

MyoMesh: Um Pipeline 3D Open-Source para Geração de Modelos Cardíacos Personalizados

Filipe de Lima Namorato¹, Rodrigo Weber dos Santos¹,
Joventino de Oliveira Campos¹

¹Depto. de Ciência da Computação – Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)
36.036-330 – Juiz de Fora – MG – Brazil

filipe.namorato@estudante.ufjf.br,
rodrigo.weber@ufjf.br, joventino.campos@ufjf.br

Abstract. *This paper describes an open-source Python-based three-dimensional pipeline for generating personalized cardiac models aimed at electrophysiology simulations. From cardiac magnetic resonance segmentations, the method reconstructs biventricular geometry, generates a tetrahedral volumetric mesh with labeled anatomical boundaries, and incorporates myocardial fibrosis stratified into core and gray zone through hierarchical volumetric tagging. In addition, element-wise fiber orientations are estimated using a rule-based approach driven by elliptic fields. The resulting model includes tissue labels and microstructure information, enabling direct use in electrophysiology simulations.*

Resumo. *Este trabalho descreve um pipeline computacional tridimensional open-source em Python para geração de modelos cardíacos personalizados voltados à simulação eletrofisiológica. A partir de segmentações em ressonância magnética cardíaca, o método reconstrói a geometria biventricular, gera uma malha volumétrica tetraédrica com fronteiras anatômicas rotuladas e incorpora fibrose miocárdica em core e gray zone por marcação volumétrica hierárquica. Além disso, estima a orientação de fibras por elemento por uma abordagem rule-based baseada em campos elípticos. O resultado é um modelo completo, com rótulos teciduais e microestrutura, pronto para uso em simulações eletrofisiológicas.*

1. Introdução

Os avanços recentes em técnicas de imagem médica, em especial na ressonância magnética cardíaca (MRI), aliados ao desenvolvimento de métodos de modelagem computacional, têm ampliado significativamente as possibilidades de investigação das doenças cardiovasculares [Corral-Acero et al. 2020]. Modelos virtuais personalizados vêm sendo utilizados para análise de risco e apoio à estratificação de morte súbita cardíaca (MSC) [Huynh 2016]. Trabalhos como o de [Camps et al. 2024] evidenciam que representações digitais individualizadas podem subsidiar decisões clínicas e contribuir para a redução de procedimentos invasivos.

A fibrose miocárdica altera a condução elétrica e favorece arritmias ventriculares [Sachetto et al. 2018]. Assim, é relevante distinguir miocárdio saudável de fibrose densa (*core*) e da zona de transição (*gray zone*), com propriedades estruturais e elétricas distintas, para simulações mais realistas.

Entretanto, a construção de modelos tridimensionais personalizados envolve múltiplas etapas: segmentação das imagens, reconstrução geométrica, geração de malha volumétrica, atribuição de heterogeneidade transmural e definição da orientação das fibras miocárdicas, além da conversão para formatos compatíveis com simuladores.

Neste trabalho, apresentamos um pipeline tridimensional automatizado para converter segmentações de MRI em modelos computacionais com malha tetraédrica rotulada, distinguindo explicitamente tecido saudável, *core* e *gray zone*, além de incluir orientação das fibras cardíacas que são importantes para caracterizar a anisotropia de condução elétrica pelo tecido. O pipeline, denominado MyoMesh¹, foi implementado em Python com foco em modularidade e reprodutibilidade, sendo compatível com os simuladores MonoAlg3D [Sachetto Oliveira et al. 2018], FEniCS e openCARP [openCARP Consortium et al. 2025].

No escopo desta Iniciação Científica, o aluno foi o principal responsável pelo desenvolvimento do MyoMesh, incluindo a implementação dos scripts em Python, integração das bibliotecas (VTK, Gmsh e FEniCS), marcação volumétrica hierárquica da fibrose e validação do pipeline nos 8 pacientes.

