

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ENGENHARIA
ENGENHARIA COMPUTACIONAL

Matheus Cardoso Faesy

**Posicionamento de Eletrodos em Gêmeos Digitais Cardíacos: Desenvolvimento
e Avaliação de um Novo Software**

Juiz de Fora
2026

Matheus Cardoso Faesy

**Posicionamento de Eletrodos em Gêmeos Digitais Cardíacos: Desenvolvimento
e Avaliação de um Novo Software**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Faculdade de Engenharia da Universidade
Federal de Juiz de Fora como requisito parcial
para a obtenção do título de Bacharel em
Engenharia Computacional.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Weber dos Santos

Coorientador: Prof. Dr. Joventino de Oliveira Campos

Juiz de Fora
2026

Ficha catalográfica elaborada através do Modelo Latex do CDC da UFJF
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Faesy, Matheus.

Posicionamento de Eletrodos em Gêmeos Digitais Cardíacos: Desenvolvimento e Avaliação de um Novo Software / Matheus Cardoso Faesy. – 2026.
66 f. : il.

Orientador: Rodrigo Weber dos Santos

Coorientador: Joventino de Oliveira Campos

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Federal de Juiz de Fora,
Faculdade de Engenharia. Engenharia Computacional, 2026.

1. Pseudo-ECG. 2. Posicionamento de Eletrodos. 3. Modelos Paciente-Específicos. I. Santos, Rodrigo Weber dos, orient. II. Campos, Joventino de Oliveira, coorient. III. Método e Software para Posicionamento de Eletrodos de ECG.

Matheus Cardoso Faesy

Posicionamento de Eletrodos em Gêmeos Digitais Cardíacos: Desenvolvimento e Avaliação de um Novo Software

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Computacional.

Aprovada em 21 de janeiro de 2026

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Weber dos Santos - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Bernardo Martinz Rocha
Universidade Federal de Juiz de Fora

Pesquisador Dr. Lucas Arantes Berg
Universidade Federal de Juiz de Fora

Dedico este trabalho à minha mãe, Ivana de Araújo Cardoso, e ao meu pai, André Ribeiro Faesy, por todo o apoio, compreensão e dedicação ao longo da minha trajetória acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Prof. Dr. Rodrigo Weber dos Santos, e ao meu coorientador, Prof. Dr. Joventino de Oliveira Campos, pela orientação, disponibilidade e pelas valiosas contribuições ao longo de todo o desenvolvimento deste trabalho. O acompanhamento técnico e científico foi fundamental para a condução adequada da pesquisa e para o amadurecimento acadêmico alcançado durante este processo.

Agradeço à Universidade Federal de Juiz de Fora e ao curso de Engenharia Computacional pela formação sólida e pelo ambiente acadêmico que possibilitou o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro, essencial para a viabilização das atividades de pesquisa e para a continuidade dos estudos desenvolvidos.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

“All models are wrong, but some are useful.” (Box, 1976).

RESUMO

A geração de eletrocardiogramas (ECGs) a partir de modelos computacionais personalizados tem se destacado como uma ferramenta promissora para a investigação da eletrofisiologia cardíaca, porém, sua acurácia depende criticamente da correta localização dos eletrodos no torso do paciente. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um novo software para o posicionamento manual de eletrodos em modelos paciente-específicos e realiza uma avaliação comparativa entre esse método e uma abordagem automática baseada em registro deformável e modelos estatísticos de torso. Foram analisados quatro pacientes com imagens de ressonância magnética (RM), sendo que um deles também possuía tomografia computadorizada (TC), o que permitiu a inclusão realística de estruturas ósseas. Para cada paciente, as posições dos eletrodos precordiais foram obtidas por ambos os métodos e, em seguida, foram simulados pseudo-ECGs por meio do simulador cardíaco MonoAlg3D. A avaliação quantitativa incluiu a distância espacial entre os eletrodos gerados, o coeficiente de correlação de Pearson (PCC) e o erro quadrático médio relativo (rRMSE) entre os sinais simulados. Os resultados indicam que os eletrodos V1–V4 apresentam discrepâncias espaciais pequenas entre os métodos, enquanto V5 e V6 exibem variações maiores, atingindo até 8cm em alguns pacientes. Apesar disso, os pseudo-ECGs mantiveram elevada similaridade morfológica, com valores de PCC frequentemente superiores a 0,999. As diferenças mais relevantes ocorreram na amplitude dos sinais, refletidas em maiores valores de rRMSE nas derivações laterais, evidenciando maior sensibilidade dessas regiões a erros de posicionamento. A inclusão de dados de TC reduziu incertezas geométricas e resultou nos sinais mais consistentes entre os métodos, destacando a importância da combinação de múltiplas modalidades de imagem na construção de gêmeos digitais cardíacos de maior fidelidade. Entre as limitações do estudo estão a ausência de campo de visão corporal completo para a marcação das derivações dos membros, a baixa resolução das imagens de RM para a segmentação óssea e o tamanho reduzido da amostra. Ainda assim, os resultados demonstram que ambas as abordagens produzem pseudo-ECGs clinicamente coerentes, embora ressaltem a necessidade de maior precisão geométrica nas regiões laterais e de validação em uma corte ampliada. Como trabalhos futuros, propõe-se a validação das posições com ECGs reais e a investigação do impacto desses erros no problema inverso de eletrocardiografia.

Palavras-chave: Pseudo-ECG; Posicionamento de Eletrodos; Gêmeos-Digitais .

ABSTRACT

The generation of electrocardiograms (ECGs) from personalized computational models has emerged as a promising tool for investigating cardiac electrophysiology. However, its accuracy critically depends on the correct placement of electrodes on the patient's torso. This work presents the development of a new software tool for manual electrode positioning on patient-specific models and performs a comparative evaluation between this approach and an automatic method based on deformable registration and statistical torso models. Four patients with magnetic resonance imaging (MRI) data were analyzed, one of whom also had computed tomography (CT) imaging, enabling the realistic inclusion of bony structures. For each patient, the positions of the precordial electrodes were obtained using both methods, and pseudo-ECGs were subsequently simulated using the MonoAlg3D cardiac simulator. Quantitative evaluation included the spatial distance between corresponding electrodes, the Pearson correlation coefficient (PCC), and the relative root mean square error (rRMSE) between the simulated signals. The results indicate that electrodes V1–V4 exhibit small spatial discrepancies between methods, whereas V5 and V6 show larger variations, reaching up to 8cm in some patients. Despite these geometric differences, the pseudo-ECGs maintained a high degree of morphological similarity, with PCC values frequently exceeding 0.999. The most relevant differences were observed in signal amplitude, reflected by higher rRMSE values in the lateral leads, highlighting the increased sensitivity of these regions to electrode positioning errors. The inclusion of CT data reduced geometric uncertainties and yielded the most consistent signals between methods, emphasizing the importance of combining multiple imaging modalities to construct higher-fidelity digital cardiac twins. Study limitations include the lack of a complete body field of view for marking limb leads, the low resolution of MRI data for accurate bone segmentation, and the small sample size. Nevertheless, the results demonstrate that both approaches produce clinically coherent pseudo-ECGs, while underscoring the need for improved geometric precision in lateral regions and validation in a larger cohort. Future work will focus on incorporating additional imaging modalities, validating electrode positions against real ECG recordings, and investigating the impact of these positioning errors on the electrocardiographic inverse problem.

Keywords: Pseudo-ECG; Electrode Positioning; Cardiac Digital Twins.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posicionamento das derivações precordiais e sua relação espacial com o coração: Representação esquemática do posicionamento das derivações precordiais (V1–V6) na parede torácica anterior (à esquerda) e sua relação espacial com os ventrículos direito (VD) e esquerdo (VE) em um corte transversal do torso (à direita)	21
Figura 2 – Visualização tridimensional das estruturas segmentadas a partir de imagens de ressonância magnética no ambiente do <i>3D Slicer</i>	28
Figura 3 – Janela de visualização 3D do software <i>Eletrodo3D</i> : A imagem mostra o torso segmentado, a malha óssea registrada (costelas, esterno, coluna) e o coração.	30
Figura 4 – Painéis auxiliares da ferramenta: à esquerda, o painel utilizado para adicionar, remover e editar eletrodos, à direita, o painel de controle da câmera, responsável pela navegação 3D durante a inspeção anatômica.	31
Figura 5 – Estrutura óssea real do Paciente 1 utilizada como referência anatômica.	35
Figura 6 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 2 por meio do framework Elastix e do Transformix.	35
Figura 7 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 3 por meio do framework Elastix e do Transformix.	36
Figura 8 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 4 por meio do framework Elastix e do Transformix.	36
Figura 9 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 1: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.	44
Figura 10 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 2: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.	45
Figura 11 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 3: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.	45
Figura 12 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 4: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.	46
Figura 13 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 1: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada). . . .	47

Figura 14 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 2: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada). . . .	48
Figura 15 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 3: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada). . . .	49
Figura 16 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 4: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada). . . .	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo dos dados clínicos e antropométricos dos pacientes incluídos no estudo.	26
Tabela 2 – Distâncias (em cm) entre os eletrodos posicionados manualmente e automaticamente, para cada paciente (P1–P4).	44
Tabela 3 – Coeficientes de correlação de Pearson entre os sinais simulados com posicionamento manual e automático, por derivação e por paciente.	52
Tabela 4 – Erro quadrático médio relativo (rRMSE, em %) entre os sinais simulados com posicionamento manual e automático, por derivação e por paciente. . .	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ECG	Eletrocardiograma
Pseudo-ECG	Eletrocardiograma simulado (pseudo-ECG)
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Ressonância Magnética)
CT	Computed Tomography (Tomografia Computadorizada)
SSM	Statistical Shape Model
VTK	Visualization Toolkit
CPU	Central Processing Unit
GPU	Graphics Processing Unit
RMSE	Root Mean Square Error
rRMSE	Relative Root Mean Square Error
TPS	Thin Plate Splines
TTP06	Modelo celular ventricular de Ten Tusscher–Panfilov (2006)
TTP04	Modelo celular ventricular de Ten Tusscher–Panfilov (2004)
ORd11	Modelo celular O’Hara–Rudy (2011)
PDE	Equação Diferencial Parcial (Partial Differential Equation)
ODE	Equação Diferencial Ordinária (Ordinary Differential Equation)
EDGAR	Electrocardiographic Data Repository

LISTA DE SÍMBOLOS

$\phi_e(t)$	Potencial extracelular no tempo t
V_m	Potencial transmembrana
$\mathbf{r}$	Posição de um ponto da superfície do torso
$\mathbf{r}_e$	Posição do eletrodo
$x(t)$	Sinal de referência para comparação (rRMSE)
$y(t)$	Sinal comparado (rRMSE)
C_m	Capacitância da membrana celular
I_{ion}	Soma das correntes iônicas transmembrana
I_{stim}	Corrente externa de estimulação
I_{Na}	Corrente rápida de sódio
I_{CaL}	Corrente de cálcio tipo L
I_{Kr}	Componente rápido da corrente de potássio retificador tardio
I_{Ks}	Componente lento da corrente de potássio retificador tardio
I_{K1}	Corrente de potássio inward-rectifier
I_{to}	Corrente transitória (transient outward)
I_{NaCa}	Corrente de troca sódio-cálcio
I_{NaK}	Corrente da bomba sódio-potássio
I_{pCa}	Corrente de bomba de cálcio da membrana
I_{pK}	Corrente de leak de potássio
I_{bNa}	Corrente de background do sódio
I_{bCa}	Corrente de background do cálcio
$\mathbf{w}$	Conjunto de variáveis de estado (gates e concentrações iônicas)
χ	Razão superfície-volume celular
$\mathbf{D}$	Tensor de difusão anisotrópico
dt	Passo temporal da integração numérica
g_{ion}	Condutância máxima de uma corrente iônica específica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS DO TRABALHO	18
1.2	JUSTIFICATIVA	19
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1	FUNDAMENTOS DA ELETROCARDIOGRAFIA	20
2.2	MODELOS COMPUTACIONAIS EM ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA	22
2.3	IMAGEM MÉDICA E SEGMENTAÇÃO DE ESTRUTURAS ANATÔMI- CAS	22
2.4	MÉTODOS DE POSICIONAMENTO DE ELETRODOS	24
2.5	IMPORTÂNCIA DA PERSONALIZAÇÃO ANATÔMICA NO ECG COM- PUTACIONAL	25
3	MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1	DADOS DOS PACIENTES	26
3.2	MÉTODO MANUAL (INCLUINDO O CASO ESPECIAL COM CT) .	28
3.2.1	Segmentação do Torso e Estruturas Internas	28
3.2.2	Ambiente Interativo de Marcação	29
3.2.3	Interface e Funcionalidades do Software de Posicionamento .	29
3.2.4	Critérios Anatômicos Utilizados	33
3.2.5	Caso Especial: Aquisição e Uso da CT no Paciente 1	33
3.2.6	Transferência da Costela para Pacientes sem CT	34
3.2.7	Exportação das Coordenadas	36
3.3	MÉTODO AUTOMÁTICO	37
3.3.1	Segmentação Automática do Contorno Torácico	37
3.3.2	Ajuste do Modelo Estatístico de Forma (SSM)	37
3.3.3	Deformação Não Rígida com Thin Plate Splines (TPS)	38
3.3.4	Localização Automática dos Eletrodos	38
3.3.5	Exportação das Coordenadas	39
3.3.6	Resumo e Vantagens do <i>Pipeline</i> Automático	39
3.4	SIMULAÇÃO DO ECG COM MONOALG3D	39
3.4.1	Malha e Preparação do Problema	39
3.4.2	Modelo Eletrofisiológico: ten Tusscher–Panfilov (2006)	40
3.4.3	Condições de Estimulação	40
3.4.4	Cálculo do Pseudo-ECG	41
3.5	ANÁLISE DOS SINAIS	42
4	RESULTADOS	43
4.1	COMPARAÇÃO DOS POSICIONAMENTOS DE ELETRODOS	43
4.2	COMPARAÇÃO ENTRE OS ECGS	47

4.3	MÉTRICAS DE SIMILARIDADE (PEARSON E RRMSE)	51
4.4	OBSERVAÇÕES GERAIS	53
5	DISCUSSÃO	54
5.1	COMPARAÇÃO GERAL ENTRE OS MÉTODOS	54
5.2	INTERPRETAÇÃO CLÍNICA DAS DIFERENÇAS	56
5.3	IMPLICAÇÕES DA VARIABILIDADE INTERPACIENTE	57
5.4	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	59
6	CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS	62
6.1	CONFIABILIDADE DOS MÉTODOS AVALIADOS	62
6.2	PERSPECTIVAS FUTURAS	63
	REFERÊNCIAS	64

1 INTRODUÇÃO

A introdução deste trabalho apresenta os fundamentos clínicos, computacionais e metodológicos necessários para contextualizar o problema investigado. Inicialmente, discute-se o papel central do eletrocardiograma (ECG) na prática médica e a crescente relevância de técnicas de modelagem computacional baseadas em gêmeos digitais do coração. Em seguida, são abordados aspectos críticos relacionados à sensibilidade do ECG ao posicionamento dos eletrodos, bem como as limitações práticas do posicionamento clínico tradicional. Esses elementos fornecem base para a formulação do problema de pesquisa, justificando a necessidade de comparar métodos distintos de posicionamento em um mesmo *pipeline* computacional. Por fim, são apresentados os objetivos do trabalho e sua relevância no contexto de aplicações avançadas em simulação eletrofisiológica.

O eletrocardiograma (ECG) é um dos procedimentos diagnósticos mais difundidos na medicina moderna, sendo amplamente utilizado para avaliação da atividade elétrica cardíaca, detecção de arritmias, identificação de isquemia miocárdica, acompanhamento terapêutico e estratificação de risco (KLIGFIELD et al., 2007). Trata-se de um exame de baixo custo, não invasivo e de rápida aquisição, o que favorece sua adoção em ambientes clínicos, emergenciais e ambulatoriais. Apesar de sua simplicidade operacional, o ECG sintetiza fenômenos eletrofisiológicos complexos em sinais medidos na superfície do corpo, e por isso é altamente sensível à anatomia individual, às propriedades de condução tecidual e, especialmente, ao posicionamento dos eletrodos. Nos últimos anos, avanços em processamento de sinais e modelagem computacional têm ampliado o uso do ECG para aplicações mais sofisticadas, incluindo reconstrução tridimensional da atividade cardíaca, personalização de modelos eletrofisiológicos e geração de gêmeos digitais (CORRAL-ACERO et al., 2020).

Modelos computacionais personalizados do coração, frequentemente denominados *cardiac digital twins*, têm emergido como ferramentas fundamentais na pesquisa translacional e no planejamento terapêutico (CORRAL-ACERO et al., 2020; NIEDERER et al., 2020). Esses modelos combinam dados anatômicos obtidos por imagem médica, propriedades eletrofisiológicas descritas por modelos de ativação e condução celular e métodos numéricos para simulação da atividade elétrica. Ao integrar essas informações, torna-se possível não apenas reproduzir o comportamento funcional do coração, mas também prever a resposta a intervenções, como ablação por cateter, estimulação cardíaca artificial e avaliação de risco de arritmias ventriculares. A utilização de sinais de ECG simulados constitui uma etapa essencial desses *pipelines*, pois permite comparar a atividade interna modelada com sinais observáveis externamente, criando assim um elo entre o gêmeo digital e o paciente real (NEIC et al., 2017).

No entanto, a qualidade dos sinais de ECG simulados depende criticamente da

correta representação da geometria torácica e do posicionamento dos eletrodos na superfície corporal. Estudos recentes têm mostrado que equívocos na localização dos eletrodos, mesmo deslocamentos pequenos, entre 1–3 cm, podem alterar significativamente a morfologia das ondas P, QRS e T (KANIA et al., 2014; KLIGFIELD et al., 2007). Essas alterações afetam diretamente algoritmos de classificação automática e impactam a interpretação clínica, podendo levar a diagnósticos equivocados ou à subestimação de fenômenos elétricos sutis. Em *pipelines* computacionais, esse problema é ampliado: uma posição incorreta de eletrodo pode distorcer o campo elétrico obtido na solução do problema direto, resultando em sinais simulados inconsistentes com os sinais experimentais (BERGQUIST et al., 2021).

O problema direto do ECG consiste em estimar os potenciais elétricos na superfície do torso a partir de potenciais cardíacos internos, resolvendo uma equação elíptica que leva em conta as propriedades condutivas dos tecidos. Esse problema é altamente sensível à geometria corporal, à definição das condutividades e à localização exata dos eletrodos (GESELOWITZ, 1989). Vários trabalhos recentes têm investigado a influência de incertezas anatômicas e geométricas na solução do problema direto, demonstrando que o erro devido ao posicionamento incorreto dos eletrodos frequentemente supera o erro decorrente das incertezas nas condutividades (BERGQUIST et al., 2021). Portanto, a padronização e o controle preciso das posições dos eletrodos constituem uma necessidade fundamental na construção de gêmeos digitais confiáveis.

