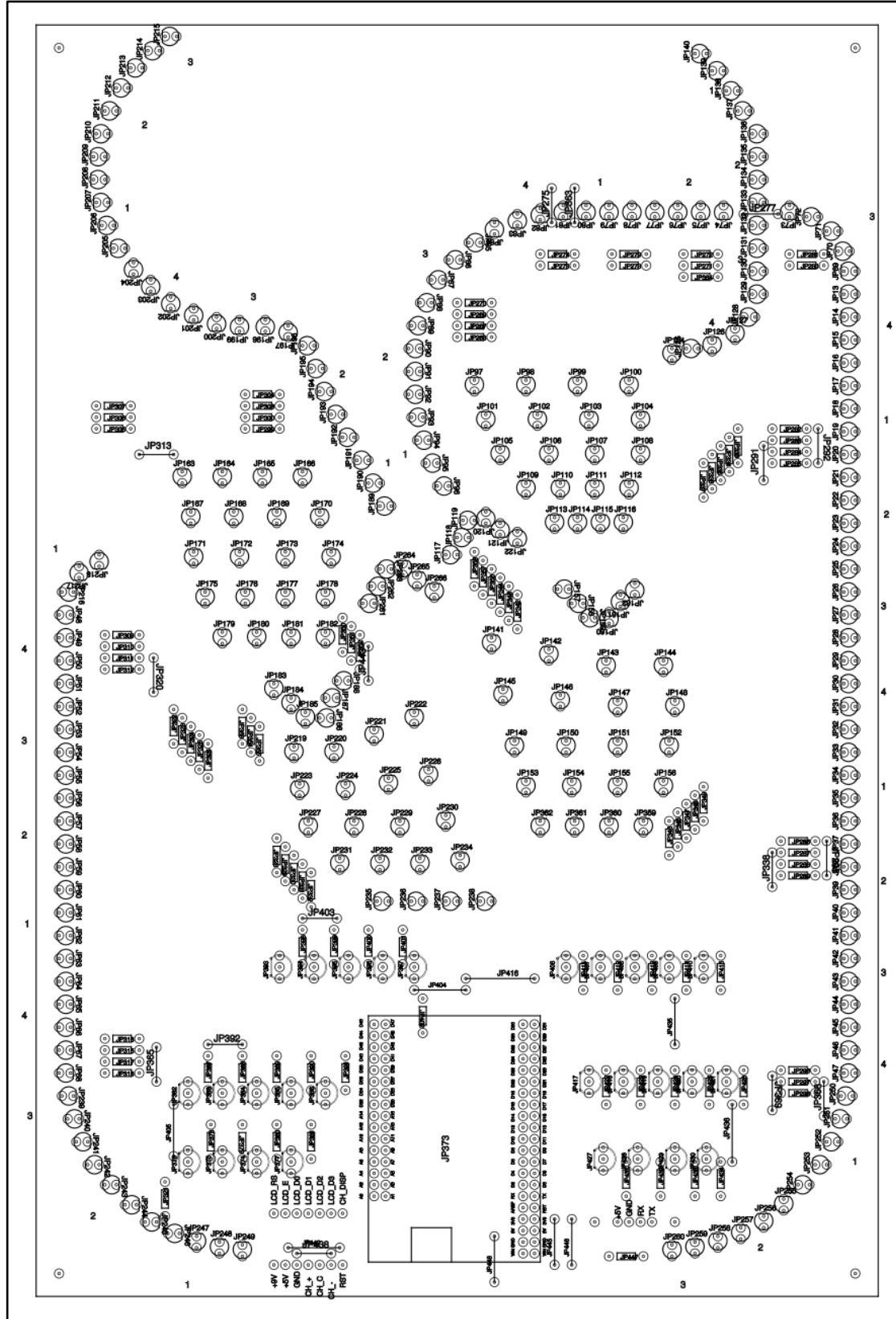
TANADE, Cyrus; KHAN, Nusrat Sadia; RAKESHAW, Emily; *et al.* Establishing the longitudinal hemodynamic mapping framework for wearable-driven coronary digital twins. *npj Digital Medicine*, v. 7, art. 236, 2024. DOI: 10.1038/s41746-024-01216-3.

TORO, Eleuterio F. The cardiovascular system. In: TORO, Eleuterio F. *Computational Bodily Fluid Dynamics*. Cham: Springer Nature, 2025. p. 1–36. DOI: 10.1007/978-3-031-92598-6_1.