2. Trabalhos Relacionados

Ferramentas existentes apoiam etapas específicas do fluxo de modelagem cardíaca. O CemrgApp oferece suporte à visualização, segmentação e rotinas de pré-processamento de imagens [Razeghi et al. 2020], enquanto o Meshtool disponibiliza operações para manipulação, refinamento e conversão de malhas [Neic et al. 2020]. Também há propostas de reconstrução biventricular automatizada a partir de imagens bidimensionais [Banerjee et al. 2021]. Entretanto, essas abordagens frequentemente cobrem etapas isoladas e demandam integração manual para produzir um modelo volumétrico pronto para simulação, além de, em alguns casos, dependerem de ambientes específicos ou fluxos proprietários, o que pode limitar portabilidade e reprodutibilidade [Strøm 2018].

Nesse contexto, o InSilicoHeartGen [Doste et al. 2026] automatiza a geração de modelos ventriculares em larga escala a partir de superfícies, visando ensaios *in silico*, mas apoia-se em plataformas comerciais, o que restringe sua portabilidade e reprodutibilidade em ambientes abertos. O diferencial do MyoMesh reside na especialização no substrato arritmogênico em um fluxo 100% livre (*open-source* em Python). A principal novidade tecnológica desta proposta é a combinação automatizada da malha tetraédrica rotulada com a incorporação volumétrica hierárquica de fibrose estratificada (*core* e *gray zone*) e a orientação de fibras por elemento (via LDRB), integrando ponta a ponta etapas que, nas ferramentas existentes, permanecem fragmentadas. Essa integração entrega um modelo patológico heterogêneo diretamente compatível com múltiplos simuladores eletrofisiológicos, sem dependência de ambientes proprietários.

3. Métodos

3.1. Segmentação em MRI

A construção da geometria tridimensional inicia-se com a segmentação de MRI geradas no software Segment [Heiberg et al. 2010] por cardiologistas do Hospital Universitário

¹<https://github.com/FISIOCOMP-UFJF/MyoMesh>

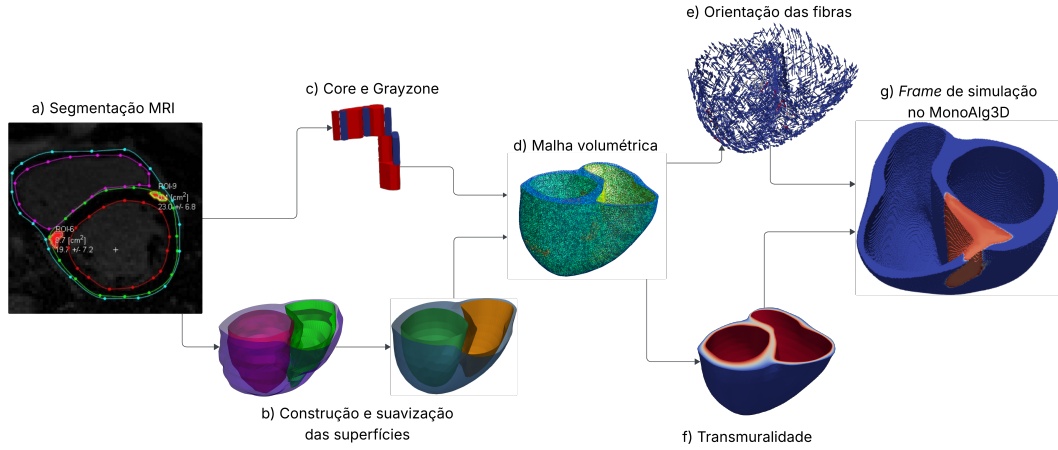


Figura 1. Pipeline proposto: (a) segmentação em MRI com estruturas e fibrose; (b) reconstrução das superfícies anatômicas; (c) superfícies de *core* e *gray zone*; (d) malha tetraédrica no Gmsh; (e) orientação de fibras via LDRB; (f) transmurabilidade; (g) exportação para simuladores.

(HU-UFJF). Os dados exportados contêm as estruturas anatômicas e as anotações de fibrose por fatia, estratificada em *core* e *gray zone*. Isso garante a consistência clínica e a heterogeneidade tecidual necessárias para as simulações eletrofisiológicas (Figura 1(a)).