Apesar dessa relevância, obter posições acuradas dos eletrodos para um paciente específico é um desafio. Na prática clínica, os eletrodos são posicionados manualmente por técnicos ou médicos, utilizando referências palpáveis como espaços intercostais e esterno. Entretanto, fatores como anatomia individual, variabilidade entre operadores, limitações de acesso anatômico e imprecisões na palpação tornam o processo suscetível a erro (KLIGFIELD et al., 2007; SANDAU et al., 2017; GREGORY et al., 2021; KANIA et al., 2014). Consequentemente, métodos para estimar ou reconstruir essas posições têm ganhado destaque na literatura recente.

Entre as abordagens mais estudadas estão: (i) métodos manuais baseados em visualização tridimensional da geometria do torso; (ii) métodos automáticos fundamentados em modelos estatísticos e algoritmos de registro; e (iii) técnicas híbridas que combinam informação anatômica parcial com ajustes manuais (FEDOROV et al., 2012; BANERJEE et al., 2020; LI et al., 2025).

Os métodos manuais têm a vantagem de permitir a incorporação do conhecimento clínico direto, principalmente quando um especialista possui acesso à geometria do paciente em três dimensões e pode estimar a posição relativa dos eletrodos com base na disposição dos órgãos internos. Porém, são métodos demorados, subjetivos e dificilmente reproduzíveis entre operadores, especialmente quando referências anatômicas externas, como costelas e esterno, não estão claramente segmentadas no modelo derivado da imagem.

Já os métodos automáticos se baseiam em malhas padronizadas, modelos estatísticos e algoritmos de registro não rígido, permitindo gerar posições consistentes entre pacientes, reprodutíveis e escaláveis para grandes bases de dados (BANERJEE et al., 2020; LI et al., 2025). Contudo, dependem fortemente da representatividade do modelo estatístico e da qualidade da segmentação inicial. Quando a anatomia do paciente se distancia das morfologias presentes no modelo médio, ou quando há artefatos na segmentação da superfície corporal, os eletrodos podem ser estimados com viés sistemático.

Diante desse cenário, comparar sistematicamente diferentes métodos de posicionamento de eletrodos tornou-se essencial para quantificar o impacto dessas abordagens no mapeamento da atividade cardíaca e na simulação computacional. Este trabalho se propõe a comparar dois métodos principais: (i) um método manual baseado em marcação geométrica sobre malha segmentada por Ressonância Magnética (MRI); e (ii) um método automático desenvolvido por (BANERJEE et al., 2020), fundamentado em modelos estatísticos de torso e transformações não rígidas.

Para um dos pacientes, está disponível ainda uma malha torácica derivada diretamente de tomografia computadorizada (CT), que permite ao especialista realizar um posicionamento manual orientado por estruturas ósseas explícitas (grade costal e esterno). A motivação fundamental é determinar até que ponto a escolha do método de posicionamento (manual versus automático), bem como a presença ou ausência de referência óssea detalhada, influencia a qualidade geométrica do posicionamento e o comportamento dos sinais simulados.

Compreender como o erro de posicionamento dos eletrodos se propaga ao longo do *pipeline*, desde a geometria até o pseudo-ECG, é crucial para melhorar a confiabilidade de estudos computacionais e orientar o desenvolvimento de ferramentas clínicas baseadas em gêmeos digitais. Trabalhos recentes têm destacado a necessidade de reduzir incertezas anatômicas para validar modelos computacionais de forma robusta (NIEDERER et al., 2020). A avaliação realizada neste estudo contribui diretamente para essa demanda, ao quantificar comparativamente o desempenho dos dois métodos nos mesmos pacientes e sob os mesmos parâmetros de simulação.

Além disso, o papel do ECG na prática cardiovascular moderna tem se ampliado de maneira significativa. A crescente utilização de algoritmos automáticos de detecção, baseado em técnicas de aprendizado de máquina e sistemas de apoio à decisão clínica coloca o ECG no centro de diversas aplicações emergentes, como triagem remota, telemonitoramento contínuo e identificação precoce de risco cardíaco (ALDAY et al., 2021). Esses avanços reforçam a necessidade de padronização rigorosa da aquisição do sinal, especialmente porque modelos baseados em inteligência artificial apresentam sensibilidade elevada a variações morfológicas sutis, que podem ser induzidas por erros no posicionamento dos eletrodos.

Do ponto de vista clínico, erros de posicionamento são mais comuns do que frequentemente se assume. Há evidências de que artefatos e discrepâncias atribuíveis à colocação incorreta ocorrem com maior frequência em cenários agudos e de maior complexidade (por exemplo, unidades intensivas) do que em ambientes ambulatoriais (RÜDIGER et al., 2007). Além disso, deslocamentos relativamente pequenos nas precordiais (da ordem de poucos centímetros) podem modificar de forma relevante a morfologia do traçado, afetando ondas P, QRS e T, bem como medidas derivadas de amplitude e eixo (KANIA et al., 2014; SCHIJVENAARS et al., 1997; BOND et al., 2012). Tais inconsistências podem ainda simular padrões patológicos (por exemplo, alterações isquêmicas) ou mascarar distúrbios de condução, especialmente em casos de inversão/conexão incorreta de cabos (BATCHVAROV; MALIK; CAMM, 2007).

Em aplicações computacionais, esses desvios tendem a se tornar ainda mais evidentes, pois o problema direto do ECG depende diretamente da geometria do torso e da posição espacial exata dos eletrodos sobre a malha tridimensional (POTSE et al., 2018; BERGQUIST et al., 2021; GSELL; STROCCHI; PLANK, 2021). Mesmo quando o operador segue rigorosamente as recomendações do sistema Mason-Likar ou as diretrizes internacionais da American Heart Association (AHA), diferenças anatômicas naturais tornam a posição final imprecisa (KLIGFIELD et al., 2007). Para gêmeos digitais, essas variações anatômicas não são apenas detalhes clínicos, mas elementos determinantes da acurácia do modelo.

1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

Diante desse cenário, torna-se relevante formalizar claramente os objetivos deste trabalho. O objetivo geral é avaliar de forma sistemática como as características geométricas do torso do paciente, representadas por modelos computacionais personalizados, condicionam o posicionamento dos eletrodos e como essas diferenças geométricas se refletem, posteriormente, no comportamento dos pseudo-ECGs gerados por simulações numéricas. Para isso, são comparadas duas abordagens distintas de posicionamento: (i) um método manual, realizado com supervisão especializada e guiado por referências anatômicas visíveis; e (ii) um método automático, baseado em modelos estatísticos de torso e técnicas de deformação não rígida.

Entre os objetivos específicos, destacam-se: (a) quantificar a diferença geométrica entre as posições obtidas por cada método; (b) avaliar o impacto dessas diferenças na morfologia dos sinais simulados; (c) analisar a sensibilidade das derivações precordiais frente a deslocamentos nos eixos ortogonais.

Esses objetivos respondem à questão central: *até que ponto a escolha do método de posicionamento altera a interpretação eletrofisiológica derivada de um gêmeo digital?*

1.2 JUSTIFICATIVA

A justificativa para essa comparação reside no fato de que a literatura ainda carece de estudos diretos que avaliem simultaneamente métodos manuais e automáticos em um mesmo conjunto de pacientes, sob a mesma *pipeline* computacional. Trabalhos prévios analisam métodos isoladamente ou avaliam apenas a consistência geométrica, sem considerar a consequência eletrofisiológica nos pseudo-ECGs simulados.

Ademais, poucos estudos anteriores integraram registros multimodais entre MRI e CT para refinar o posicionamento de eletrodos, como proposto pelo método manual empregado neste trabalho. Esse componente confere um caráter inovador ao estudo, ao fornecer um ponto de referência anatômica mais confiável para avaliar erros sistemáticos presentes nos métodos manuais e automáticos.

Outro ponto relevante é que práticas clínicas cotidianas e *pipelines* de pesquisa frequentemente tratam o posicionamento de eletrodos como uma etapa secundária, presumindo que pequenas variações não alteram significativamente o resultado final. No entanto, avanços recentes em modelagem computacional evidenciam que essa suposição não é válida para aplicações de alta precisão, como simulações de 12 derivações, reconstruções inversas e treinamento de algoritmos de inteligência artificial (BERGQUIST et al., 2021).

Dessa forma, comparar métodos sob o ponto de vista da qualidade geométrica e da resposta eletrofisiológica constitui uma contribuição necessária para a área.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A presente revisão bibliográfica reúne os principais conceitos, modelos e abordagens metodológicas que fundamentam este trabalho, oferecendo uma visão integrada sobre os aspectos clínicos, computacionais e anatômicos envolvidos na simulação do eletrocardiograma. O capítulo foi estruturado de modo a situar o leitor, inicialmente, nos fundamentos biofísicos da eletrocardiografia, avançando em seguida para os modelos computacionais que descrevem a eletrofisiologia cardíaca e permitem a simulação do pseudo-ECG. Posteriormente, são discutidos os métodos de aquisição e segmentação de estruturas anatômicas a partir de imagem médica, essenciais para a construção de geometrias paciente-específicas. Por fim, apresenta-se uma síntese das principais estratégias existentes para o posicionamento de eletrodos em modelos tridimensionais, destacando a relevância da personalização anatômica. Essa organização busca construir uma base conceitual sólida que justifica e contextualiza as comparações realizadas nos capítulos seguintes.

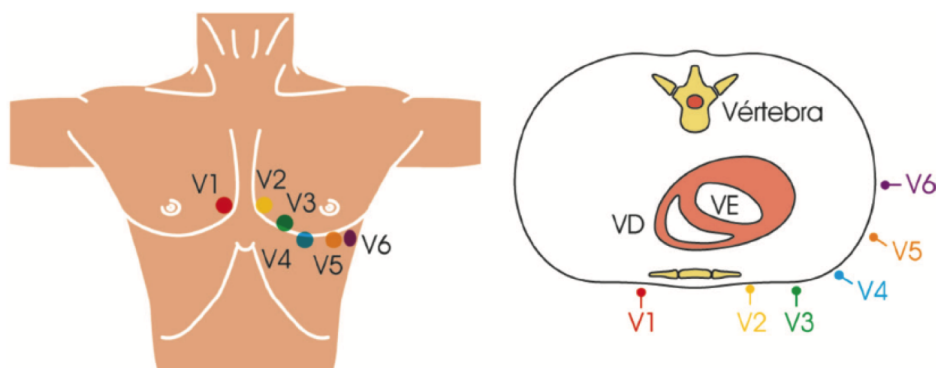
2.1 FUNDAMENTOS DA ELETROCARDIOGRAFIA

A eletrocardiografia é a técnica que registra, na superfície corporal, a atividade elétrica resultante da despolarização e repolarização do miocárdio. Do ponto de vista biofísico, a ativação cardíaca gera um campo elétrico tridimensional que se propaga pelos tecidos condutores até atingir a superfície torácica, onde é medido pelos eletrodos (PLONSEY; BARR, 2007). Esse campo pode ser representado, em primeira aproximação, por um dipolo elétrico equivalente que varia no tempo, conceito que fundamenta tanto a prática clínica quanto a modelagem matemática do eletrocardiograma (GESELOWITZ, 1989).

O ECG clínico de 12 derivações é estruturado de forma a registrar a atividade elétrica cardíaca a partir de múltiplas perspectivas espaciais complementares. As seis derivações periféricas I, II, III, aVR, aVL e aVF são obtidas a partir dos eletrodos posicionados nos membros e fornecem projeções do vetor elétrico cardíaco no plano frontal. Já as seis derivações precordiais (V1–V6), posicionadas na parede torácica anterior, capturam a propagação da ativação elétrica no plano horizontal, oferecendo informação espacial detalhada sobre a despolarização e repolarização ventricular, conforme ilustrado na Figura 1 (WAGNER; STRAUSS, 2014).

Cada derivação representa, matematicamente, a projeção do vetor elétrico cardíaco instantâneo ao longo de um eixo específico. Dessa forma, o conjunto das 12 derivações permite uma reconstrução indireta da dinâmica elétrica tridimensional do coração. Em particular, as derivações precordiais são altamente sensíveis à posição relativa entre o coração e a parede torácica, uma vez que pequenas variações espaciais alteram o ângulo e a distância de observação do campo elétrico gerado pelo miocárdio.

Figura 1 – Posicionamento das derivações precordiais e sua relação espacial com o coração: Representação esquemática do posicionamento das derivações precordiais (V1–V6) na parede torácica anterior (à esquerda) e sua relação espacial com os ventrículos direito (VD) e esquerdo (VE) em um corte transversal do torso (à direita)



Fonte: Imagem adaptada de material educacional sobre eletrocardiografia clínica disponibilizado pela Afya Educação Médica (Afya Educação Médica, 2023).

Do ponto de vista eletrofisiológico, o complexo QRS reflete a despolarização rápida dos ventrículos, enquanto a onda T corresponde ao processo de repolarização ventricular. A morfologia, amplitude e duração dessas ondas dependem não apenas da sequência de ativação miocárdica, mas também da geometria do torso, das propriedades condutivas dos tecidos e da localização exata dos eletrodos. Estudos experimentais e computacionais demonstram que deslocamentos precordiais da ordem de poucos centímetros são suficientes para modificar significativamente a forma do complexo QRS e da onda T, podendo simular padrões patológicos ou mascarar alterações clinicamente relevantes (KANIA et al., 2014).

Em contextos computacionais, essa sensibilidade geométrica é ainda mais pronunciada. Uma vez que o pseudo-ECG é obtido a partir da solução do problema direto do eletrocardiograma, pequenas variações na posição dos eletrodos podem se propagar ao longo de todo o *pipeline* geométrico-eletrônico, resultando em diferenças amplificadas nos sinais simulados. Assim, a correta definição e padronização das posições dos eletrodos precordiais é um fator determinante para a fidelidade dos sinais simulados e para a interpretação dos resultados em estudos baseados em gêmeos digitais.

Além disso, a relação entre a atividade elétrica intramiocárdica e os potenciais medidos na superfície corporal é governada pelo problema direto do eletrocardiograma, que associa fontes cardíacas às distribuições de potencial no torso. Modelagens clássicas incluem o modelo de dipolo cardíaco equivalente (GESELOWITZ, 1989), abordagens de volume condutor baseadas nas equações de Laplace (PLONSEY, 1969) e formulações modernas fundamentadas nos modelos monodomínio e bidomínio (VIGMOND et al., 2008). Esses fundamentos permitem a construção de *pipelines* computacionais capazes de simular pseudo-ECGs com uma boa fidelidade fisiológica.

2.2 MODELOS COMPUTACIONAIS EM ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA

A simulação computacional da eletrofisiologia cardíaca tem avançado rapidamente, integrando modelagem celular detalhada, equações de propagação de onda e malhas tridimensionais realistas. Entre os modelos matemáticos mais utilizados, destaca-se o *monodomínio*, que descreve a propagação do potencial transmembrana por meio de uma equação de reação-difusão (KEENER; SNEYD, 2009; VIGMOND et al., 2008). Ele apresenta custo computacional reduzido em relação ao modelo bidomínio, mantendo fidelidade adequada para a maioria das aplicações relacionadas a ECG e mapeamento elétrico.

Em nível celular, diversos modelos iônicos foram propostos para capturar correntes específicas do miocárdio humano. Entre eles, o modelo de Ten Tusscher e Panfilov (2006) tornou-se um dos mais amplamente adotados, representando com elevada complexidade correntes rápidas e lentas de sódio, canais de cálcio tipo L, bombas iônicas e trocas Na-Ca (TUSSCHER; PANFILOV, 2006). Modelos alternativos, como o de O'Hara-Rudy (O'HARA et al., 2011), foram desenvolvidos a partir de bancos de dados experimentais mais recentes e permitem simulações ainda mais realistas de repolarização e arritmias.

Ferramentas numéricas de código aberto como o *MonoAlg3D* (OLIVEIRA et al., 2018), e o *openCARP* (PLANK et al., 2021) possibilitam executar simulações tridimensionais em geometrias personalizadas, incluindo a modelagem da atividade elétrica cardíaca e a obtenção de sinais extracardíacos. Nesses frameworks, os potenciais extracardíacos podem ser obtidos por meio da solução do problema direto do eletrocardiograma, envolvendo a resolução de equações do tipo Poisson ou Laplace no domínio do torso, ou formulações equivalentes baseadas em campos de condução, incorporando propriedades heterogêneas de condutividade dos tecidos.

2.3 IMAGEM MÉDICA E SEGMENTAÇÃO DE ESTRUTURAS ANATÔMICAS

A reconstrução anatômica paciente-específica constitui um dos pilares do ECG computacional, uma vez que a geometria do torso e a distribuição relativa dos tecidos influenciam diretamente o posicionamento dos eletrodos e a propagação dos potenciais elétricos extracardíacos. Nesse contexto, imagens de MRI são amplamente empregadas por fornecerem excelente contraste entre cavidades cardíacas, miocárdio, pulmões e tecidos moles do tórax, permitindo a reconstrução tridimensional do coração e do torso do paciente (FONSECA, 2011).

A partir dessas imagens, torna-se necessário realizar a *segmentação*, isto é, a identificação e separação automática ou semi-automática das diferentes estruturas anatômicas presentes no volume de imagem. Para este trabalho, a segmentação foi realizada majoritariamente de forma automática utilizando o *TotalSegmentator* (WASSERTHAL et al., 2022),

uma ferramenta baseada em aprendizado profundo capaz de extrair dezenas de estruturas anatômicas com alta acurácia. Em *pipelines* de modelagem cardíaca, essa ferramenta é amplamente empregada para delimitar pulmões, superfícies externas do corpo e tecido adiposo e, dependendo do tipo e da qualidade da imagem, também estruturas ósseas como esterno e costelas, todos elementos relevantes para o posicionamento de eletrodos de ECG e para o cálculo dos potenciais extracelulares no torso.

Em situações nas quais determinadas estruturas anatômicas não estão disponíveis ou apresentam baixa qualidade de segmentação como ocorre com ossos em imagens de ressonância magnética (MRI) com resolução limitada, torna-se necessário empregar estratégias complementares baseadas em *registro de imagens*. O registro consiste no processo de alinhar espacialmente dois volumes anatômicos distintos, denominados imagem fixa e imagem móvel, de modo que estruturas correspondentes ocupem posições compatíveis em um mesmo sistema de coordenadas.

Nesse contexto, o *Elastix* (KLEIN et al., 2010) é um framework amplamente utilizado para registro médico que implementa uma abordagem modular e iterativa baseada na otimização de uma função custo. Essa função combina: (i) uma métrica de similaridade entre as imagens (por exemplo, informação mútua ou correlação); (ii) um modelo de transformação geométrica; e (iii) um método de otimização. O *Elastix* suporta diferentes classes de transformações, incluindo transformações rígidas, afins e não rígidas baseadas em *B-splines*, permitindo capturar desde deslocamentos globais até deformações locais mais complexas.

No presente trabalho, o registro foi realizado utilizando o framework *Elastix* com uma estratégia hierárquica, iniciando por uma transformação rígida, seguida de uma transformação não rígida baseada em *B-splines*, de forma a capturar tanto desalinhamentos globais quanto variações anatômicas locais entre os modelos.