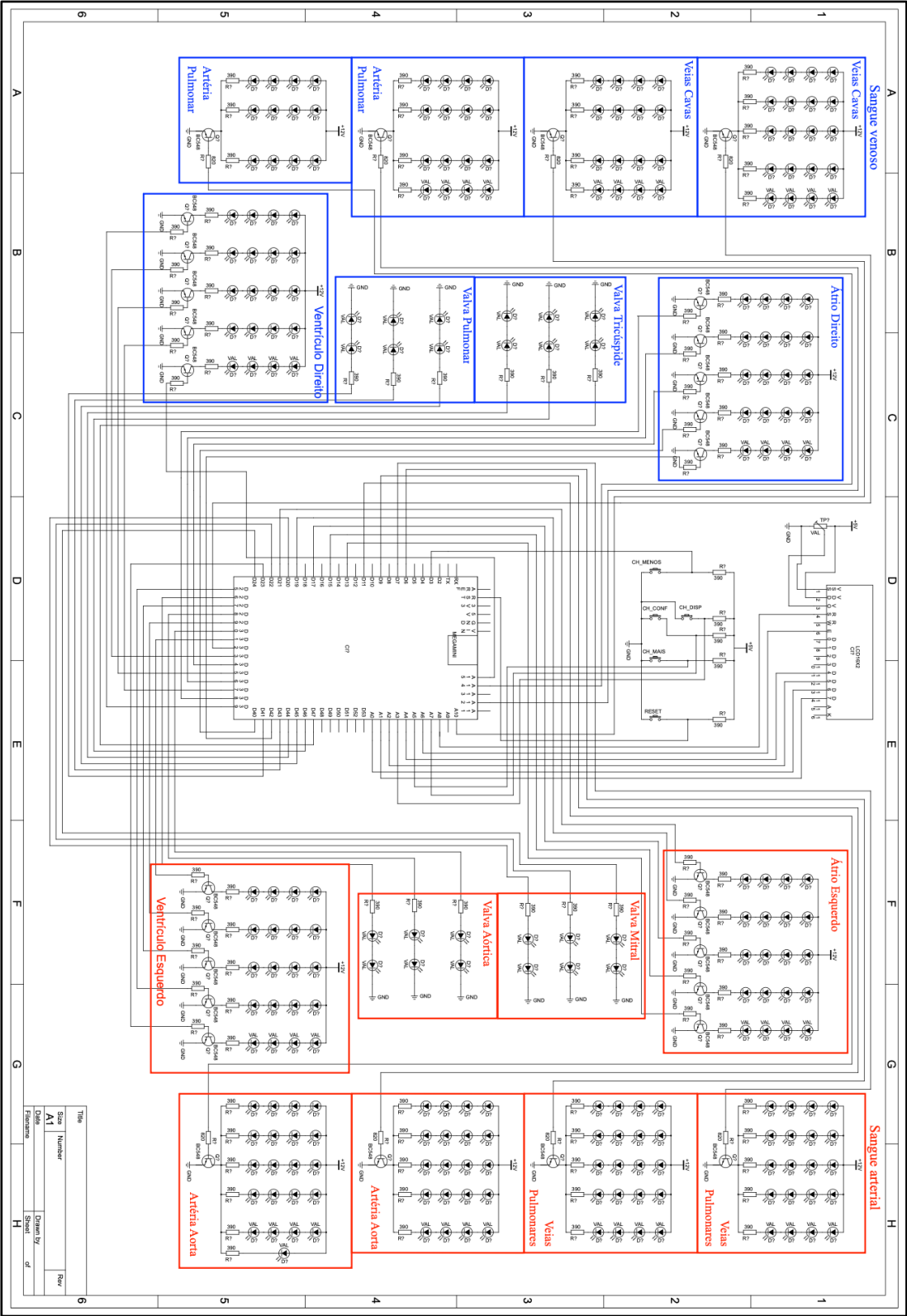
ZHAO, Hanlin. Applications of embedded systems in medicine: challenges and future trends. *Highlights in Science, Engineering and Technology*, v. 62, p. 31–35, 2023.

ZHENG, K. *et al.* Application of AI-empowered scenario-based simulation teaching in cardiovascular disease education. *BMC Medical Education*, v. 24, 2024.