3.2. Reconstrução geométrica e geração de superfícies

A partir dos contornos segmentados, extrai-se uma nuvem de pontos (X, Y, Z) em que Z indica o índice da fatia. Para mitigar deslocamentos inter-fatia decorrentes de artefatos respiratórios [Scott et al. 2015], os centróides do epicárdio e dos endocárdios são calculados independentemente para cada corte. Em seguida, aplica-se uma correção de alinhamento via regressão linear no eixo Z sobre esses centróides. Esse procedimento realinha as fatias, reduzindo inconsistências na trajetória espacial e garantindo a continuidade anatômica da estrutura biventricular antes da reconstrução volumétrica. As superfícies finais são exportadas em formato `.stl`, conforme a Figura 1(b).

3.3. Reconstrução de fibrose e integração como *core* e *gray zone*

As coordenadas fibróticas, obtidas via *Gray zone Analysis* do Segment [Heiberg et al. 2010], são processadas separadamente (Figura 1(c)). Para cada classe (*core* e *gray zone*), os contornos são extrudados no eixo Z , conectados lateralmente e fechados nas extremidades por triangulação de Delaunay. Após suavização controlada via VTK [Schroeder et al. 2006], as superfícies são exportadas em formato `.stl` para posterior integração no domínio volumétrico.

3.4. Geração da malha volumétrica e marcação de tecidos

As superfícies são usadas no Gmsh para gerar uma malha volumétrica tetraédrica (Figura 1(d)), com rótulos de superfícies via *physical groups* para epicárdio, endocárdio do ventrículo esquerdo (VE), endocárdio do ventrículo direito (VD) e plano basal. A estratificação tecidual é incorporada por inclusão geométrica das superfícies `.stl` de *core* e *gray zone* usando `vtkSelectEnclosedPoints`, com marcação hierárquica que prioriza *core* e mantém disjunção entre as classes.

3.5. Orientação de fibras e transmuralidade

Para estimar a microestrutura miocárdica, a malha volumétrica é convertida para um formato compatível com o FEniCS [Alnaes et al. 2015]. Em seguida, aplica-se uma implementação em Python do método Laplace-Dirichlet Rule-Based (LDRB) [Bayer et al. 2012], disponível em `ldrb`².

O método resolve problemas elípticos com condições de Dirichlet impostas em superfícies anatômicas e, a partir dos campos escalares obtidos, prescreve orientações de fibras por elemento (Figura 1(e)). Estas soluções também podem ser usadas para criar um campo escalar que varia transmuralmente. Este campo é ilustrado na Figura 1(f) e é denominado de transmuralidade, sendo útil para atribuir diferentes fenótipos de potencial de ação a depender da região transmural: endocárdio, mid-miocárdio e epicárdio.

3.6. Exportação dos arquivos

Por fim, a malha e as propriedades de microestrutura são exportadas em formato compatível com o MonoAlg3D [Sachetto Oliveira et al. 2018] para simulações eletrofisiológicas, conforme a Figura 1(g). O pipeline também disponibiliza rotinas de exportação para o formato do openCARP e arquivos para o FEniCS, visando interoperabilidade.

4. Resultados obtidos

O pipeline foi executado em imagens de 8 pacientes do HU-UFJF a partir de segmentações em MRI, resultando em malhas volumétricas biventriculares tetraédricas com fronteiras anatômicas rotuladas via *physical groups*, o que sustenta a definição consistente de condições de contorno. As malhas finais foram exportadas com marcação por elemento, distinguindo miocárdio saudável, *gray zone* e *core* no domínio volumétrico, após rotinas de pós-processamento geométrico.

4.1. Malha volumétrica e rotulagem de superfícies

As superfícies de entrada geraram domínios volumétricos fechados, preservando a anatomia biventricular. Com a discretização espacial padrão ($cl_{min} = 1,0$ mm e $cl_{max} = 2,0$ mm), as malhas obtiveram, em média, 113 mil tetraedros, com tempo médio de processamento ponta a ponta de 3 minutos por paciente. A estabilidade dos elementos foi atestada por uma razão de aspecto média de 1,54, indicando boa adequação geométrica para simulações numéricas.