Como métrica de similaridade entre as imagens, foi empregada a informação mútua, por se tratar de uma métrica robusta a diferenças de contraste e adequada ao registro multimodal. A otimização da função custo foi realizada por meio do método Adaptive Stochastic Gradient Descent (ASGD), amplamente utilizado em aplicações de registro médico devido à sua eficiência computacional e estabilidade.

As transformações geométricas foram parametrizadas em um esquema multirresolução, com progressiva redução do espaçamento da malha de *B-splines*, permitindo um refinamento gradual do alinhamento e reduzindo a probabilidade de mínimos locais durante o processo de otimização.

Uma vez estimada a transformação que alinha a imagem móvel à imagem fixa, o *Transformix* é empregado para aplicar essa transformação a outros objetos associados, como máscaras segmentadas, superfícies tridimensionais ou conjuntos de pontos anatômicos. Dessa forma, estruturas segmentadas a partir de uma tomografia computadorizada

de referência, que apresenta melhor definição óssea, podem ser mapeadas de maneira consistente para um torso reconstruído a partir de MRI, preservando relações anatômicas globais e locais.

No contexto deste trabalho, essas ferramentas desempenham papel fundamental na integração de informações provenientes de diferentes modalidades de imagem, viabilizando a transferência de estruturas anatômicas relevantes entre domínios distintos.

Ferramentas de visualização e edição, como o *3D Slicer* (FEDOROV et al., 2012), são utilizadas ao longo desse processo para inspeção visual, correção manual e validação das segmentações geradas automaticamente. A plataforma também permite a exportação de superfícies tridimensionais, a manipulação de orientações espaciais e a integração com *pipelines* personalizados desenvolvidos em *Python* e *VTk*, garantindo flexibilidade e reprodutibilidade na construção dos modelos geométricos utilizados nas simulações.

2.4 MÉTODOS DE POSICIONAMENTO DE ELETRODOS

O posicionamento preciso de eletrodos de ECG em modelos tridimensionais é um desafio fundamental na eletrocardiografia computacional, uma vez que pequenas variações geométricas podem impactar significativamente os sinais simulados. Métodos tradicionais baseiam-se na marcação manual de referências anatômicas superficiais, como a linha intermamilar, a posição do esterno e os espaços intercostais, seguindo diretrizes clínicas amplamente aceitas (KANIA et al., 2014). Em modelos tridimensionais, a marcação manual diretamente sobre a superfície do torso ainda é amplamente empregada, especialmente quando a geometria é derivada de imagens de ressonância magnética.

Entretanto, esses procedimentos estão sujeitos à variabilidade interobservador e intraobservador. Estudos observacionais relatam discrepâncias espaciais clinicamente relevantes entre avaliadores humanos no posicionamento das derivações precordiais V1–V6, evidenciando limitações na reprodutibilidade desses métodos (GREGORY et al., 2021). Essas limitações motivaram o desenvolvimento de abordagens automáticas ou semiautomáticas voltadas à padronização do posicionamento dos eletrodos em modelos computacionais personalizados.

Entre essas abordagens, destacam-se métodos baseados em registro não rígido de atlas anatômicos, nos quais um modelo de torso de referência previamente rotulado é deformado para se ajustar à geometria específica do paciente (BANERJEE et al., 2020). Outras estratégias exploram informações geométricas globais do torso ou a relação espacial entre estruturas internas e a superfície corporal para inferir posições consistentes dos eletrodos, reduzindo a dependência de marcações manuais. Adicionalmente, abordagens mais recentes investigam o uso de técnicas de aprendizado de máquina para a identificação automática de marcos anatômicos relevantes ao posicionamento do ECG, geralmente aplicadas em contextos de grandes bases de dados e fluxos de processamento totalmente

automatizados.

2.5 IMPORTÂNCIA DA PERSONALIZAÇÃO ANATÔMICA NO ECG COMPUTACIONAL

A personalização anatômica desempenha papel crítico na acurácia de pseudo-ECGs. Diferenças na forma do tórax, posição relativa do coração, presença de tecido adiposo subcutâneo, orientação do eixo cardíaco, tamanho dos pulmões e distribuição de condutividades alteram profundamente a solução do problema direto do ECG (POTSE et al., 2018).

Estudos comparativos mostram que o uso de modelos genéricos pode introduzir diferenças significativas na amplitude do complexo QRS e distorções relevantes na morfologia da onda T (POTSE et al., 2018). A personalização reduz esses erros, melhora a comparabilidade entre simulação e ECG clínico e permite investigar como o posicionamento de eletrodos influencia o comportamento geométrico e dos sinais ao longo do *pipeline* computacional.

Assim, entender a sensibilidade do pseudo-ECG aos diferentes métodos de posicionamento, manual, automático e semiautomático, é essencial para *pipelines* robustos de gêmeos digitais cardíacos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente capítulo descreve em detalhe as ferramentas utilizadas e os procedimentos metodológicos adotados ao longo do estudo. Inicialmente, são apresentados os dados dos pacientes e as imagens de ressonância magnética e tomografia que servem de base para a construção das geometrias torácicas. Em seguida, são descritos separadamente o método manual de posicionamento de eletrodos, incluindo o caso especial com CT, e o método automático baseado em modelos estatísticos de forma e registro deformáveis, destacando as etapas de segmentação, construção das malhas e geração das coordenadas dos eletrodos. Na sequência, são detalhados as simulações eletrofisiológicas realizadas com o MONOALG3D e o procedimento de cálculo dos pseudo-ECGs. Por fim, apresenta-se a estratégia de análise dos sinais, com as métricas utilizadas para comparar os métodos. Essa organização busca fornecer uma visão clara e reproduzível de todo o *pipeline*, desde a aquisição dos dados até a avaliação quantitativa dos resultados.

3.1 DADOS DOS PACIENTES

Foram analisados quatro pacientes com diferentes características demográficas, anatômicas e funcionais, resumidas na Tabela 1, na qual FE corresponde à fração de ejeção. Todos os indivíduos possuem exames de ressonância magnética cardíaca e torácica adquiridos em protocolos clínicos rotineiros, permitindo a reconstrução tridimensional do coração e do torso. O Paciente 1 dispõe, adicionalmente, de tomografia computadorizada (CT), possibilitando a reconstrução real das estruturas ósseas do tórax, o que o torna um caso de referência importante para a avaliação do posicionamento anatômico dos eletrodos. O estudo foi conduzido em conformidade com as normas éticas para pesquisas envolvendo seres humanos e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade Federal de Juiz de Fora (HU-UFJF/Ebserh), sob o título “*Modelagem computacional para predição de arritmias ventriculares malignas em pacientes com miocardiopatia dilatada*”, conforme registrado no Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) nº 66630822.4.0000.5133, com parecer substanciado nº 5.889.147.

Tabela 1 – Resumo dos dados clínicos e antropométricos dos pacientes incluídos no estudo.

Paciente	Sexo	Idade (anos)	Peso (kg)	FE (%)
P1	Masculino	71	76,4	20
P2	Feminino	79	54,0	21
P3	Masculino	71	—	34
P4	Masculino	41	119	22

Do ponto de vista clínico, os pacientes apresentam cardiopatias estruturais distintas, descritas a seguir.

O Paciente 1 é um homem caucasiano de 61 anos, com histórico de tabagismo, que apresentava fadiga, ortopneia, dispneia classe III da NYHA e episódios de dispneia paroxística noturna. O ECG revelou frequência cardíaca de 98 bpm, bloqueio atrioventricular de primeiro grau, bloqueio de ramo esquerdo, aumento do átrio esquerdo e hipertrofia ventricular esquerda. O ecocardiograma Doppler e a ressonância magnética cardíaca confirmaram cardiomiopatia dilatada com disfunção biventricular grave, dilatação significativa dos ventrículos e acentuado aumento do átrio esquerdo. As sequências de realce tardio por gadolínio identificaram padrões de fibrose compatíveis com doença cardíaca não isquêmica.

A Paciente 2 é uma mulher caucasiana de 79 anos, com histórico de tabagismo, consumo de álcool e hipertensão arterial sistêmica, diagnosticada com cardiomiopatia dilatada associada a bloqueio de ramo esquerdo. Clinicamente, apresentava episódios de desconforto torácico em repouso, acompanhados de pré-síncope e tosse noturna. A ressonância magnética cardíaca evidenciou dilatação importante do ventrículo esquerdo com disfunção sistólica grave e acentuada dessincronia do septo interventricular, além de leve comprometimento do ventrículo direito. O realce tardio revelou fibrose subepicárdica predominante nas regiões antero-inferior-septais. O ECG confirmou ritmo sinusal, com desvio do eixo para a esquerda e bloqueio de ramo esquerdo, enquanto o estudo eletrofisiológico não induziu taquiarritmias sustentadas.

O Paciente 3 é um homem de 71 anos com fenótipo compatível com cardiomiopatia hipertrófica, caracterizada por aumento da espessura da parede do ventrículo esquerdo, mais pronunciado nos segmentos septal e anterior. As sequências de realce tardio demonstraram extensa fibrose no miocárdio médio, com padrão não isquêmico envolvendo todos os segmentos basais e médios, além da região ínfero-apical. O eletrocardiograma apresentou morfologia compatível com bloqueio de ramo mascarado, sem alterações significativas de repolarização. Durante o estudo eletrofisiológico foi induzida taquicardia ventricular sustentada, que evoluiu para *flutter* ventricular com instabilidade hemodinâmica, exigindo desfibrilação elétrica externa imediata.

O Paciente 4 é um homem de 41 anos com diagnóstico clínico de insuficiência cardíaca com fração de ejeção reduzida. O ecocardiograma confirmou disfunção sistólica significativa associada a remodelamento ventricular compatível com cardiomiopatia dilatada. O estudo eletrofisiológico identificou distúrbio de condução atrioventricular de localização infra-Hisiana, com QRS de morfologia e duração compatíveis com condução intraventricular não bloqueante. O nó sinusal e os seios carotídeos apresentaram respostas fisiológicas normais aos testes realizados, e não houve indução de taquiarritmias ventriculares sustentadas durante o procedimento.

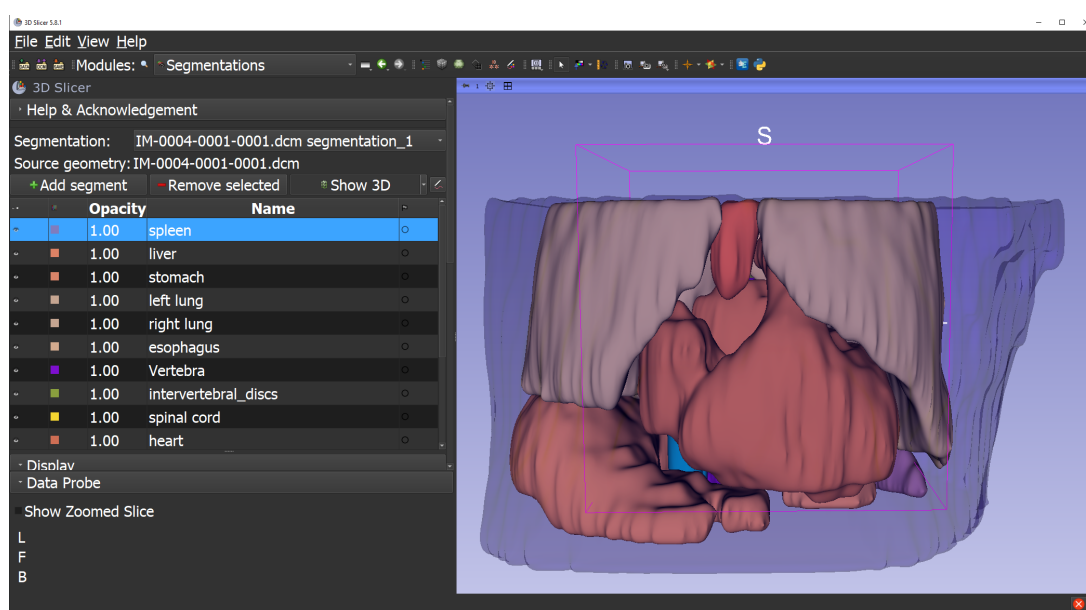
3.2 MÉTODO MANUAL (INCLUINDO O CASO ESPECIAL COM CT)

O método manual consiste no posicionamento interativo dos eletrodos precordiais em um ambiente 3D que combina o contorno externo do torso, as estruturas internas segmentadas (coração e pulmões), a anatomia óssea e os planos axilar e clavicular utilizados como referências espaciais adicionais. Nesta seção, detalhamos as etapas de preparação das malhas utilizadas, o funcionamento da ferramenta interativa e, de forma diferenciada, o caso do Paciente 1, cujo exame de tomografia computadorizada (CT) permitiu a reconstrução real da grade costal. A partir dessa grade e por meio do framework *Elastix*, foi possível gerar versões registradas da malha óssea para todos os demais pacientes, garantindo consistência estrutural no processo de posicionamento manual.

3.2.1 Segmentação do Torso e Estruturas Internas

As malhas utilizadas como base para o posicionamento dos eletrodos foram obtidas com o *TotalSegmentator*, uma ferramenta de segmentação multiorgânica baseada em aprendizado profundo integrada ao *3D Slicer*. Para cada paciente, o algoritmo permitiu extrair a superfície externa do torso, o coração completo com seus átrios e ventrículos, os pulmões direito e esquerdo e, quando presentes no campo de visão, parte dos grandes vasos. Embora o contorno corporal e as estruturas cardíacas apresentassem boa definição nas sequências de MRI, o baixo contraste característico dessas imagens tornou inviável a segmentação adequada das estruturas ósseas, como costelas e esterno, o que motivou o uso complementar do exame de tomografia no Paciente 1.

Figura 2 – Visualização tridimensional das estruturas segmentadas a partir de imagens de ressonância magnética no ambiente do *3D Slicer*



A Figura 2 ilustra um exemplo típico das estruturas segmentadas e visualizadas em 3D, evidenciando o nível de detalhe anatômico obtido a partir das imagens de MRI.

Após a segmentação, cada estrutura foi exportada originalmente no formato *.vtk* e, quando necessário, convertida para *.vtp* ou *.stl* a fim de manter compatibilidade com o ambiente interativo. Em todos os casos, preservou-se a coerência topológica das superfícies e a consistência das coordenadas no sistema físico da MRI, garantindo precisão geométrica durante o processo de marcação dos eletrodos.

3.2.2 Ambiente Interativo de Marcação

A marcação dos eletrodos foi realizada em uma aplicação própria desenvolvida em Python, denominada *Eletrodo3D*, baseada na integração entre PyVista/VTK para visualização tridimensional e manipulação geométrica, PyQt5 para a construção da interface gráfica e NumPy para o gerenciamento interno das coordenadas. O ambiente foi projetado para permitir ao operador navegar livremente pelo torso segmentado, inspecionar simultaneamente estruturas relevantes, como o contorno externo, o coração, os pulmões e a malha óssea registrada, e posicionar cada eletrodo de forma precisa.

O *Eletrodo3D* foi concebido como uma ferramenta de apoio ao especialista, combinando visualização anatômica tridimensional, assistência geométrica ao posicionamento e mecanismos de controle que favorecem a reprodutibilidade do processo manual.

O fluxo de interação é simples e contínuo. O usuário seleciona um eletrodo, escolhe um ponto inicial diretamente na superfície do torso através de clique na cena 3D e, em seguida, realiza ajustes finos utilizando controles de translação incremental. Durante todo o processo, a visualização pode ser modificada livremente por meio de ferramentas de rotação, zoom e planos de corte, permitindo verificar a posição do eletrodo sob múltiplas perspectivas e em relação aos órgãos internos. Ao concluir o ajuste, o operador passa para o próximo eletrodo, repetindo o procedimento até completar o conjunto de derivações.

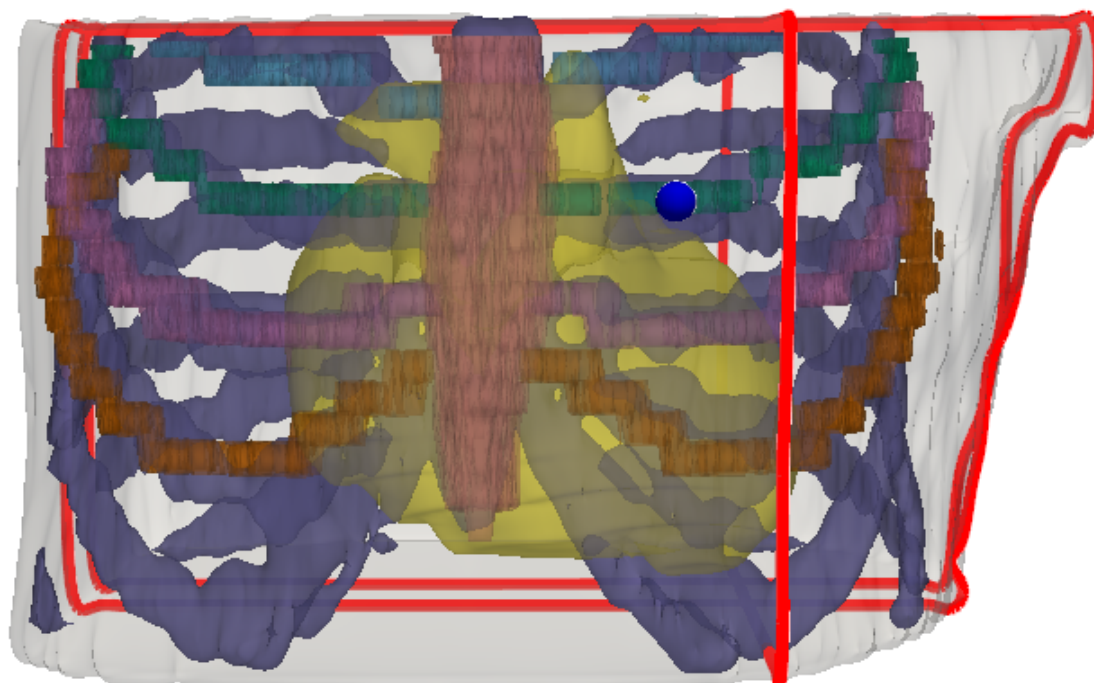
Todas as ações executadas no ambiente: cliques, deslocamentos e confirmações de posição, são registradas em um arquivo de log, garantindo rastreabilidade e reprodutibilidade do procedimento. As coordenadas finais podem então ser exportadas diretamente no formato compatível com o *pipeline* de simulação utilizado posteriormente.

3.2.3 Interface e Funcionalidades do Software de Posicionamento

A Figura 3 apresenta a interface do software desenvolvido especificamente para o posicionamento manual dos eletrodos. A aplicação foi implementada em Python e combina PyVista/VTK para visualização tridimensional com PyQt5 para criação dos painéis de controle. O objetivo principal é fornecer ao especialista um ambiente preciso e consistente para inspeção anatômica e manipulação interativa das coordenadas dos eletrodos.