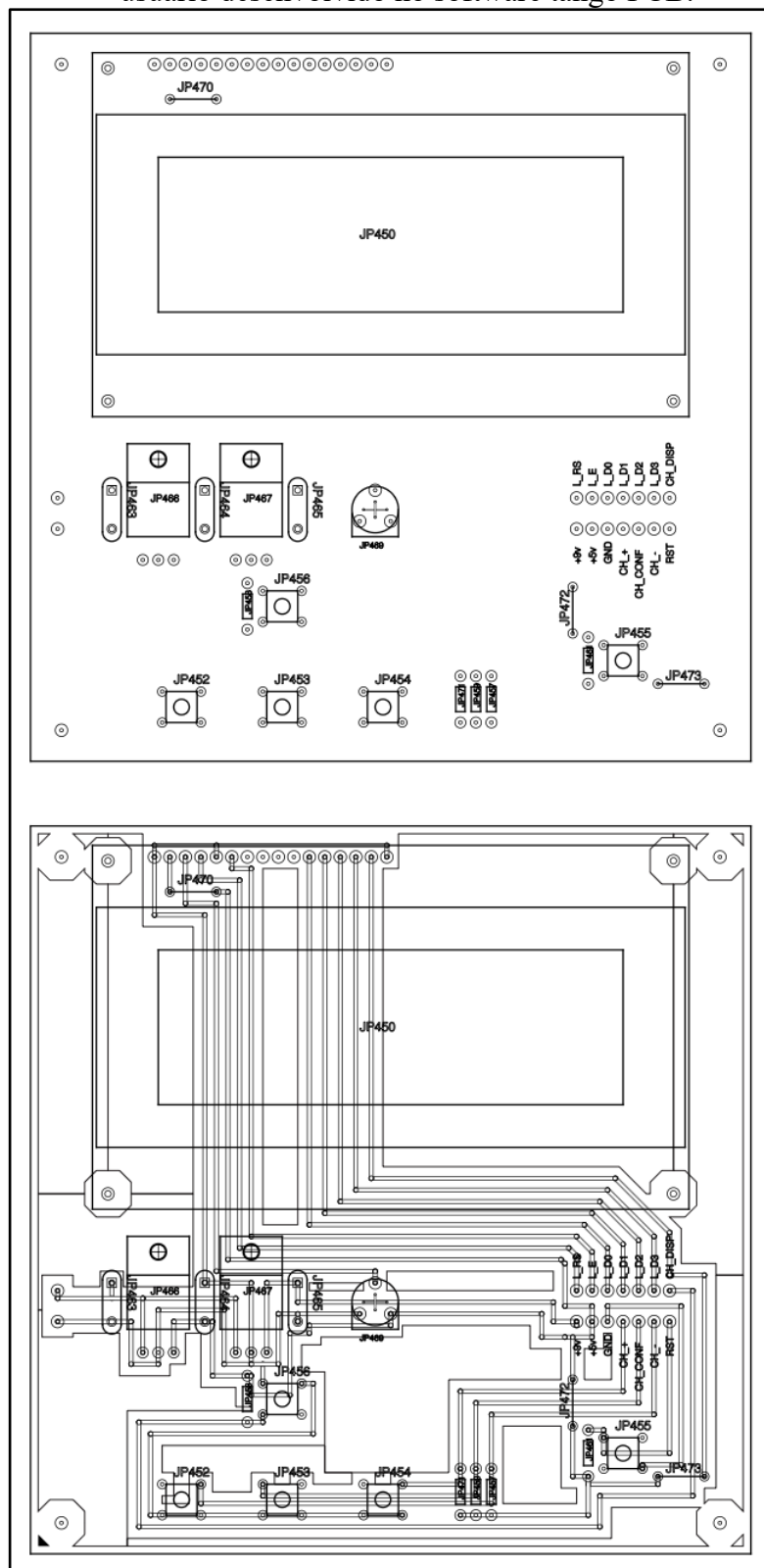
APÊNDICE A - Configuração dos grupos luminosos utilizados na representação do SCV.



APÊNDICE B – Esquemático projeto do módulo de representação cardiovascular.



APÊNDICE C – Esquema inicial da placa de circuito impresso do módulo de interface do usuário desenvolvido no software tango PCB.



APÊNDICE D - Trechos do código-fonte da suíte automatizada de testes para validação funcional.

```
100 |     test("FSM aceita somente transicoes permitidas", [] {
101 |         // CONF: splash -> seleção -> confirmação; nos demais estados
        não avança,
102 |         // exceto no diagnóstico, onde retorna ao splash.
103 |         resetFirmwareState(); FASE = 1; desv_conf(); CHECK(FASE ==
        2);
104 |         resetFirmwareState(); FASE = 2; desv_conf(); CHECK(FASE ==
        3);
105 |         resetFirmwareState(); FASE = 3; desv_conf(); CHECK(FASE ==
        3);
106 |         resetFirmwareState(); FASE = 4; simulando = true;
        desv_conf();
107 |         CHECK(FASE == 4 && simulando);
108 |         resetFirmwareState(); FASE = 5; desv_conf(); CHECK(FASE ==
        1);
109 |
110 |         // DISPARO só entra no diagnóstico pelo splash ou inicia após
        confirmação.
        ...
194 |     test("cada fase registra tempo previsto, executado e eventos", []
        {
195 |         using PhaseFunction = void (*);
196 |         const PhaseFunction functions[] = {
197 |             fase1_sistoleAtrial, fase2_contracaoIsovolumetrica,
198 |             fase3_ejecaoRapida, fase4_ejecaoReduzida,
199 |             fase5_relaxamentoIsovolumetrico, fase6_enchimentoRapido,
200 |             fase7_enchimentoLento
201 |         };
202 |         const unsigned int* durations[] = {
203 |             tempoF1, tempoF2, tempoF3, tempoF4, tempoF5, tempoF6,
        tempoF7
204 |         };
        ...
```