4.2. Marcação volumétrica de fibrose em *core* e *gray zone*

A Figura 2 apresenta a marcação volumétrica de fibrose nos oito casos avaliados. Em todos os pacientes, o pipeline produziu um modelo com regiões fibróticas identificadas no domínio volumétrico, permitindo inspecionar a presença de *core* e *gray zone* em conjunto com a geometria ventricular. Observa-se variação interpaciente, com casos exibindo focos mais localizados e outros com regiões mais extensas, preservando diferenças específicas de cada paciente na incorporação dos rótulos teciduais.

Do ponto de vista qualitativo, a estratificação em duas classes resulta em uma organização coerente entre *core* e *gray zone*, com a zona de transição adjacente às regiões

²<https://github.com/finsberg/ldrb>

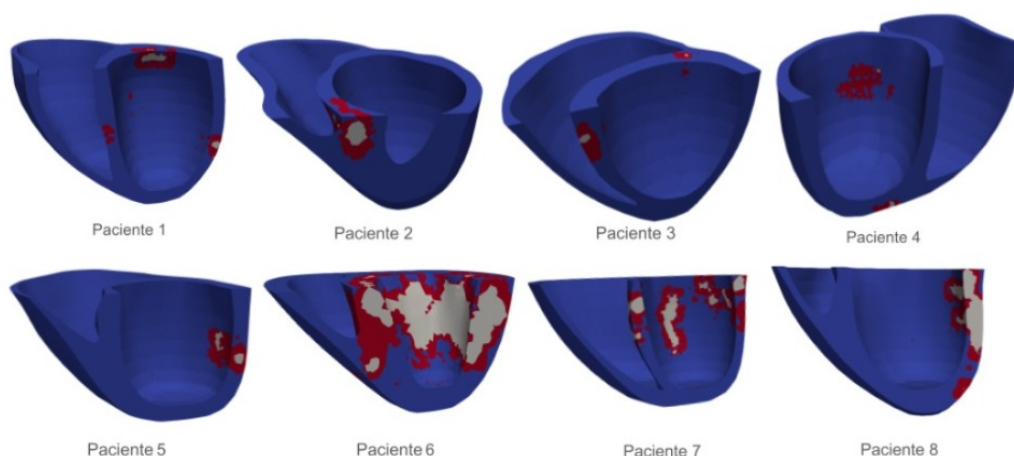


Figura 2. Marcação volumétrica de fibrose nos oito pacientes: miocárdio saudável (azul), *core* (cinza) e *gray zone* (vermelho). Observa-se variabilidade interpaciente na extensão e distribuição das regiões fibróticas.

de cicatriz densa, em concordância com a interpretação clínica esperada. Além disso, a visualização confirma que o modelo final fornece uma malha pronta para simulação com heterogeneidade tecidual explícita, requisito central em estudos eletrofisiológicos sobre substratos arritmogênicos associados à fibrose.

4.3. Comparação volumétrica com medidas do Segment

Para os casos com medidas disponíveis, comparamos os volumes das cavidades ventriculares estimados a partir da malha com os volumes reportados pelo Segment. Os volumes do ventrículo esquerdo apresentaram concordância prática, com erro percentual absoluto médio (MAPE) de 4,55%. Para o ventrículo direito, observou-se maior variabilidade, com MAPE de 12,3%, o que reforça a necessidade de verificações adicionais de qualidade geométrica em regiões basais e de via de saída.

5. Conclusão

Este trabalho descreveu um pipeline computacional tridimensional *open-source* em Python para geração de modelos cardíacos personalizados a partir de segmentações em ressonância magnética, com reconstrução geométrica, geração de malha volumétrica tetraédrica, incorporação de fibrose estratificada em *core* e *gray zone* por marcação hierárquica e estimativa de orientação de fibras por elemento. Como resultado, obtêm-se modelos com fronteiras anatômicas rotuladas, rótulos teciduais e microestrutura, viabilizando uso direto em simulações eletrofisiológicas e facilitando reprodutibilidade e extensibilidade do fluxo. O diferencial do MyoMesh é a integração ponta a ponta dessas etapas em um fluxo livre de plataformas proprietárias, entregando um modelo heterogêneo diretamente pronto para simulação.