Além da cena tridimensional, o software inclui painéis dedicados ao controle da posição dos eletrodos e ao ajuste fino da câmera, como ilustrado na Figura 4. Esses painéis permitem executar operações essenciais do fluxo de trabalho:

Figura 3 – Janela de visualização 3D do software *Eletrodo3D*: A imagem mostra o torso segmentado, a malha óssea registrada (costelas, esterno, coluna) e o coração.

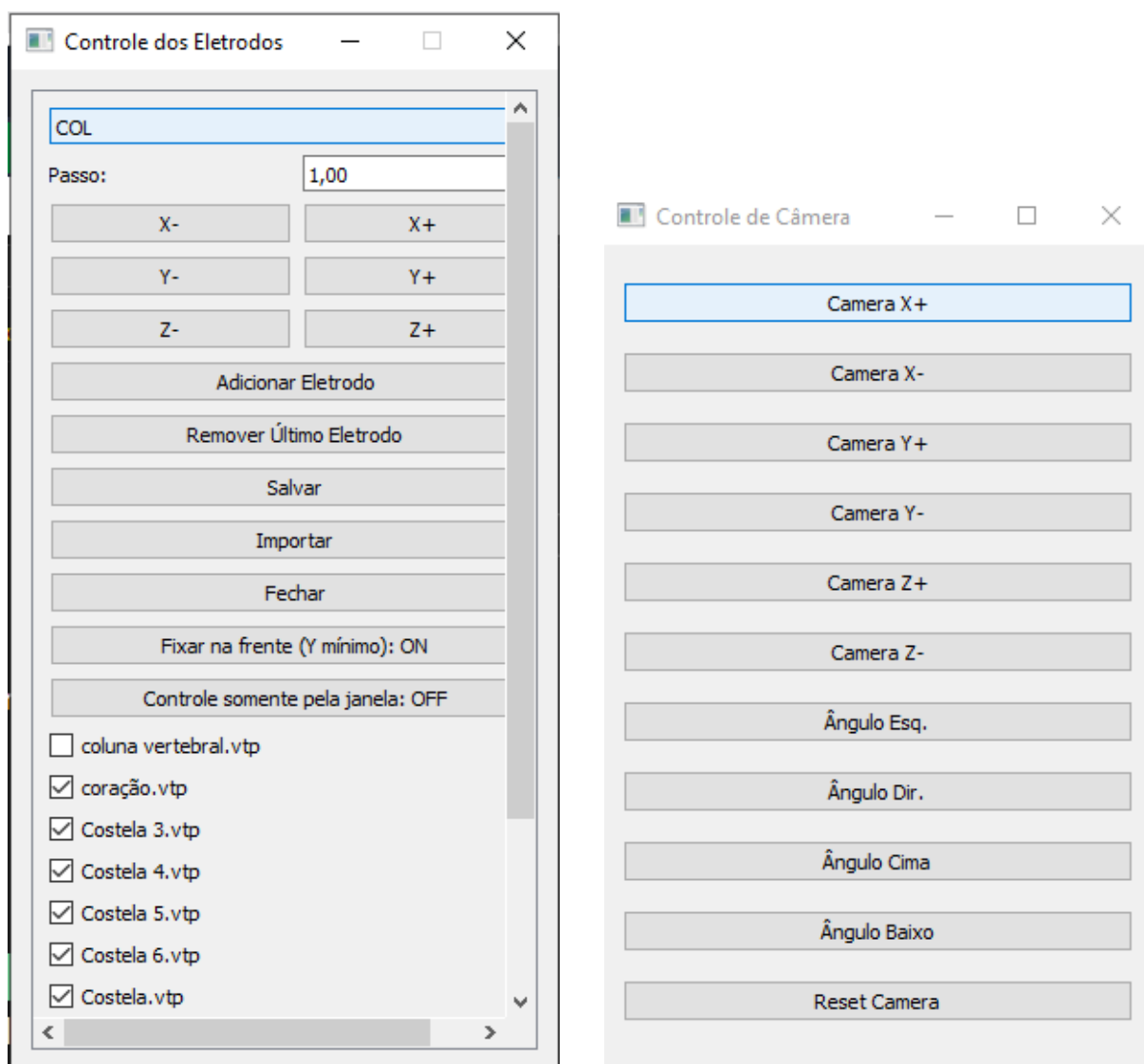


Fonte: Figura de autoria pessoal.

- Seleção do eletrodo (V1–V6, RA, LA, RL, LL) e inspeção do rótulo ativo.
- Translação fina ao longo dos eixos x , y e z com passo configurável.
- Adição, remoção e reinserção de eletrodos, com registro de todas as ações.
- Importação e exportação das coordenadas em formato compatível com o MONO-ALG3D.
- Controle da visibilidade das malhas (coração, pulmões, costelas individuais, coluna, esterno etc.).
- Comandos de câmera para reposicionamento orbital, deslocamento axial e ângulos laterais.
- Reset da câmera para retornar a uma vista padrão.

Além das funcionalidades básicas de marcação, o software foi projetado para integrar visualização anatômica, assistência geométrica ao posicionamento e controle reprodutível da navegação, reduzindo ambiguidades durante a seleção dos pontos. A aplicação opera

Figura 4 – Painéis auxiliares da ferramenta: à esquerda, o painel utilizado para adicionar, remover e editar eletrodos, à direita, o painel de controle da câmera, responsável pela navegação 3D durante a inspeção anatômica.



(a) Painel de controle de eletrodos.

(b) Painel de controle da câmera.

Fonte: Figura de autoria pessoal.

a partir de uma pasta contendo malhas no formato *.vtp* (*VTK PolyData*), carregadas dinamicamente no início da execução. As malhas são organizadas automaticamente na cena tridimensional, com tratamento diferenciado para o torso, exibido com transparência controlada, e para as demais estruturas anatômicas, renderizadas com cores de alto contraste para facilitar a inspeção simultânea.

Arquivos contendo o termo “linha” em seu nome são interpretados como referências geométricas auxiliares. A partir desses dados, o software estima automaticamente planos de melhor ajuste por meio de análise de componentes principais, gerando superfícies planas que atravessam a cena tridimensional. Esses planos podem ser utilizados como guias visuais

durante o posicionamento dos eletrodos. Adicionalmente, o sistema calcula a interseção entre cada plano e a superfície do torso, destacando a curva resultante diretamente sobre o modelo, o que fornece referências espaciais explícitas sobre a região externa onde os eletrodos são posicionados.

O posicionamento propriamente dito é realizado por meio de um marcador esférico de pré-visualização, que pode ser deslocado por cliques diretos na cena 3D ou por ajustes incrementais controlados pela interface. Sempre que um clique é realizado, a posição selecionada é automaticamente projetada para a superfície do torso, garantindo aderência geométrica ao modelo. O software implementa dois modos de projeção: um modo restritivo, no qual a seleção é fixada preferencialmente na região anterior do tórax, e um modo livre, que permite a projeção sobre qualquer ponto da superfície externa. Essa alternância possibilita adequar o processo tanto a marcações frontais quanto laterais, quando necessário.

Os eletrodos são gerenciados por rótulos específicos (V1–V6, RA, LA, RL e LL) e representados na cena por esferas e rótulos textuais associados. O sistema permite criar, substituir e remover eletrodos individualmente, mantendo consistência entre a visualização e a estrutura interna de dados. Como recurso adicional de padronização, a marcação do eletrodo LA pode acionar a geração automática dos eletrodos RA, RL e LL a partir de relações geométricas simples definidas em torno de um marcador auxiliar central, reduzindo ações repetitivas e promovendo simetria aproximada quando aplicável.

A interface gráfica é organizada em dois painéis independentes. O primeiro é dedicado ao controle dos eletrodos, permitindo seleção do rótulo ativo, movimentação incremental com passo configurável, além de operações de inserção, remoção, salvamento e importação das coordenadas. O segundo painel é responsável pelo controle da câmera, oferecendo translações, rotações discretas e um comando de reinicialização para uma posição padrão. Ambos os painéis suportam interação contínua por pressão prolongada dos botões, facilitando ajustes finos sem comprometer a precisão.

Por fim, o software incorpora mecanismos básicos de persistência e rastreabilidade. As coordenadas finais dos eletrodos podem ser exportadas em formato texto, contendo rótulo e posição tridimensional, e posteriormente reimportadas para reconstrução completa do estado da marcação na cena. Esse conjunto de funcionalidades contribui para tornar o método manual mais sistemático, reproduzível e consistente, mesmo em cenários com elevada complexidade anatômica.

A combinação da visualização 3D com estes módulos de controle permite ao especialista ajustar dinamicamente a posição dos eletrodos, verificar simultaneamente múltiplas estruturas anatômicas e garantir que cada marcação esteja coerente com as referências espaciais do paciente. O sistema de *undo/redo* e o log interno de transformações garantem rastreabilidade completa da operação, aumentando a reprodutibilidade do

método manual mesmo em cenários com anatomias complexas.

3.2.4 Critérios Anatômicos Utilizados

As marcações foram realizadas por um médico especialista, que adaptou os critérios anatômicos de acordo com o conjunto de referências disponíveis para cada paciente. No caso do Paciente 1, o posicionamento pôde ser orientado diretamente pela costela e pelo esterno obtidos a partir da CT, além dos planos axilares e claviculares que foram construídos manualmente sobre esse volume tomográfico e posteriormente registrados para o espaço da MRI por meio do *Elastix/transformix*. Essa combinação permitiu identificar com precisão as articulações costochondrais e realizar a contagem direta dos espaços intercostais, resultando no cenário de maior fidelidade anatômica dentro deste estudo.

Para os demais pacientes, que não possuíam exame de CT, utilizou-se uma versão registrada da grade costal do Paciente 1, acompanhada de seus correspondentes planos anatômicos transformados. Embora essa estrutura deformada não represente a anatomia real desses indivíduos, ela fornece um conjunto de referências espaciais consistentes, especialmente no que diz respeito à altura e à lateralidade dos precordiais, e reduz a subjetividade inerente ao posicionamento baseado apenas no contorno externo do torso. Em todos os casos, a orientação e o eixo longo do coração segmentado também foram considerados, uma vez que indicam a relação espacial com o ventrículo direito e ajudam a delimitar a região aproximada dos eletrodos V1 a V3. Assim, o processo de marcação combinou elementos anatômicos reais, estruturas registradas e a interpretação clínica do especialista para alcançar a melhor correspondência geométrica possível em cada paciente.

3.2.5 Caso Especial: Aquisição e Uso da CT no Paciente 1

O Paciente 1 desempenha papel central neste estudo porque possibilita validar a metodologia com base em um arcabouço ósseo real. A partir do exame de tomografia computadorizada, a costela, o esterno e parte da coluna torácica foram segmentados com o *TotalSegmentator*, resultando em uma malha anatômica completa que preserva a continuidade das costelas até as junções anteriores e inclui vértebras torácicas quando presentes no campo de visão. Além dessas estruturas, foram definidos no próprio volume de CT os planos axilares e claviculares, que não são gerados automaticamente pelo software, mas sim marcados manualmente por um especialista para fornecer referenciais anatômicos precisos no posicionamento dos eletrodos.

Tanto esses planos quanto a malha óssea segmentada foram posteriormente registrados para o espaço da MRI utilizando o framework *Elastix*. O processo envolveu uma etapa inicial de registro rígido, responsável por alinhar globalmente os volumes com base na maximização da correlação mútua, seguida de um registro afim que permitiu ajustes de escala e pequenas deformações lineares para compensar diferenças geométricas

entre as modalidades. Por fim, aplicou-se um registro não rígido do tipo B-spline, que refinou a correspondência das curvaturas e variações locais sem comprometer a integridade estrutural dos ossos. As transformações obtidas foram então aplicadas à malha óssea por meio do *transformix*, resultando em uma grade costal completamente alinhada ao volume de MRI e compatível com o ambiente de marcação dos eletrodos.

Esse *pipeline* multimodal produz, para o Paciente 1, a representação mais fiel da anatomia torácica disponível, permitindo que o posicionamento manual dos eletrodos siga a contagem real dos espaços intercostais e a relação precisa entre costelas, esterno e coração. Assim, este caso constitui a referência de maior acurácia anatômica dentro do conjunto de pacientes analisados.

3.2.6 Transferência da Costela para Pacientes sem CT

Nos pacientes P2, P3 e P4, que não possuíam exame de tomografia computadorizada, utilizou-se como atlas anatômico a malha óssea (costelas e esterno) segmentada a partir do CT do Paciente 1. Para garantir consistência metodológica, o mesmo *pipeline* de registro foi aplicado também ao Paciente 1, realizando o alinhamento entre o seu CT e o respectivo MR.

Em todos os casos, o registro foi conduzido por meio do framework Elastix, estimando uma transformação deformável entre os volumes, a qual foi posteriormente aplicada à malha óssea original utilizando o Transformix. Esse procedimento resultou em uma estrutura óssea transformada e espacialmente coerente com o torso de cada paciente no espaço da ressonância magnética.

As Figuras 5 a 8 apresentam os resultados desse processo, ilustrando a projeção das estruturas ósseas transformadas sobre os torsos dos diferentes pacientes. Observa-se que, apesar das variações morfológicas individuais, o alinhamento fornece uma referência espacial consistente para a orientação aproximada dos espaços intercostais, bem como para a definição da lateralidade e da altura dos eletrodos precordiais.

Nas visualizações apresentadas, as linhas vermelhas correspondem a referências anatômicas projetadas sobre o torso, utilizadas como auxílio adicional na orientação do posicionamento dos eletrodos precordiais. Em particular, são indicadas a linha hemiclavicular esquerda e as linhas axilares anterior e média, amplamente empregadas na prática clínica como guias para a definição da lateralidade e da posição relativa das derivações V4, V5 e V6.

Embora as estruturas obtidas por registro não correspondam necessariamente à anatomia real de cada paciente, elas atuam como guias anatômicos intermediários, reduzindo a subjetividade inerente à marcação manual baseada exclusivamente no contorno externo do torso. Ainda assim, o procedimento permanece dependente da interpretação clínica do especialista, especialmente em regiões com maior variabilidade anatômica.

Figura 5 – Estrutura óssea real do Paciente 1 utilizada como referência anatômica.

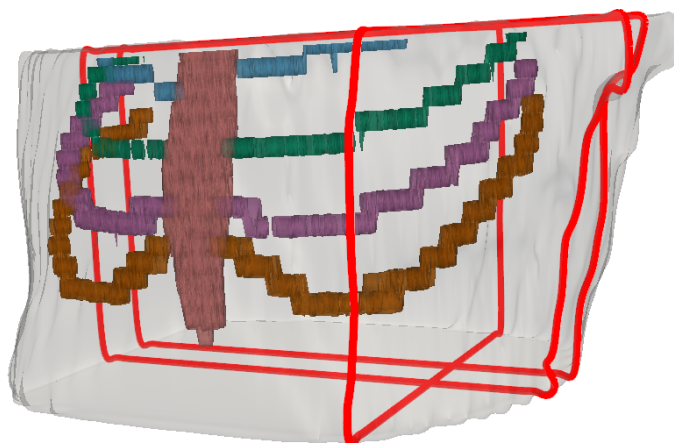


Figura 6 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 2 por meio do framework Elastix e do Transformix.

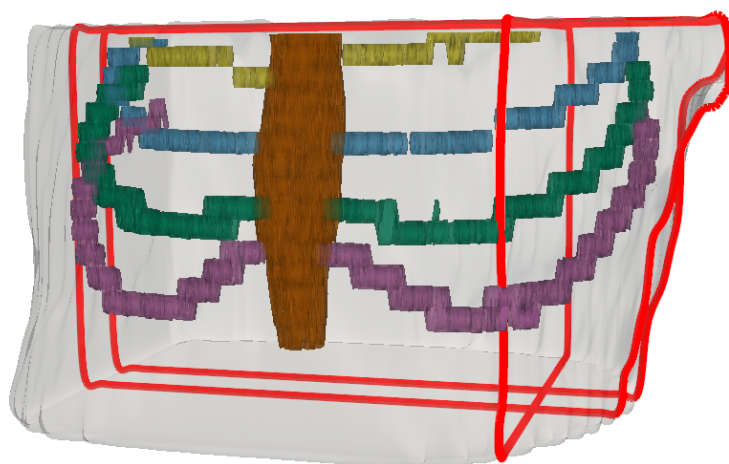


Figura 7 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 3 por meio do framework Elastix e do Transformix.

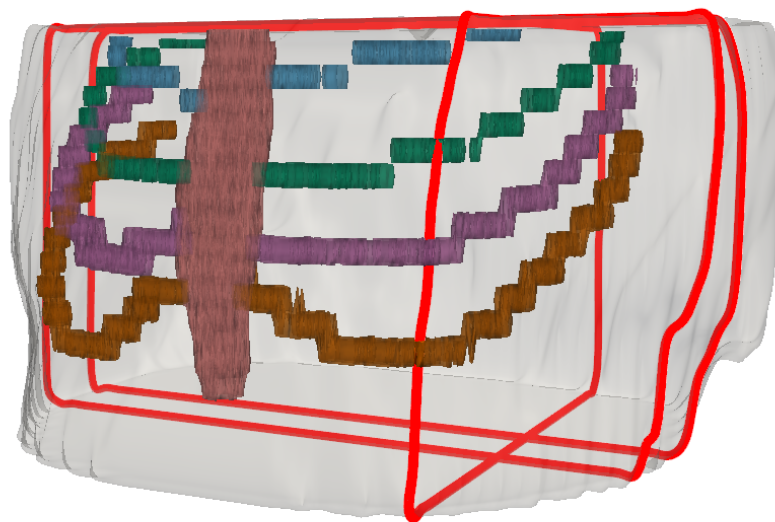


Figura 8 – Estrutura óssea do Paciente 1 transformada para o espaço da ressonância magnética do Paciente 4 por meio do framework Elastix e do Transformix.



3.2.7 Exportação das Coordenadas

Após a conclusão do posicionamento, as coordenadas finais de cada eletrodo são exportadas diretamente no espaço físico da MRI. O arquivo resultante inclui o rótulo correspondente e a posição tridimensional (x, y, z) em milímetros, permitindo integração imediata com o *pipeline* de simulação. Quando relevante para análises posteriores, também é possível registrar o vetor normal local associado ao ponto marcado, preservando informações

geométricas adicionais da superfície torácica. Esse formato de exportação foi projetado de forma a ser compatível com o simulador MONOALG3D, permitindo a posterior aplicação das transformações necessárias de escala, translação e alinhamento de sistemas de coordenadas, de modo a garantir consistência entre o processo de marcação dos eletrodos e a etapa de geração dos pseudo-ECGs.

3.3 MÉTODO AUTOMÁTICO

O método automático utilizado neste trabalho foi desenvolvido originalmente por Banerjee *et al.* (BANERJEE *et al.*, 2020) e posteriormente adaptado para os pacientes deste estudo pelo grupo de Oxford (A. Banerjee, Z. Ma). Trata-se de um *pipeline* predominantemente automatizado, que não requer intervenção manual explícita para a marcação dos eletrodos após a preparação das imagens de entrada, cujo objetivo é operar sobre uma geometria torácica paciente-específica e localizar os eletrodos de ECG em posições equivalentes entre diferentes pacientes. O procedimento utiliza exclusivamente imagens de MRI, explorando uma combinação de segmentações automáticas, modelos estatísticos de forma e transformações não rígidas de alta flexibilidade. A seguir, descrevemos detalhadamente cada etapa do *pipeline*.

3.3.1 Segmentação Automática do Contorno Torácico

A primeira etapa consiste na extração automática do contorno corporal a partir das imagens de MRI. O pipeline segue a metodologia proposta por Banerjee *et al.*:

1. **Rede U-Net primária:** segmenta o contorno corporal bruto a partir da imagem *scout* ou de cortes de baixa resolução que capturam todo o tronco. Essa rede produz uma máscara inicial, frequentemente com pequenas irregularidades nas regiões laterais e inferiores.
2. **Rede U-Net refinadora:** recebe a máscara inicial como entrada e aplica pós-processamento automatizado, incluindo remoção de artefatos, fechamento de lacunas, regularização e suavização da borda torácica. Essa segunda rede corrige imperfeições da segmentação primária e garante que o contorno seja topologicamente consistente.

O resultado final é um contorno corporal contínuo, suavizado e adequado para ajuste de modelos de forma.

3.3.2 Ajuste do Modelo Estatístico de Forma (SSM)

Após a obtenção do contorno torácico, aplica-se um *Statistical Shape Model* (SSM) treinado previamente a partir de uma população de torsos humanos. Esse modelo contém

modos principais de variação anatômica (por exemplo, variações de largura, profundidade, formato do gradil costal, curvatura do torso).

O ajuste ocorre em duas etapas:

- **Ajuste paramétrico:** os coeficientes principais do SSM são otimizados para reduzir a distância entre a superfície média do modelo e o contorno segmentado do paciente. Essa etapa captura variações globais da anatomia (escala, formato geral).
- **Estimativa de parâmetros rígidos/globais:** translação, rotação e escala global são ajustadas para alinhar adequadamente o torso médio ao paciente.

Essa etapa resulta em uma primeira aproximação da malha torácica individual, suave e coerente anatomicamente, porém ainda limitada pela variabilidade representada no conjunto de treinamento do SSM.

3.3.3 Deformação Não Rígida com Thin Plate Splines (TPS)

Após o ajuste inicial do modelo estatístico de forma, aplica-se uma etapa de deformação não rígida baseada em *thin plate splines* (TPS) para capturar variações anatômicas individuais que não são representadas pelos modos principais do SSM. Essa técnica permite incorporar assimetrias torácicas, diferenças locais de curvatura, saliências laterais e demais particularidades geométricas que ocorrem entre sujeitos. A transformação é definida a partir de um conjunto de pontos de controle distribuídos ao longo da superfície do torso e busca minimizar a energia de curvatura do TPS, resultando em um campo de deformação suave e contínuo. A malha ajustada herda essa deformação de maneira fisiologicamente plausível, produzindo uma representação final mais fiel da anatomia específica de cada paciente, sobretudo em regiões onde o SSM tende a apresentar limitações.

3.3.4 Localização Automática dos Eletrodos

O atlas de eletrodos ECG é definido no torso médio do SSM, seguindo as posições equivalentes estabelecidas no estudo de (BANERJEE et al., 2020). Cada eletrodo possui coordenadas fixas no espaço médio do modelo estatístico.

Após a construção da malha individual do paciente, aplica-se a mesma transformação composta utilizada para deformar o SSM:

$$E_{final} = T_{SSM} \circ T_{TPS}(E_{atlas}),$$

onde T_{SSM} é a transformação paramétrica resultante do ajuste do modelo estatístico, T_{TPS} é a deformação não rígida final e E_{atlas} é a posição do eletrodo no torso médio do atlas.

Essa abordagem garante reprodutibilidade completa do processo, equivalência anatômica entre os pacientes analisados, ausência total de intervenção humana durante o posicionamento dos eletrodos e elevada escalabilidade, tornando-a adequada para aplicações em bases de dados de grande porte.

3.3.5 Exportação das Coordenadas

Ao final do processo, as posições dos eletrodos são reunidas em um arquivo de texto contendo, para cada derivação, o respectivo rótulo e suas coordenadas tridimensionais no espaço físico da MRI. Esse formato simples e padronizado facilita a integração direta com o *pipeline* de simulação utilizado nas etapas seguintes do estudo.

3.3.6 Resumo e Vantagens do *Pipeline* Automático

O método automático distingue-se pela elevada eficiência e pelo reduzido grau de intervenção humana. Todo o processo é concluído em poucos minutos, o que garante rapidez e reprodutibilidade mesmo em grandes conjuntos de pacientes. Como não depende de um operador, o método elimina variabilidades subjetivas e mantém consistência entre diferentes execuções, além de ser robusto a variações moderadas na geometria do torso. Em contrapartida, sua acurácia está diretamente condicionada à qualidade da segmentação inicial obtida a partir da MRI e à capacidade do modelo estatístico de forma em representar adequadamente a população sobre a qual está sendo aplicado.

3.4 SIMULAÇÃO DO ECG COM MONOALG3D

As simulações eletrofisiológicas foram realizadas utilizando o software MONO-ALG3D, um framework de código aberto amplamente empregado para modelagem tridimensional da propagação elétrica cardíaca (OLIVEIRA et al., 2018). O MONOALG3D implementa uma formulação monodomínio eficiente, combinando resolução numérica paralelizada (CPU/GPU) com integração explícita de modelos celulares e discretização espacial baseada em volumes finitos.

3.4.1 Malha e Preparação do Problema

Para cada paciente, utilizou-se a malha cardíaca previamente segmentada, contendo as cavidades ventriculares esquerda e direita. Antes da simulação, essa malha passou por etapas de suavização e reparo geométrico a fim de garantir conectividade adequada entre os elementos, eliminar eventuais interseções degeneradas e preservar a espessura do miocárdio ao longo de toda a superfície. Embora o torso não seja resolvido como um domínio tridimensional no contexto do método monodomínio, ele permanece essencial para a etapa posterior de cálculo do pseudo-ECG, realizada por meio de integração extracelular conforme descrito adiante.

3.4.2 Modelo Eletrofisiológico: ten Tusscher–Panfilov (2006)

A dinâmica eletrofisiológica dos ventrículos foi modelada utilizando o modelo iônico de Ten Tusscher e Panfilov (2006) (TUSSCHER; PANFILOV, 2006). O TTP06 é particularmente adequado para estudos eletrocardíacos porque reproduz de forma realista a morfologia do potencial de ação ventricular, a restituição da repolarização, a dispersão transmural e a dinâmica dos principais canais iônicos rápidos e lentos.

Matematicamente, o modelo descreve o potencial transmembrana $V_m(t)$ por meio de uma equação de balanço de correntes do tipo Hodgkin–Huxley:

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = -(I_{\text{ion}} + I_{\text{stim}}),$$

em que C_m é a capacitância da membrana, I_{stim} representa um estímulo externo e I_{ion} corresponde à soma das correntes iônicas transmembrana. No TTP06, essa corrente total incorpora as principais contribuições iônicas relevantes à fisiologia ventricular humana:

$$I_{\text{ion}} = I_{\text{Na}} + I_{\text{CaL}} + I_{\text{Kr}} + I_{\text{Ks}} + I_{\text{K1}} + I_{\text{to}} + I_{\text{NaCa}} + I_{\text{NaK}} + I_{\text{pCa}} + I_{\text{pK}} + I_{\text{bNa}} + I_{\text{bCa}},$$

com cada termo governado por variáveis de porta de ativação e inativação ajustadas a dados experimentais humanos. Uma característica importante do modelo é a sua representação transmural: variantes específicas para endocárdio, epicárdio e células M incorporam diferenças conhecidas nas densidades dos canais ($g_{\text{Kr}}, g_{\text{Ks}}, g_{\text{to}}$), permitindo reproduzir gradientes fisiológicos essenciais para a forma correta do QRS e da onda T (TUSSCHER et al., 2004).

Para simulações tridimensionais, o modelo celular é acoplado à formulação monodomínio, cuja equação governante é:

$$\chi C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} = \nabla \cdot (\mathbf{D} \nabla V_m) - \chi I_{\text{ion}}(V_m, \mathbf{w}),$$

onde χ é a razão superfície-volume celular, $\mathbf{D}$ representa o tensor de difusão anisotrópico e $\mathbf{w}$ denota o conjunto de variáveis de estado do modelo. As equações foram integradas numericamente utilizando um passo de tempo de $dt = 0,02$ ms, e a discretização espacial de 500 μm , em conformidade com recomendações clássicas de estabilidade e acurácia para simulações eletrofisiológicas (KEENER; SNEYD, 2009; VIGMOND et al., 2008).

3.4.3 Condições de Estimulação

A simulação foi configurada para reproduzir um único batimento ventricular fisiológico. Para isso, adotou-se um protocolo de ativação simplificado, porém amplamente empregado na literatura, no qual um estímulo único é aplicado no instante inicial da simulação ($t = 0$ ms) e distribuído de maneira uniforme ao longo de todo o endocárdio dos ventrículos. Esse estímulo possui curta duração, da ordem de 2 ms, e amplitude

supralimiar suficiente para garantir a deflagração da onda de despolarização em toda a superfície interna das cavidades.

Essa abordagem, frequentemente referida como *endocardial rapid activation*, busca reproduzir a ativação rápida proporcionada pelo sistema de Purkinje sem a necessidade de modelá-lo explicitamente. Embora não capture todos os detalhes da sequência fisiológica de ativação ventricular, ela permite obter um batimento estável e comparável entre pacientes, ao mesmo tempo em que isola o impacto da geometria do torso e das posições dos eletrodos nos sinais resultantes. Além disso, trata-se de uma estratégia computacionalmente eficiente e menos suscetível à variabilidade interindividual, sendo adequada aos objetivos deste estudo.

3.4.4 Cálculo do Pseudo-ECG

A partir da solução monodomínio que resolve o potencial transmembrânico (V_m) obtida com o MONOALG3D (OLIVEIRA et al., 2018), os pseudo-ECGs foram calculados em pós-processamento utilizando o método clássico baseado em integrais dipolares em meio homogêneo (BISHOP; PLANK, 2011). Dessa forma, o potencial extracelular registrado em um eletrodo localizado na superfície torácica é dado por:

$$\phi_e(t) = \int_{\Omega_{heart}} \nabla V_m(\mathbf{r}, t) \cdot \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}_e}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_e|^3} d\mathbf{r},$$

onde $\mathbf{r}$ representa a posição espacial de cada ponto do domínio cardíaco Ω_{heart} , e $\mathbf{r}_e$ denota a posição do eletrodo na superfície do torso.

Essa formulação permite aproximar os potenciais medidos na superfície corporal diretamente a partir dos gradientes espaciais do potencial transmembrana simulado, sendo amplamente empregada em estudos computacionais de modelagem eletrocardíaca.

Entretanto, na implementação padrão do MONOALG3D, o cálculo do pseudo-ECG é realizado de forma acoplada à simulação eletrofisiológica, exigindo que o sinal extracelular seja computado e salvo durante toda a execução temporal do modelo. Essa abordagem implica que qualquer alteração posterior na posição dos eletrodos requer a reexecução completa da simulação, o que pode ser computacionalmente custoso, especialmente em modelos tridimensionais de alta resolução.

Para contornar essa limitação, foi implementada uma modificação no código do MONOALG3D que permite o salvamento explícito dos termos dipolares associados à atividade elétrica cardíaca. Em particular, passou-se a armazenar, para cada célula e a cada instante de tempo, o termo β_{IM} , correspondente à contribuição dipolar local derivada dos gradientes do potencial transmembrana.

A partir desses dados previamente calculados, o potencial extracelular em cada eletrodo pode ser posteriormente reconstruído por meio de um código independente do

simulador principal, no qual apenas as posições dos eletrodos $\mathbf{r}_e$ são alteradas. Dessa forma, o recálculo dos pseudo-ECGs torna-se um problema puramente geométrico e algébrico, desacoplado da solução eletrofisiológica, permitindo a avaliação eficiente de diferentes configurações de posicionamento de eletrodos sem a necessidade de novas simulações cardíacas completas.

As coordenadas dos eletrodos geradas pelos métodos manual e automático foram convertidas para o sistema de referência utilizado pelo simulador, assegurando consistência geométrica entre todos os pacientes analisados.

3.5 ANÁLISE DOS SINAIS

A comparação entre os métodos manual e automático foi realizada a partir das séries temporais simuladas em cada eletrodo precordial, utilizando duas métricas complementares: a correlação de Pearson e o erro quadrático médio normalizado (rRMSE). A correlação de Pearson (r) quantifica a similaridade morfológica entre duas formas de onda, assumindo valores próximos de 1 para sinais altamente semelhantes. Já o rRMSE avalia o erro relativo entre dois sinais normalizados,

$$rRMSE = \frac{\sqrt{\sum_t (x(t) - y(t))^2}}{\sqrt{\sum_t x(t)^2}},$$

onde $x(t)$ representa o sinal de referência do ECG em função do tempo t , $y(t)$ corresponde ao sinal a ser comparado, e a soma é realizada sobre todos os instantes temporais considerados na janela de análise. Essa métrica é mais sensível a diferenças de amplitude e a deslocamentos temporais do que a correlação linear de Pearson.

As duas métricas foram calculadas em dois níveis. Primeiro, foi realizada uma análise por canal, na qual cada derivação do ECG é comparada individualmente entre os dois métodos, permitindo identificar eletrodos particularmente sensíveis a variações geométricas no posicionamento. Em seguida, realizou-se uma análise global, obtida pela concatenação ordenada das séries temporais de todos os eletrodos em um único vetor para cada método. Sobre esses vetores agregados foram novamente calculadas a correlação de Pearson e o rRMSE, fornecendo uma estimativa integrada da similaridade entre os métodos ao considerar simultaneamente toda a informação do ECG de superfície.

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os principais resultados obtidos a partir da comparação entre os métodos de posicionamento manual e automático. Inicialmente, descrevem-se as diferenças geométricas entre as posições dos eletrodos, tanto em termos numéricos (distâncias ponto a ponto) quanto por meio de visualizações tridimensionais. Em seguida, são mostrados os pseudo-ECGs simulados para cada paciente, destacando a concordância morfológica entre os métodos e as derivações mais sensíveis às variações espaciais. Por fim, são discutidas as métricas de similaridade (correlação de Pearson e rRMSE) e sintetizados os padrões gerais observados, preparando o terreno para a análise interpretativa desenvolvida no capítulo de Discussão.

Antes de apresentar as comparações quantitativas e qualitativas, é importante destacar que, embora o *software* desenvolvido permita a marcação completa dos eletrodos dos membros, o exame clínico adquirido para este estudo não inclui a posição física dos eletrodos de membros superiores e inferiores. Além disso, a literatura evidencia uma variabilidade considerável nas práticas clínicas referentes ao posicionamento dos eletrodos dos membros, não havendo um consenso universal sobre a localização exata desses eletrodos no contexto do ECG de 12 derivações. Em muitos serviços, os eletrodos são posicionados nos punhos e tornozelos; em outros, são colocados mais proximalmente, como nos ombros e cristas ilíacas, sem impacto clínico relevante nas derivações frontais (TUNG, 2021; KLIGFIELD et al., 2007). Essa heterogeneidade motivou que a análise aqui apresentada se concentrasse principalmente nos eletrodos precordiais (V1–V6), cujas posições torácicas são padronizadas e críticas para a interpretação clínica. Ainda assim, ambos os métodos avaliados, o posicionamento manual e o posicionamento automático baseado em registro deformável são plenamente capazes de marcar tanto os eletrodos torácicos quanto os de membros.

4.1 COMPARAÇÃO DOS POSICIONAMENTOS DE ELETRODOS

A Tabela 2 apresenta as distâncias entre o método manual e o método automático para cada um dos eletrodos precordiais (V1–V6) nos quatro pacientes avaliados. Os valores estão expressos em centímetros e correspondem à norma Euclidiana entre as posições obtidas pelos dois métodos após o registro rígido inicial.

Observa-se que, para todos os pacientes, os eletrodos V1–V4 apresentam discrepâncias relativamente pequenas entre os métodos, geralmente inferiores a 3 cm. Por outro lado, V5 e V6 exibem diferenças substancialmente maiores, com valores que chegam a 8,8 cm (Paciente 2) e 8,2 cm (Paciente 4). Esses resultados sugerem que as regiões laterais do hemitórax, onde V5 e V6 são posicionados, são mais sensíveis às variações anatômicas e ao processo de registro não rígido, resultando em maior divergência entre os métodos.

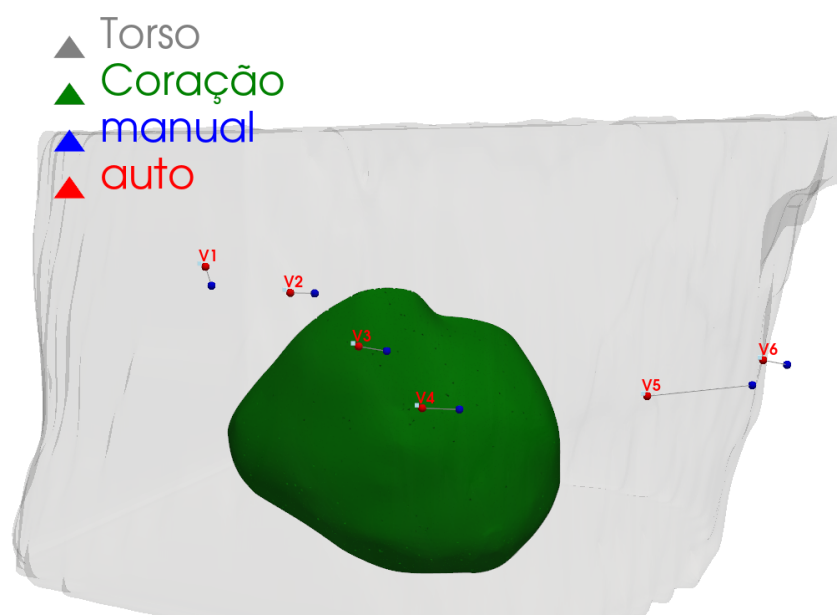
Tabela 2 – Distâncias (em cm) entre os eletrodos posicionados manualmente e automaticamente, para cada paciente (P1–P4).

Lead	P1	P2	P3	P4
V1	0.770	2.307	3.235	1.267
V2	1.021	1.511	3.142	1.670
V3	1.096	2.080	3.250	1.560
V4	1.344	2.692	2.725	1.279
V5	6.577	8.780	5.390	8.196
V6	3.081	7.386	1.437	4.555

Além disso, nota-se que o padrão de erro não é uniforme entre os pacientes, reforçando a importância de métodos individualizados de posicionamento quando possível.