Como trabalhos futuros, pretende-se ampliar a validação quantitativa, investigar o impacto direto da orientação de fibras e das zonas de fibrose em simulações eletrofisiológicas e comparar o MyoMesh com pipelines existentes.

6. Declaração de direitos humanos e animais

O presente estudo foi revisado e aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário da Universidade Federal de Juiz de Fora, Ebserh, com o título “Modelagem computacional para predição de arritmias ventriculares malignas em pacientes com miocardiopatia

dilatada”, identificado pelo CAAE: 66630822.4.0000.5133, com o número do parecer sendo 5.889.147.

Referências

- Alnaes, M. S., Blechta, J., Hake, J., Johansson, A., Kehlet, B., Logg, A., Richardson, C., Ring, J., Rognes, M. E., and Wells, G. N. (2015). The fenics project version 1.5. *Archive of Numerical Software*, 3.
- Banerjee, A., Camps, J., Zacur, E., Andrews, C. M., Rudy, Y., Choudhury, R. P., Rodriguez, B., and Grau, V. (2021). A completely automated pipeline for 3d reconstruction of human heart from 2d cine magnetic resonance slices. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 379(2212):20200257.
- Bayer, J. D., Blake, R. C., Plank, G., and Trayanova, N. A. (2012). A novel rule-based algorithm for assigning myocardial fiber orientation to computational heart models. *Annals of Biomedical Engineering*, 40:2243–2254.
- Camps, J., Berg, L. A., Wang, Z. J., et al. (2024). Digital twinning of the human ventricular activation sequence to clinical 12-lead ECGs and magnetic resonance imaging using realistic purkinje networks for in silico clinical trials. *Medical Image Analysis*, 94:103108.
- Corral-Acero, J. et al. (2020). The “Digital Twin” to enable the vision of precision cardiology. *European Heart Journal*, 41(48):4556–4564.
- Doste, R., Camps, J., Wang, Z. J., Berg, L. A., Holmes, M., Smith, H., Beetz, M., Li, L., Banerjee, A., Grau, V., and Rodriguez, B. (2026). An automated computational pipeline for generating large-scale cohorts of patient-specific ventricular models in electromechanical in silico trials. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, page 109290.
- Heiberg, E., Sjögren, J., Ugander, M., Carlsson, M., Engblom, H., and Arheden, H. (2010). Design and validation of segment–freely available software for cardiovascular image analysis. *BMC Medical Imaging*, 10(1):1–13.
- Huynh, K. (2016). Arrhythmia risk stratification using virtual heart models. *Nature Reviews Cardiology*, 13(7):381–381.
- Neic, A., Gsell, M. A., Karabelas, E., Prassl, A. J., and Plank, G. (2020). Automating image-based mesh generation and manipulation tasks in cardiac modeling workflows using meshtool. *SoftwareX*, 11:100454.
- openCARP Consortium et al. (2025). openCARP.
- Razeghi, O., Solís-Lemus, J. A., Lee, A. W., Karim, R., Corrado, C., Roney, C. H., de Vecchi, A., and Niederer, S. A. (2020). Cemrgapp: An interactive medical imaging application with image processing, computer vision, and machine learning toolkits for cardiovascular research. *SoftwareX*, 12:100570.
- Sachetto, R., Alonso, S., and dos Santos, R. W. (2018). Killing many birds with two stones: Hypoxia and fibrosis can generate ectopic beats in a human ventricular model. *Frontiers in Physiology*, 9.
- Sachetto Oliveira, R., Martins Rocha, B., Burgarelli, D., Meira Jr, W., Constantinides, C., and Weber dos Santos, R. (2018). Performance evaluation of GPU parallelization, space-time adaptive algorithms, and their combination for simulating cardiac electrophysiology. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 34(2):e2913.
- Schroeder, W., Martin, K., and Lorensen, B. (2006). *The Visualization Toolkit (4th ed.)*. Kitware.
- Scott, A. D., Wylezinska, M., and Birch, M. J. (2015). Motion artefacts in mri: a complex problem with many partial solutions. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 17(1):1–12.
- Strøm, V. (2018). Using personalized virtual hearts to assess arrhythmia risk in acute infarction patients. Master’s thesis, University of Oslo.