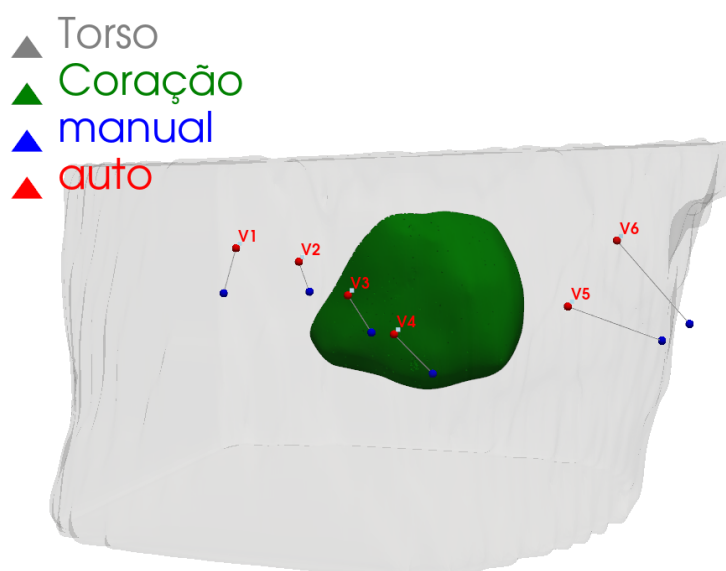
As Figuras 9–12 ilustram a comparação espacial entre os eletrodos marcados manualmente e aqueles gerados pelo método automático para os quatro pacientes avaliados. De modo geral, observa-se boa concordância nos eletrodos centrais (V1–V4), enquanto os maiores desvios ocorrem nos eletrodos laterais (V5–V6), que dependem mais da morfologia individual das costelas e da curvatura do hemitórax. A visualização tridimensional também evidencia que as diferenças variam entre pacientes, refletindo não apenas o erro de registro, mas também a heterogeneidade anatômica e a sensibilidade da marcação automática às regiões onde o contorno do torso é menos definido.

Figura 9 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 1: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.



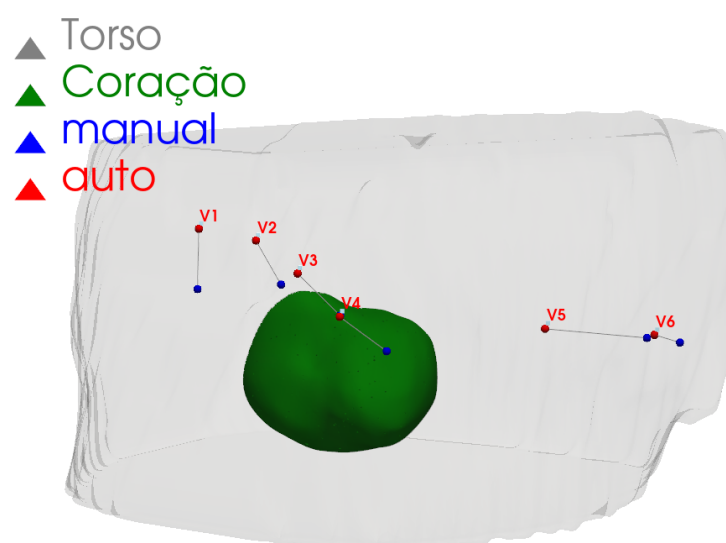
Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 10 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 2: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.



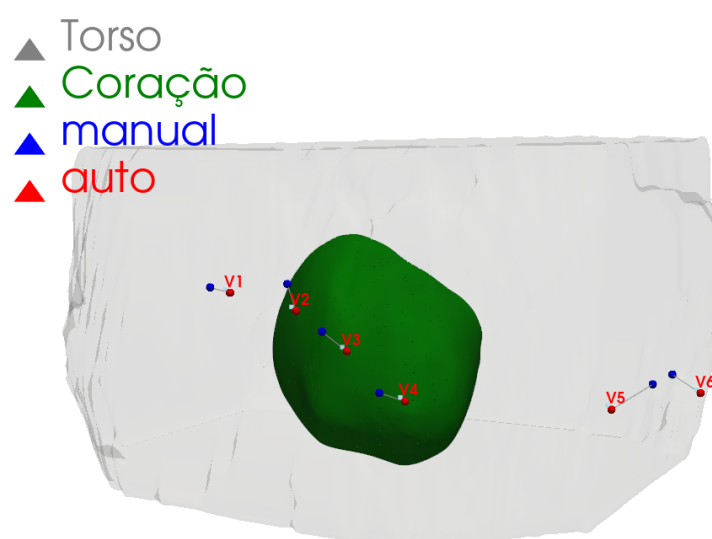
Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 11 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 3: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.



Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 12 – Comparação visual dos eletrodos no Paciente 4: Comparação entre os eletrodos posicionados manualmente (azul) e automaticamente (vermelho), com o torso (cinza) e o coração (verde) como referência anatômica.

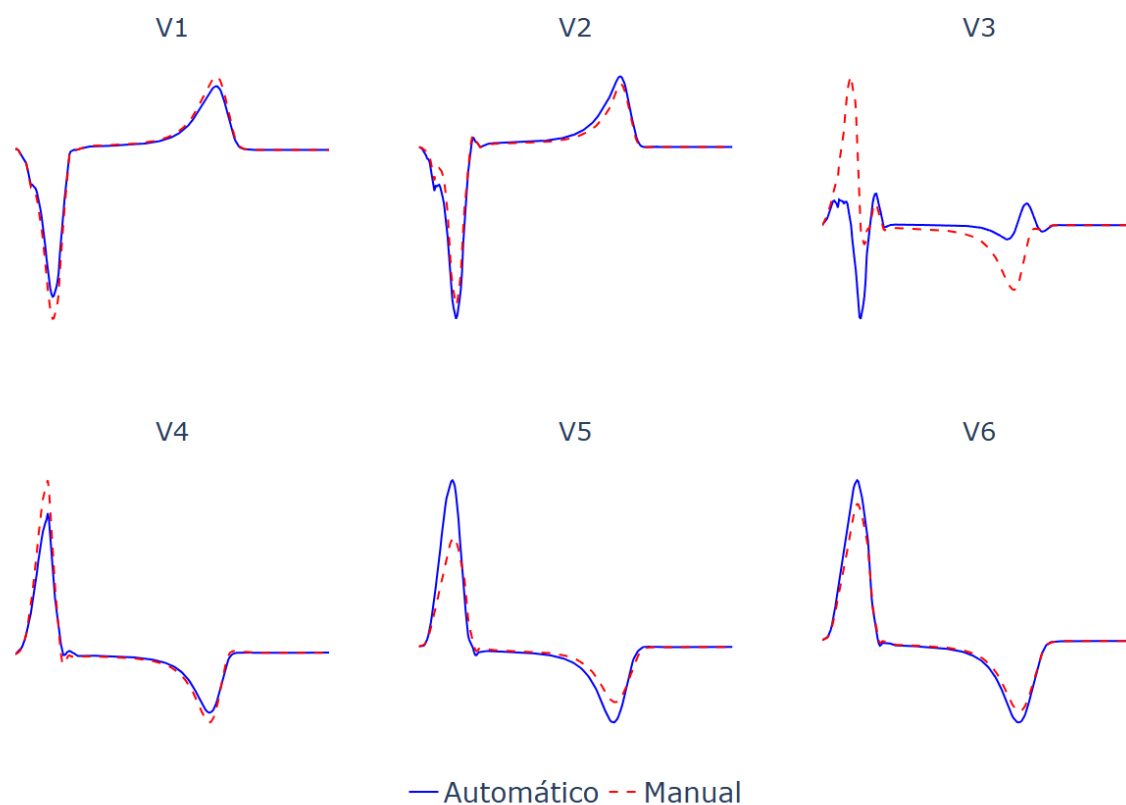


Fonte: Figura de autoria pessoal.

4.2 COMPARAÇÃO ENTRE OS ECGS

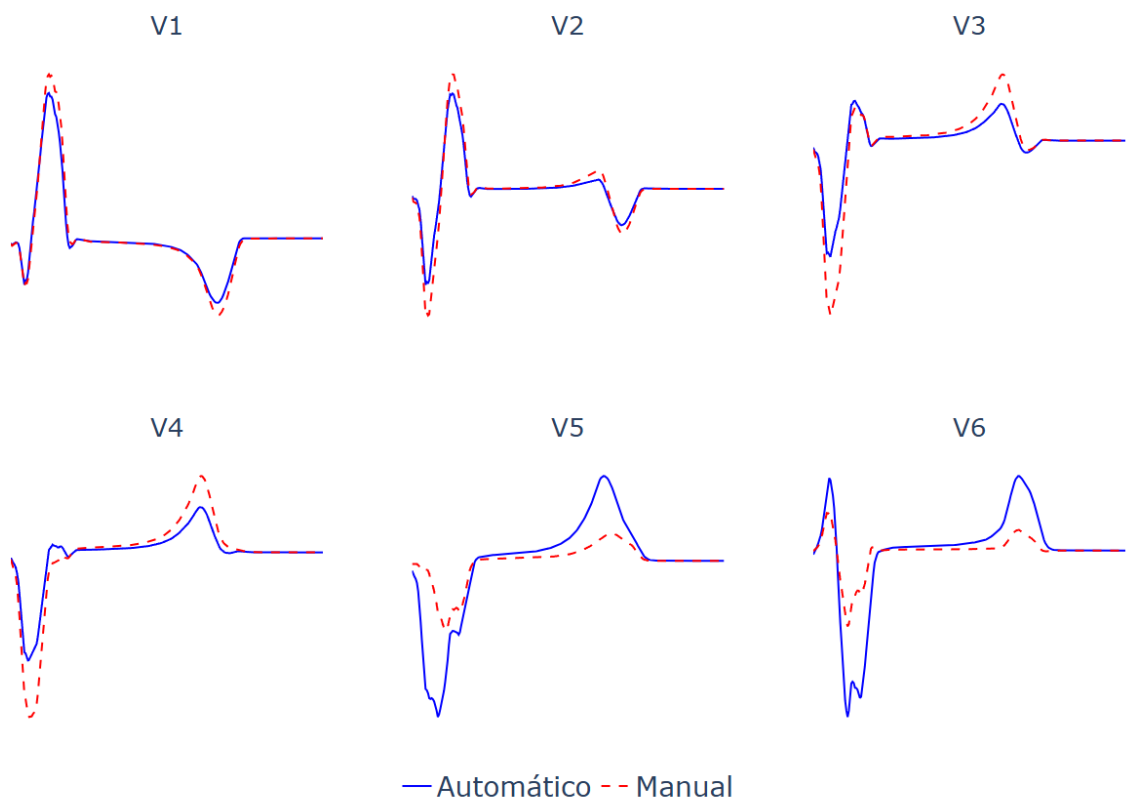
As Figuras 13–16 ilustram como as diferenças geométricas no posicionamento dos eletrodos se traduzem em variações na morfologia dos pseudo-ECGs simulados. Ao comparar, para cada paciente, as seis derivações precordiais, é possível avaliar visualmente o grau de concordância entre os sinais gerados por cada método e identificar derivações mais sensíveis ao deslocamento espacial do eletrodo. Essa análise qualitativa inicial antecipa os padrões que serão quantificados na próxima seção por meio das métricas de similaridade.

Figura 13 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 1: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada).



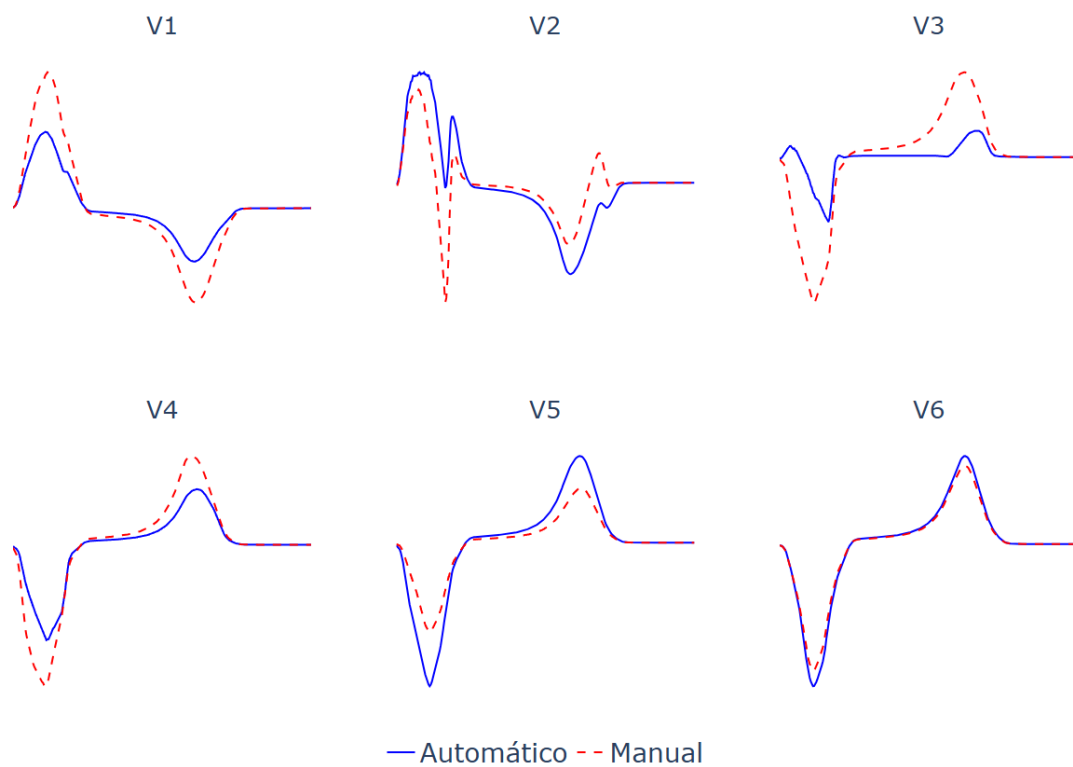
Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 14 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 2: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada).



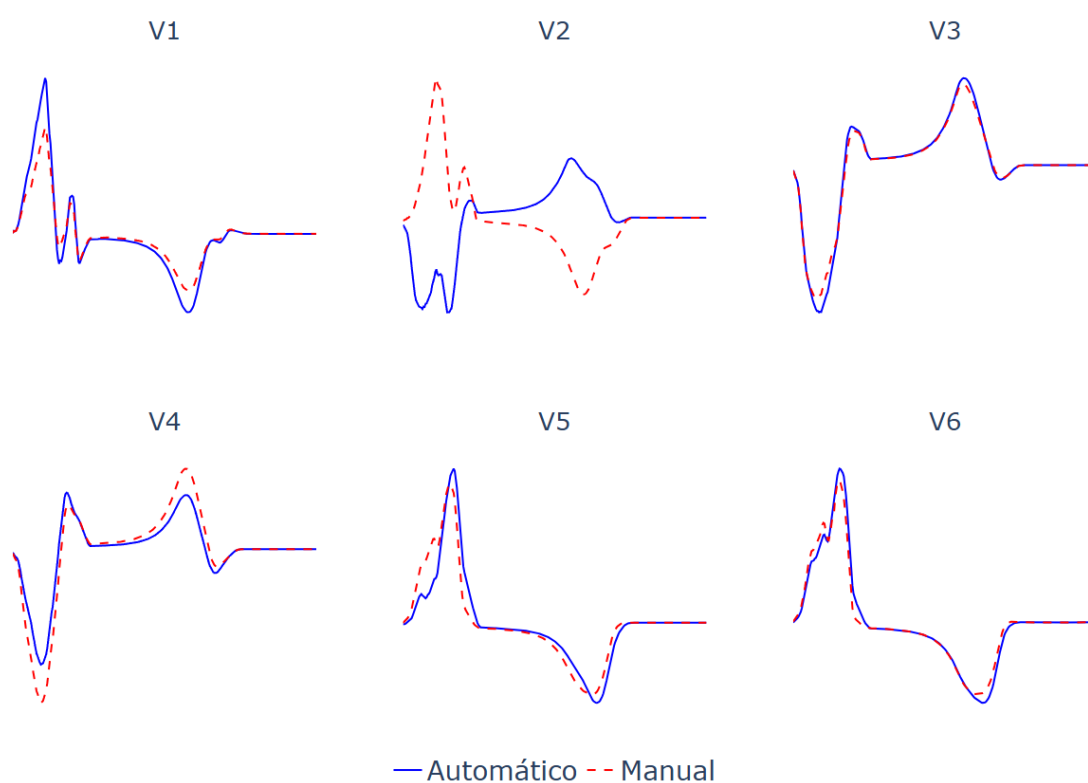
Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 15 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 3: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada).



Fonte: Figura de autoria pessoal.

Figura 16 – Pseudo-ECGs simulados do Paciente 4: Sinais simulados nas derivações precordiais V1–V6, comparando o posicionamento automático (linha azul contínua) e o posicionamento manual (linha vermelha tracejada).



Fonte: Figura de autoria pessoal.

A inspeção visual dos pseudo-ECGs apresentados nas Figuras 13–16 evidencia diferenças que dependem tanto do paciente quanto da derivação analisada. No Paciente 1 (Figura 13), observa-se elevada concordância entre os sinais obtidos pelos dois métodos nas derivações V1 e V2, enquanto em V3 destaca-se uma discrepância mais pronunciada, caracterizada por uma aparente inversão do sinal. As derivações V4, V5 e V6 apresentam morfologias muito semelhantes entre os métodos, sendo que em V5 e V6 nota-se apenas uma pequena diferença de amplitude.

No Paciente 2 (Figura 14), as derivações V1 e V2 permanecem muito similares entre os métodos. Em V3 e V4, embora a morfologia global dos complexos seja preservada, observa-se uma diferença moderada de amplitude. Já nas derivações V5 e V6, a concordância visual é menor, com discrepâncias de amplitude mais pronunciadas quando comparadas às demais derivações.

Para o Paciente 3 (Figura 15), as diferenças entre os métodos tornam-se mais evidentes, com variações significativas de amplitude observadas na maioria das derivações precordiais. A exceção ocorre em V6, onde os sinais apresentam elevada similaridade tanto em forma quanto em amplitude, indicando menor sensibilidade dessa derivação às diferenças de posicionamento neste caso específico.

No Paciente 4 (Figura 16), destaca-se a derivação V2, na qual o sinal obtido pelo método manual apresenta uma inversão em relação ao sinal gerado pelo método automático. Nas demais derivações, observa-se elevada concordância visual, com morfologias muito semelhantes e diferenças de amplitude pouco relevantes.

4.3 MÉTRICAS DE SIMILARIDADE (PEARSON E RRMSE)

A avaliação quantitativa das diferenças entre os pseudo-ECGs gerados pelos dois métodos foi realizada por meio de duas métricas amplamente utilizadas: o coeficiente de correlação de Pearson, que expressa a similaridade morfológica entre os sinais, e o erro quadrático médio relativo (rRMSE), que quantifica diferenças de amplitude e forma de onda de maneira sensível a variações locais. Essas métricas complementam a análise visual apresentada na seção anterior, permitindo uma caracterização objetiva do impacto das discrepâncias geométricas no resultado eletrofisiológico.

Tabela 3 – Coeficientes de correlação de Pearson entre os sinais simulados com posicionamento manual e automático, por derivação e por paciente.

Lead	P1	P2	P3	P4
V1	0.9999	0.9959	0.9974	0.9950
V2	0.9954	0.9906	0.7434	-0.7642
V3	0.1021	0.9801	0.7936	0.9974
V4	0.9980	0.9909	0.9841	0.9802
V5	0.9821	0.8654	0.9974	0.9463
V6	0.9987	0.9540	0.9998	0.9895
Global	0.9478	0.8799	0.8696	0.5331

Tabela 4 – Erro quadrático médio relativo (rRMSE, em %) entre os sinais simulados com posicionamento manual e automático, por derivação e por paciente.

Lead	P1	P2	P3	P4
V1	15.51	19.03	79.51	31.50
V2	16.47	33.12	66.89	197.20
V3	218.22	63.56	255.67	10.39
V4	23.26	63.28	58.92	43.59
V5	33.20	69.29	38.91	32.83
V6	15.30	66.44	10.66	15.15
Global	35.61	61.28	70.60	97.78

As Tabelas 3 e 4 evidenciam que a similaridade entre os pseudo-ECGs obtidos pelos métodos manual e automático apresenta forte dependência tanto do paciente quanto da derivação analisada. Em diversas derivações, especialmente V1, V4 e V6, observam-se coeficientes de correlação de Pearson elevados, indicando preservação da morfologia temporal dos sinais. Entretanto, ocorrem reduções expressivas de correlação em derivações específicas, como V3 no Paciente 1 e V2 no Paciente 4, incluindo casos de correlação negativa, em concordância com inversões de sinal identificadas na análise visual.

A métrica de rRMSE revela um comportamento ainda mais heterogêneo, com valores elevados em várias derivações e pacientes, frequentemente superiores a 50% e, em alguns casos, ultrapassando 200%. Esses resultados indicam diferenças substanciais de amplitude entre os sinais, mesmo em situações onde a correlação de Pearson permanece moderada ou alta, evidenciando que similaridade morfológica não implica necessariamente proximidade quantitativa. As derivações V3, V5 e V6 destacam-se como particularmente sensíveis a variações no posicionamento dos eletrodos, embora esse padrão não seja uniforme entre todos os pacientes.

No nível global, observa-se uma redução consistente da correlação de Pearson em comparação com a análise por canal, com valores variando aproximadamente entre 0,53 e 0,95, enquanto o rRMSE global assume valores elevados, entre cerca de 35% e

98%. Em conjunto, esses resultados demonstram que deslocamentos geométricos dos eletrodos podem produzir impactos significativos nos pseudo-ECGs simulados, afetando de maneira não uniforme diferentes derivações e pacientes, e reforçam a necessidade de análises combinadas, visuais e quantitativas, para uma avaliação adequada da influência do posicionamento dos eletrodos.

4.4 OBSERVAÇÕES GERAIS

De modo geral, os resultados obtidos indicam que o impacto das diferenças geométricas entre os métodos de posicionamento de eletrodos não é uniforme entre pacientes nem entre derivações. Embora as maiores discrepâncias espaciais se concentrem, de forma consistente, nas derivações laterais V5 e V6, conforme evidenciado pela análise geométrica, os efeitos dessas diferenças sobre os pseudo-ECGs variam de maneira significativa conforme a configuração específica de cada paciente.

A análise dos sinais simulados mostra que, em várias derivações, a morfologia global dos pseudo-ECGs pode permanecer semelhante mesmo na presença de deslocamentos espaciais relevantes. Entretanto, em casos específicos, observam-se alterações morfológicas mais pronunciadas, incluindo mudanças de polaridade e variações substanciais de amplitude, que se refletem em reduções significativas dos coeficientes de correlação de Pearson e em aumentos expressivos do erro quadrático médio relativo. Esses efeitos não se restringem exclusivamente às derivações laterais, ocorrendo também em derivações anteriores em pacientes específicos.

De forma complementar, as métricas quantitativas evidenciam que coeficientes elevados de correlação de Pearson podem coexistir com valores elevados de rRMSE, indicando que a preservação da forma temporal do sinal não implica necessariamente proximidade quantitativa em amplitude. No nível global, observa-se uma redução consistente da similaridade entre os métodos quando comparada à análise por derivação, reforçando que pequenas diferenças locais, quando agregadas, podem resultar em discrepâncias relevantes no sinal global.

Em conjunto, esses resultados destacam a complexidade da relação entre posicionamento geométrico dos eletrodos e os pseudo-ECGs simulados, e evidenciam a necessidade de análises combinadas, geométricas, visuais e quantitativas, para uma avaliação adequada do impacto dos métodos de posicionamento, preparando o terreno para a análise interpretativa apresentada no capítulo seguinte.

5 DISCUSSÃO

Neste capítulo, os resultados apresentados anteriormente são interpretados à luz dos conceitos clínicos e computacionais discutidos na introdução e na revisão bibliográfica. Primeiramente, realiza-se uma comparação global entre os métodos manual e automático, integrando as evidências geométricas e eletrofisiológicas. Em seguida, discutem-se as implicações clínicas das diferenças observadas nos pseudo-ECGs, com ênfase nas derivações precordiais laterais. Também são analisados os efeitos da variabilidade interpaciente sobre o desempenho de cada abordagem, bem como as principais limitações do estudo e seus impactos na generalização dos achados.

5.1 COMPARAÇÃO GERAL ENTRE OS MÉTODOS

A comparação entre o posicionamento manual e o posicionamento automático evidencia que o impacto das diferenças geométricas entre os métodos não é uniforme entre pacientes nem entre derivações, manifestando-se de forma localizada e, em alguns casos, bastante pronunciada. Embora exista um padrão recorrente de maiores discrepâncias espaciais nas derivações laterais (V5 e V6), os efeitos eletrofisiológicos dessas diferenças variam substancialmente conforme a geometria individual do paciente e a derivação considerada.

Do ponto de vista geométrico, a Tabela 2 mostra que, em geral, as diferenças entre os métodos são menores nas derivações V1–V4, com valores tipicamente inferiores a 3 cm, enquanto deslocamentos mais expressivos concentram-se em V5 e V6, atingindo valores superiores a 8 cm em alguns pacientes. Esse comportamento reflete a maior estabilidade geométrica da região esternal e paraesternal, onde referências anatômicas são mais bem definidas, em contraste com as regiões laterais do tórax, mais sensíveis à variabilidade anatômica interindividual.

O Paciente 1 destaca-se por apresentar, de forma consistente, as menores discrepâncias espaciais entre os métodos, especialmente nas derivações V1–V4. Esse resultado é coerente com o fato de ser o único paciente para o qual se dispõe de uma tomografia computadorizada, permitindo a reconstrução direta das estruturas ósseas e o uso de referências anatômicas reais no posicionamento manual. Nos demais pacientes, as estruturas ósseas foram estimadas por meio de transformações não rígidas a partir do Paciente 1, introduzindo uma fonte adicional de incerteza geométrica. Ainda que as discrepâncias geométricas sejam, em média, maiores nas derivações laterais, observa-se que diferenças eletrofisiológicas relevantes também podem ocorrer em derivações centrais específicas, dependendo da geometria individual do paciente. Em particular, casos de inversão de sinal e erros relativos elevados em V2 e V3 indicam que o impacto do posicionamento automático não se limita às regiões laterais do hemitórax, mas pode afetar derivações

centrais quando pequenas variações espaciais alteram significativamente a projeção do vetor cardíaco local.

A análise eletrofisiológica revela um cenário mais heterogêneo. As Tabelas 3 e 4 mostram que, embora algumas derivações apresentem coeficientes elevados de correlação de Pearson, indicando preservação parcial da morfologia temporal dos sinais, ocorrem reduções significativas dessa métrica em derivações específicas e pacientes particulares. Em casos extremos, como a derivação V2 do Paciente 4, observa-se correlação negativa, em concordância com inversões de polaridade identificadas na análise visual dos pseudo-ECGs.

De forma complementar, o rRMSE evidencia diferenças quantitativas substanciais entre os sinais simulados, com valores frequentemente elevados e, em alguns casos, superiores a 200%. Esses resultados indicam que diferenças de amplitude e inclinação do complexo QRS podem ser muito expressivas, mesmo quando a correlação de Pearson permanece moderada ou alta. Esse comportamento confirma que a preservação da forma global do sinal não implica necessariamente proximidade quantitativa, e que métricas baseadas apenas em correlação podem mascarar discrepâncias relevantes.

Um ponto relevante é que as maiores discrepâncias quantitativas medidas por rRMSE concentram-se principalmente em V3 (notadamente nos Pacientes 1 e 3) e em V2 no Paciente 4. Nesses casos, o rRMSE ultrapassa 200% e ocorre simultaneamente uma queda acentuada da correlação de Pearson (em V3 do P1) ou mesmo correlação negativa (em V2 do P4), o que é compatível com alterações morfológicas mais intensas, incluindo inversão de polaridade observada na inspeção visual.

Uma explicação plausível para esse comportamento é a maior sensibilidade de certas derivações quando o eletrodo se encontra próximo de uma região de transição do campo de potenciais, isto é, próximo a linhas/superfícies de equipotencial onde o sinal muda de sinal (cruza o zero). Nessa condição, um deslocamento relativamente pequeno do eletrodo pode colocá-lo no “lado oposto” do padrão espacial de potenciais gerado pela propagação do potencial transmembrana, resultando em inversão do sinal. Como consequência, a correlação de Pearson pode reduzir-se drasticamente (ou tornar-se negativa), enquanto o rRMSE aumenta de forma desproporcional.

Além disso, deve-se considerar uma característica inerente ao rRMSE: por ser uma métrica normalizada pela energia do sinal de referência, valores muito elevados podem ocorrer quando o sinal de referência apresenta amplitude relativamente baixa (isto é, $\sqrt{\sum_t x(t)^2}$ pequeno) ou quando há cancelamentos parciais (por exemplo, sinais bipolares com trechos positivos e negativos de magnitudes semelhantes). Assim, em derivações nas quais o pseudo-ECG está próximo de uma zona de transição ou apresenta amplitude global menor, pequenas diferenças absolutas ou uma inversão de polaridade podem produzir rRMSE acima de 100% sem necessariamente implicar um erro absoluto da mesma ordem de grandeza. Em conjunto, esses fatores ajudam a explicar por que

discrepâncias localizadas em V3 e em V2 (P4) se traduzem em aumentos extremos no rRMSE e reforçam a necessidade de avaliar simultaneamente correlação e métricas baseadas em erro para caracterizar adequadamente o impacto do posicionamento dos eletrodos.

No nível global, observa-se uma redução acentuada da similaridade entre os métodos quando comparada à análise por derivação, com coeficientes de Pearson variando amplamente entre os pacientes e valores elevados de rRMSE global. Esse efeito indica que diferenças localizadas, quando agregadas ao longo de todas as derivações, resultam em discrepâncias eletrofisiológicas significativas no sinal global.

Em síntese, os resultados mostram que o método manual apresenta maior adaptabilidade à anatomia individual do paciente, especialmente quando há disponibilidade de referências ósseas reais, como no Paciente 1. O método automático, por sua vez, demonstra desempenho consistente nas regiões centrais do tórax, mas enfrenta limitações sistemáticas nas derivações laterais e em configurações anatômicas específicas. Esses achados evidenciam que pequenas diferenças geométricas podem se propagar de forma não linear ao longo do *pipeline* de simulação, reforçando a importância de análises combinadas, geométricas, visuais e quantitativas, e da integração de múltiplas modalidades de imagem para aumentar a confiabilidade de gêmeos digitais cardíacos paciente-específicos.

5.2 INTERPRETAÇÃO CLÍNICA DAS DIFERENÇAS

A avaliação clínica dos pseudo-ECGs simulados indica que as discrepâncias entre os métodos de posicionamento podem variar desde alterações quantitativas moderadas até diferenças morfológicas localizadas com potencial impacto interpretativo. Em diversas derivações observa-se preservação da sequência temporal dos eventos eletrofisiológicos e de aspectos gerais do complexo QRS, sugerindo que parte do comportamento global da despolarização ventricular é mantida (MACFARLANE et al., 2017). Entretanto, os resultados também evidenciam que essa preservação não é garantida para todas as derivações e pacientes: ocorreram casos de mudança de polaridade e redução acentuada de similaridade morfológica, compatíveis com os valores baixos (ou negativos) de correlação de Pearson observados em derivações específicas.

Do ponto de vista clínico, diferenças de amplitude e inclinação do QRS são particularmente relevantes porque influenciam critérios quantitativos empregados na prática, como aqueles utilizados na avaliação de hipertrofia ventricular e em outras regras dependentes de limiares de amplitude (KLIGFIELD et al., 2007). Observa-se que tais diferenças podem ser expressivas (em alguns casos, com rRMSE superior a 200%), indicando que discrepâncias quantitativas não são apenas “discretas”, mas potencialmente suficientes para alterar a classificação por critérios de amplitude. De forma análoga, variações significativas entre derivações precordiais podem comprometer a interpretação de padrões como a progressão da onda R e a distribuição relativa das amplitudes ao longo de V1–V6, que são fundamentais

para leitura clínica (MACFARLANE et al., 2017).

Além disso, mudanças de polaridade em derivações específicas podem ter implicações qualitativas importantes, pois podem simular ou mascarar achados clínicos, especialmente quando a interpretação se baseia no sinal dominante do complexo QRS e nas relações relativas entre derivações precordiais. Em termos vetoriais, o posicionamento do eletrodo determina a projeção espacial do campo elétrico medido; assim, deslocamentos suficientemente grandes, ou realizados em regiões de alta sensibilidade, podem alterar a direção aparente das forças elétricas registradas, afetando a configuração relativa entre as derivações (GESELOWITZ, 1989). Esses efeitos são coerentes com o comportamento observado nas métricas: uma correlação reduzida (ou negativa) sugere alterações morfológicas relevantes, enquanto valores elevados de rRMSE evidenciam discrepâncias de amplitude potencialmente clínicas, mesmo quando a forma temporal do sinal é parcialmente preservada.

No contexto de gêmeos digitais, essas observações tornam-se ainda mais críticas. Modelos computacionais são frequentemente utilizados para comparar simulações entre diferentes condições ou cenários do mesmo paciente (NEIC et al., 2017). Nessa situação, diferenças produzidas apenas por imprecisão posicional podem ser confundidas com alterações fisiológicas ou patológicas reais. Assim, garantir consistência espacial no posicionamento dos eletrodos, idealmente apoiada por referências anatômicas adicionais (por exemplo, CT quando disponível), torna-se fundamental para evitar que o *pipeline* atribua significado clínico a variações predominantemente geométricas.

Em resumo, os resultados mostram que a diferença entre métodos pode exceder um impacto apenas quantitativo e, em casos específicos, produzir alterações morfológicas e de polaridade com potencial relevância clínica. Portanto, a precisão e a consistência no posicionamento dos eletrodos não são apenas exigências geométricas, mas componentes essenciais para a interpretação eletrofisiológica em ambientes que demandam alta fidelidade, como estudos quantitativos, análises comparativas paciente-específicas e aplicações de gêmeos digitais.

5.3 IMPLICAÇÕES DA VARIABILIDADE INTERPACIENTE

Os resultados obtidos indicam que as discrepâncias entre os métodos de posicionamento não se manifestam de forma uniforme entre os pacientes, refletindo a influência direta da variabilidade anatômica individual. Essa variabilidade aparece de maneira clara tanto na análise por derivação quanto nas métricas globais: há pacientes com elevada similaridade em várias precordiais e, ao mesmo tempo, ocorrências pontuais de forte degradação (incluindo mudança de polaridade) em derivações específicas. Esse comportamento reforça que a relação entre posicionamento dos eletrodos e sinal registrado é altamente dependente do biotipo e da geometria coração-tórax, conforme descrito na literatura

(KANIA et al., 2014).

Em termos práticos, a variabilidade interpaciente implica que um mesmo deslocamento geométrico pode ter consequências eletrofisiológicas distintas. Em alguns casos, diferenças espaciais relativamente moderadas podem resultar em alterações morfológicas marcantes em uma derivação específica, enquanto em outros pacientes deslocamentos maiores podem produzir alterações predominantemente quantitativas. Isso é coerente com estudos que mostram que características anatômicas individuais (como formato torácico, espessura de tecidos moles e relação espacial entre o coração e a parede torácica) modulam a sensibilidade do potencial na superfície a variações locais (BERGQUIST et al., 2021). Assim, a interpretação do desempenho dos métodos deve considerar não apenas a magnitude da distância entre eletrodos, mas também o contexto anatômico em que o eletrodo é deslocado.

Diferenças associadas ao sexo biológico são particularmente relevantes. Em mulheres, a presença dos seios e a variação no seu tamanho e formato podem deslocar ou dificultar a colocação precisa dos eletrodos laterais (especialmente V4–V6), um fenômeno amplamente reportado em estudos sobre posicionamento incorreto (KANIA et al., 2014). Já em homens, a geometria torácica tende a ser menos influenciada por tecido glandular, resultando em maior previsibilidade nas regiões anterolaterais. Essa diferença anatômica pode contribuir para padrões distintos de sensibilidade tanto no registro deformável quanto no posicionamento manual.

A idade também afeta substancialmente a geometria torácica. Indivíduos mais velhos apresentam, em média, maior ângulo esterno-costal, alterações posturais, mudanças no volume pulmonar e variações na espessura tecidual que influenciam o posicionamento dos eletrodos. Esse fator torna-se especialmente relevante para o método automático utilizado neste estudo, uma vez que modelos estatísticos de forma são, em geral, construídos a partir de populações específicas que nem sempre representam de maneira equilibrada todas as faixas etárias, sexos e biotipos (FRY et al., 2017).

Pacientes com características menos representadas nesses conjuntos podem apresentar maior discrepância regional entre o registro deformável e sua anatomia real, com potencial impacto em derivações cuja sensibilidade espacial é mais elevada.

Além da variabilidade demográfica, características anatômicas individuais — como espessura do tecido subcutâneo, largura torácica, curvatura das costelas e rotação global do coração — modificam a relação espacial entre o miocárdio e a superfície torácica. Variações nesse alinhamento alteram a sensibilidade do pseudo-ECG a deslocamentos locais (GILLETTE et al., 2022), o que ajuda a explicar por que discrepâncias relevantes podem ocorrer de forma localizada em derivações centrais ou laterais dependendo do paciente, em vez de seguir um padrão único e invariável.

Para o método manual, a variabilidade anatômica também impõe desafios adicionais.

Quando uma malha de costelas não está disponível para um determinado paciente e é necessário transferir essa estrutura a partir de outro indivíduo via registro não rígido, diferenças de biotipo (largura torácica, curvatura costal e espessura tecidual) tornam-se fontes adicionais de incerteza. Nesses casos, recomenda-se selecionar um paciente doador com características anatômicas semelhantes, minimizando distorções estruturais introduzidas pelo processo de deformação e reduzindo a propagação de erro ao longo do *pipeline*.

Do ponto de vista eletrofisiológico, essa variabilidade interpaciente se traduz em diferenças na amplitude, inclinação e coerência regional dos pseudo-ECGs, com impacto que pode ser tanto quantitativo (diferenças de amplitude) quanto qualitativo (alterações morfológicas e mudanças de polaridade em derivações específicas). Esses achados estão em linha com resultados prévios que demonstram a sensibilidade do problema direto do ECG à geometria torácica (POTSE et al., 2018). Assim, a fidelidade dos sinais simulados depende criticamente da adequação do método à anatomia particular de cada paciente e da consistência geométrica do *pipeline*.

Em conjunto, essas observações demonstram que o desempenho dos métodos de posicionamento depende não apenas da técnica em si, mas da compatibilidade entre o método e o biotipo torácico do indivíduo. Para aplicações envolvendo gêmeos digitais, que exigem alta precisão geométrica para assegurar interpretação quantitativa confiável, torna-se essencial incorporar informações anatômicas individuais e considerar a variabilidade populacional, reduzindo a propagação de erro ao longo do *pipeline* de simulação (CORRAL-ACERO et al., 2020).

5.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Apesar dos avanços obtidos, o presente estudo apresenta limitações que devem ser consideradas na interpretação dos resultados. A primeira delas diz respeito às características das imagens de ressonância magnética disponíveis. As sequências utilizadas possuem contraste limitado para estruturas rígidas e, em geral, não são otimizadas para visualização de costelas e esterno, o que dificulta uma segmentação óssea confiável e reduz a disponibilidade de referências anatômicas robustas para a marcação das derivações precordiais (NOORDA; BARTELS; PLUIM, 2012; DIAS et al., 2019; WASSERTHAL et al., 2022). Como consequência, nos pacientes sem CT, parte da orientação anatômica do método manual depende fortemente da morfologia superficial e/ou de estruturas transferidas por registro deformável, o que introduz incerteza adicional local, sobretudo em regiões laterais do hemitórax.

Outra limitação importante refere-se à extensão espacial dos exames. Protocolos cardiovasculares de MRI/CT normalmente não abrangem o corpo inteiro, restringindo a reconstrução das extremidades e, por consequência, a localização fidedigna dos *limb leads*.

Assim, a avaliação concentrou-se nas precordiais (V1–V6), o que limita a generalização direta dos achados para derivações dos membros e para configurações completas do ECG de 12 derivações (SANDAU et al., 2017; TUNG et al., 2021).

Adicionalmente, o tamanho amostral é reduzido (quatro pacientes), e apenas um indivíduo dispunha de tomografia computadorizada. Essa limitação é comum em estudos de gêmeos digitais e em *pipelines* que demandam integração multimodal, mas reduz o poder de generalização e dificulta inferências mais robustas sobre variabilidade populacional (CORRAL-ACERO et al., 2020). No contexto clínico, a aquisição rotineira de CT de alta resolução para fins eletrofisiológicos é frequentemente restrita por custo e considerações associadas à radiação, o que reforça a necessidade de validação futura em populações maiores.

Uma limitação adicional relevante refere-se ao perfil clínico dos pacientes incluídos no estudo. Todos os indivíduos avaliados apresentam cardiopatias estruturais, sendo um caso de cardiomiopatia hipertrófica e os demais casos de cardiomiopatia dilatada. Essa homogeneidade patológica implica que a variabilidade anatômica do torso e da geometria cardíaca explorada neste trabalho é restrita a um subconjunto específico da população, diferindo substancialmente das amostras predominantemente saudáveis utilizadas para a construção de modelos estatísticos e métodos automáticos de posicionamento. Além disso, os pacientes analisados pertencem a uma população brasileira, enquanto muitos métodos automáticos são treinados ou validados em bases internacionais, contendo pacientes da União europeia e do Reino Unido. Essa discrepância entre o biotipo torácico, o contexto clínico e a população de referência pode introduzir viés sistemático adicional, afetando tanto a comparação entre os métodos quanto a generalização dos resultados para populações mais diversas ou para indivíduos sem cardiopatia estrutural.

No que se refere ao método automático, há limitações inerentes a abordagens baseadas em modelos estatísticos e/ou aprendizado treinados em coortes específicas. Por exemplo, bases amplamente utilizadas em estudos de reconstrução de torso e localização de eletrodos podem estar concentradas em faixas etárias e perfis demográficos particulares, além de apresentarem *healthy volunteer bias*, o que pode reduzir a acurácia quando aplicado a biotipos sub-representados (LI et al., 2025; ALLEN et al., 2025; FRY et al., 2017). Esse aspecto é especialmente relevante para as regiões laterais do tórax, onde pequenas diferenças no contorno e na inclinação da parede torácica podem se traduzir em deslocamentos espaciais mais expressivos.

Do ponto de vista de avaliação quantitativa, observou-se que, em derivações específicas, ocorreram discordâncias acentuadas (incluindo inversões de polaridade) acompanhadas de valores muito elevados de rRMSE. Esse comportamento evidencia que as métricas são sensíveis a mudanças de escala e sinal e podem amplificar discrepâncias quando há inversão ou quando a referência apresenta amplitudes relativamente pequenas em determi-

nados intervalos. Assim, a interpretação deve considerar conjuntamente inspeção visual e métricas, além de checagens de consistência de convenções (sinal das derivações, sistema de coordenadas e definição de referência) para evitar que discrepâncias artefatuais sejam interpretadas como diferenças fisiológicas.

Por fim, há limitações de modelagem e numéricas: a solução do problema direto do ECG depende de simplificações (por exemplo, suposições no condutor volumétrico, discretização e aproximações geométricas) e é reconhecidamente sensível a incertezas de forma/posicionamento (BEAR et al., 2015; RUDY, 2015; GSELL; STROCCHI; PLANK, 2021). Esses fatores podem introduzir variações adicionais na amplitude e na inclinação dos pseudo-ECGs, particularmente quando combinados com diferenças de posicionamento dos eletrodos e com a variabilidade interpaciente.

Em conjunto, essas limitações apontam para a necessidade de (i) expandir a amostra; (ii) incorporar, quando possível, referências anatômicas mais informativas (CT ou protocolos de MRI mais adequados a estruturas rígidas); (iii) avaliar reprodutibilidade do método manual (inter/intraobservador); e (iv) validar o método automático em populações mais diversas, reduzindo a propagação de erro ao longo do *pipeline*.

6 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS

Este estudo avaliou comparativamente dois métodos de posicionamento de eletrodos para aquisição do ECG em modelos personalizados de torso: um método manual, baseado em referências anatômicas visuais, e um método automático, fundamentado em registro deformável entre o torso do paciente e um modelo estatístico. A análise integrou avaliações geométricas, inspeção visual tridimensional e comparações eletrofisiológicas por meio de pseudo-ECGs simulados.

Os principais achados mostram que existe um padrão geométrico consistente entre os pacientes: discrepâncias espaciais tendem a ser menores nas derivações centrais V1–V4 e maiores nas derivações laterais V5–V6, onde a variabilidade anatômica interindividual é mais elevada e o registro automático apresenta maior incerteza. Entretanto, do ponto de vista eletrofisiológico, os resultados indicam que o impacto dessas discrepâncias não é uniforme nem limitado a mudanças sutis de amplitude. Embora em diversas derivações haja preservação parcial da morfologia temporal do sinal, observaram-se também casos de discordância acentuada em derivações específicas (incluindo mudanças de polaridade), acompanhados por redução significativa da correlação e aumento expressivo do rRMSE. Assim, a relação entre erro geométrico e alteração no pseudo-ECG mostrou-se dependente do paciente e da derivação, e potencialmente não linear.

6.1 CONFIABILIDADE DOS MÉTODOS AVALIADOS

Os resultados indicam que ambos os métodos podem ser utilizados em aplicações onde a ênfase recai sobre comparações qualitativas e análise exploratória, desde que acompanhadas de controles de qualidade e verificação visual das derivações. O método automático se destaca pela rapidez e reprodutibilidade operacional, sendo vantajoso em *pipelines* de larga escala. O método manual, por sua vez, oferece maior capacidade de adaptação à anatomia individual, especialmente quando há referências anatômicas internas mais informativas disponíveis (por exemplo, estruturas ósseas obtidas por CT), o que tende a reduzir ambiguidades no posicionamento.

Por outro lado, as métricas eletrofisiológicas evidenciam que, em cenários específicos, discrepâncias de posicionamento podem resultar em alterações relevantes nos pseudo-ECGs, incluindo diferenças quantitativas substanciais (rRMSE elevado) e até discordâncias morfológicas (correlação reduzida ou negativa em derivações particulares). Portanto, para aplicações que dependem fortemente de amplitude, inclinação ou relações finas entre derivações — como critérios quantitativos de hipertrofia, avaliação segmentar do ST, análise vetorial refinada, ou aplicações relacionadas ao problema inverso — a precisão geométrica torna-se determinante e pode exigir estratégias adicionais de validação, padronização e/ou refinamento do posicionamento. Em síntese, a escolha do método deve considerar o objetivo

específico da simulação, a disponibilidade de informações anatômicas e a sensibilidade do desfecho analisado à variação posicional dos eletrodos.

6.2 PERSPECTIVAS FUTURAS

Diversas direções promissoras emergem a partir deste trabalho. Uma prioridade imediata é a expansão do número de pacientes incluídos no estudo, permitindo avaliar a robustez dos métodos frente a uma maior diversidade anatômica e demográfica, bem como caracterizar com maior precisão em quais configurações anatômicas ocorrem discrepâncias morfológicas mais severas.

Outro ponto central consiste na integração de dados reais de ECG clínico. A validação direta entre o ECG simulado e o ECG adquirido do paciente é fundamental para estabelecer a acurácia fisiológica do *pipeline* completo, identificar derivações mais sensíveis ao posicionamento e distinguir discrepâncias devidas à geometria daquelas relacionadas a limitações do modelo eletrofisiológico ou do condutor volumétrico. A aquisição de imagens adicionais, como tomografia computadorizada ou protocolos de MRI com maior cobertura anatômica, também constitui uma área de expansão importante, pois permitiria melhor caracterização de estruturas rígidas e viabilizaria a marcação fiel dos *eletrodos dos membros*, atualmente limitada pela extensão reduzida das imagens usuais.

Uma perspectiva particularmente relevante é a aplicação do método ao problema inverso do ECG. Reconstruir a atividade elétrica cardíaca tridimensional a partir da distribuição de potenciais na superfície torácica exige elevada precisão geométrica e rastreabilidade das incertezas. Assim, aprimorar o posicionamento dos eletrodos, quantificar sistematicamente o impacto de incertezas anatômicas e estabelecer rotinas de controle de qualidade por derivação constituem passos essenciais para o desenvolvimento de gêmeos digitais cardíacos capazes de fornecer estimativas com alta fidelidade.

Por fim, futuras investigações podem explorar abordagens híbridas que combinem o desempenho sistemático do método automático com refinamentos anatômicos localizados guiados pelo operador. Técnicas de aprendizado de máquina treinadas em malhas torácicas diversificadas também podem contribuir para melhorar a generalização do posicionamento automático em populações heterogêneas, além de permitir detecção automática de casos suspeitos (por exemplo, derivações com possível inversão de polaridade ou discrepância extrema de amplitude) para revisão dirigida.

Em conjunto, os resultados deste estudo demonstram que a simulação eletrocardiográfica personalizada é uma ferramenta promissora, porém sensível a incertezas geométricas do posicionamento dos eletrodos e à representatividade anatômica do modelo do paciente. Avanços futuros em aquisição de imagem, segmentação automatizada, controle de qualidade e integração com validação clínica têm potencial para ampliar substancialmente a confiabilidade e a utilidade científica e clínica de gêmeos digitais cardíacos.

REFERÊNCIAS

- Afya Educação Médica. *Curso básico de eletrocardiograma – Parte 04*. 2023. Acesso em: 8 jan. 2026. Disponível em: <<https://portal.afya.com.br/cardiologia/curso-basico-de-eletr ocardiograma-parte-04>>.
- ALDAY, E. A. P. et al. Classification of 12-lead ECGs: The physionet/computing in cardiology challenge 2020. *Physiological Measurement*, v. 42, n. 12, p. 124003, 2021.
- ALLEN, N. E. et al. *UK Biobank prospective cohort design and analytical considerations*. 2025. UK Biobank authored paper (PDF). Acesso em: 11 jan. 2026. Disponível em: <<https://www.ukbiobank.ac.uk/wp-content/uploads/2025/06/UK-Biobank-prospective-cohort-design-and-analytical-considerations-UK-Biobank-authored-paper.pdf>>.
- BANERJEE, A. et al. Automated placement of ecg electrodes on patient-specific torso meshes. In: . [S.l.: s.n.], 2020. v. 378, n. 2173, p. 20200257.
- BATCHVAROV, V. N.; MALIK, M.; CAMM, A. J. Incorrect electrode cable connection during electrocardiographic recording. *Europace*, v. 9, n. 11, p. 1081–1090, 2007.
- BEAR, L. R. et al. Forward problem of electrocardiography: Is it solved? *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, v. 8, n. 3, p. 677–684, 2015.
- BERGQUIST, J. A. et al. The electrocardiographic forward problem: A benchmark study. *Physiological Measurement*, v. 42, n. 2, p. 025001, 2021.
- BISHOP, M. J.; PLANK, G. Bidomain ecg simulations using an augmented monodomain model for the cardiac source. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 58, n. 8, p. 2297–2307, 2011. Disponível em: <<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3378475/>>.
- BOND, R. R. et al. The effects of electrode misplacement on the ECG: A review. *European Journal of Internal Medicine*, v. 23, n. 7, p. 610–615, 2012.
- CORRAL-ACERO, J. et al. The ‘digital twin’ to enable the vision of precision cardiology. *European Heart Journal*, v. 41, n. 48, p. 4556–4564, 2020.
- DIAS, F. et al. Automatic sternum segmentation in thoracic MRI. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.]: IEEE, 2019.
- FEDOROV, A. et al. 3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. *Magnetic Resonance Imaging*, v. 30, n. 9, p. 1323–1341, 2012.
- FONSECA, C. G. e. a. Cardiac mri for electrophysiology modeling. *Medical Image Analysis*, 2011.
- FRY, A. et al. Comparison of sociodemographic and health-related characteristics of UK biobank participants with those of the general population. *American Journal of Epidemiology*, v. 186, n. 9, p. 1026–1034, 2017.
- GESELOWITZ, D. B. The origin of the electrocardiogram. *Proceedings of the IEEE*, v. 77, n. 6, p. 857–876, 1989.

- GILLETTE, K. et al. A personalized real-time virtual model of whole heart electrophysiology. *Frontiers in Physiology*, v. 13, p. 907190, 2022.
- GREGORY, P. et al. Accuracy of ECG chest electrode placements by paramedics: An observational study. *British Paramedic Journal*, v. 6, n. 1, p. 8–14, 2021.
- GSELL, M. A. F.; STROCCHI, M.; PLANK, G. Space-time shape uncertainties in the forward and inverse problem of electrocardiography. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 37, n. 11, p. e3419, 2021.
- KANIA, M. et al. The effect of precordial lead displacement on ECG morphology. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 52, n. 2, p. 109–119, 2014.
- KEENER, J.; SNEYD, J. *Mathematical Physiology*. [S.l.]: Springer, 2009.
- KLEIN, S. et al. elastix: A toolbox for intensity-based medical image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 29, n. 1, p. 196–205, 2010.
- KLIGFIELD, P. et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram. *Circulation*, v. 115, n. 10, p. 1306–1324, 2007.
- LI, L. et al. Personalized topology-informed localization of standard 12-lead ECG electrode positions and torso geometry reconstruction from sparse and incomplete torso contours. *Medical Image Analysis*, v. 101, p. 103472, 2025.
- MACFARLANE, P. W. et al. *Comprehensive Electrocardiology*. [S.l.]: Springer, 2017.
- NEIC, A. et al. Efficient simulation of electrocardiograms using GPU-accelerated lead field computation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 64, n. 10, p. 2483–2491, 2017.
- NIEDERER, S. A. et al. Creation and application of virtual patient cohorts of heart models. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, v. 378, n. 2173, p. 20190558, 2020.
- NOORDA, Y. H.; BARTELS, L. W.; PLUIM, J. P. W. Segmentation of the cartilage in the rib cage in 3D MRI. In: YOSHIDA, H.; HAWKES, D.; VANNIER, M. W. (Ed.). *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012, (Lecture Notes in Computer Science, v. 7601). p. 229–237.
- O'HARA, T. et al. Simulation of the undiseased human cardiac ventricular action potential: Model formulation and experimental validation. *PLoS Computational Biology*, v. 7, n. 5, p. e1002061, 2011.
- OLIVEIRA, R. S. et al. Performance evaluation of GPU parallelization, space-time adaptive algorithms, and their combination for simulating cardiac electrophysiology. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 34, n. 3, p. e2913, 2018.
- PLANK, G. et al. The openCARP simulation environment for cardiac electrophysiology. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 208, p. 106223, 2021.
- PLONSEY, R. *Bioelectric Phenomena*. [S.l.]: McGraw-Hill, 1969.

- PLONSEY, R.; BARR, R. *Bioelectricity: A Quantitative Approach*. 2. ed. [S.l.]: Springer, 2007.
- POTSE, M. et al. Effects of thoracic personalization on electrocardiographic simulations. *Frontiers in Physiology*, 2018.
- RÜDIGER, A. et al. Electrocardiographic artifacts due to electrode misplacement and their frequency in different clinical settings. *The American Journal of Emergency Medicine*, v. 25, n. 2, p. 174–178, 2007.
- RUDY, Y. The forward problem of electrocardiography revisited. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, v. 8, n. 3, p. 526–528, 2015. Editorial.
- SANDAU, K. E. et al. Update to practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings: A scientific statement from the american heart association. *Circulation*, 2017.
- SCHIJVENAARS, B. J. A. et al. Use of the standard 12-lead ECG to simulate electrode displacements. *Journal of Electrocardiology*, v. 30, n. 1, p. 15–20, 1997.
- TUNG, J. W. et al. Recognizing limb lead reversal in the 12-lead electrocardiogram. *Kansas Journal of Medicine*, 2021.
- TUNG, R. T. Electrocardiographic limb leads placement and its clinical implication. *Cardiology and Therapy*, 2021. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8415387/>>.
- TUSSCHER, K. H. W. J. ten et al. A model for human ventricular tissue. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 286, n. 4, p. H1573–H1589, 2004.
- TUSSCHER, K. H. W. J. ten; PANFILOV, A. V. Alternans and spiral breakup in a human ventricular tissue model. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, v. 291, n. 3, p. H1088–H1100, 2006.
- VIGMOND, E. J. et al. Solvers for the cardiac bidomain equations. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 96, n. 1-3, p. 3–18, 2008.
- WAGNER, G. S.; STRAUSS, D. G. *Marriott's Practical Electrocardiography*. 12. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- WASSERTHAL, J. et al. TotalSegmentator: Robust segmentation of 104 anatomical structures in CT/MRI. *Medical Image Analysis*, 2022.