

Introdução

A modelagem computacional da atividade elétrica do coração é um tópico de grande interesse médico e científico, uma vez que esta ferramenta fornece uma forma de melhor entender os complexos fenômenos biofísicos envolvidos, e ainda, pode ser usada para desenvolver novas técnicas, terapias e ainda pode servir como uma plataforma para o teste de novas drogas. A eletrofisiologia cardíaca pode ser simulada através da solução numérica de equações diferenciais parciais (EDPs) do tipo reação-difusão, onde o termo de reação é dado por um conjunto de equações diferenciais ordinárias (EDOs) que descrevem a dinâmica da membrana celular. A solução numérica desses modelos é extremamente custosa devido à alta resolução espacial e temporal exigida. Esse trabalho apresenta o método de lattice Boltzmann (MLB) para simulações computacionais da atividade elétrica cardíaca usando o modelo do Monodomínio.

$$\beta C_m \frac{\partial v}{\partial t} = \nabla \cdot (\sigma \nabla v) - \beta I_{ion}(v, \eta)$$

$$v(\mathbf{x}, 0) = v_0(\mathbf{x})$$

$$\eta(\mathbf{x}, 0) = \eta_0(\mathbf{x})$$

$$\mathbf{n} \cdot \sigma \nabla v = 0$$

Metodologia

Para resolver o modelo do Monodomínio foi utilizado o método de lattice Boltzmann, que tem sido bastante utilizado para a simulação de fluidos. Este método também pode ser aplicado ao problema de reação difusão da atividade elétrica do coração. As EDOs do modelo foram resolvidas utilizando os métodos de Euler e Rush-Larsen.

Para considerar a anisotropia do tecido cardíaco ao invés de se utilizar o tradicional operador de colisão BGK do MLB, usa-se um modelo com vários parâmetros de relaxação conhecido como MRT (Multiple Relaxation Time). O modelo proposto é testado em domínios tridimensionais regulares e irregulares, representando a geometria complexa do coração. As equações abaixo descrevem a dinâmica do método.

$$f_i(\mathbf{x} + \mathbf{e}_i, t + \Delta t) - f_i(\mathbf{x}, t) = \Omega(\mathbf{x}, t)$$

$$\Omega(\mathbf{x}, t) = \Omega^{NR}(\mathbf{x}, t) + \Omega^R(\mathbf{x}, t)$$

$$\Omega^R(\mathbf{x}, t) = w_i R$$

$$R = I_{ion} = I_{K1} + I_{to} + I_{Kr} + I_{Ks} + I_{CaL} + I_{NaK} + I_{Na} + I_{bNa} + I_{NaCa} + I_{bCa} + I_{pK} + I_{pCa} + I_{stim}$$

$$\Omega^{NR}(\mathbf{x}, t) = -\mathbf{M}^{-1} \mathbf{S} \mathbf{M} (f_i(\mathbf{x}, t) - f_i^{eq}(\mathbf{x}, t))$$

$$f_i^{eq}(\mathbf{x}, t) = w_i v$$

$$v(\mathbf{x}, t) = \sum_i f_i(\mathbf{x}, t)$$

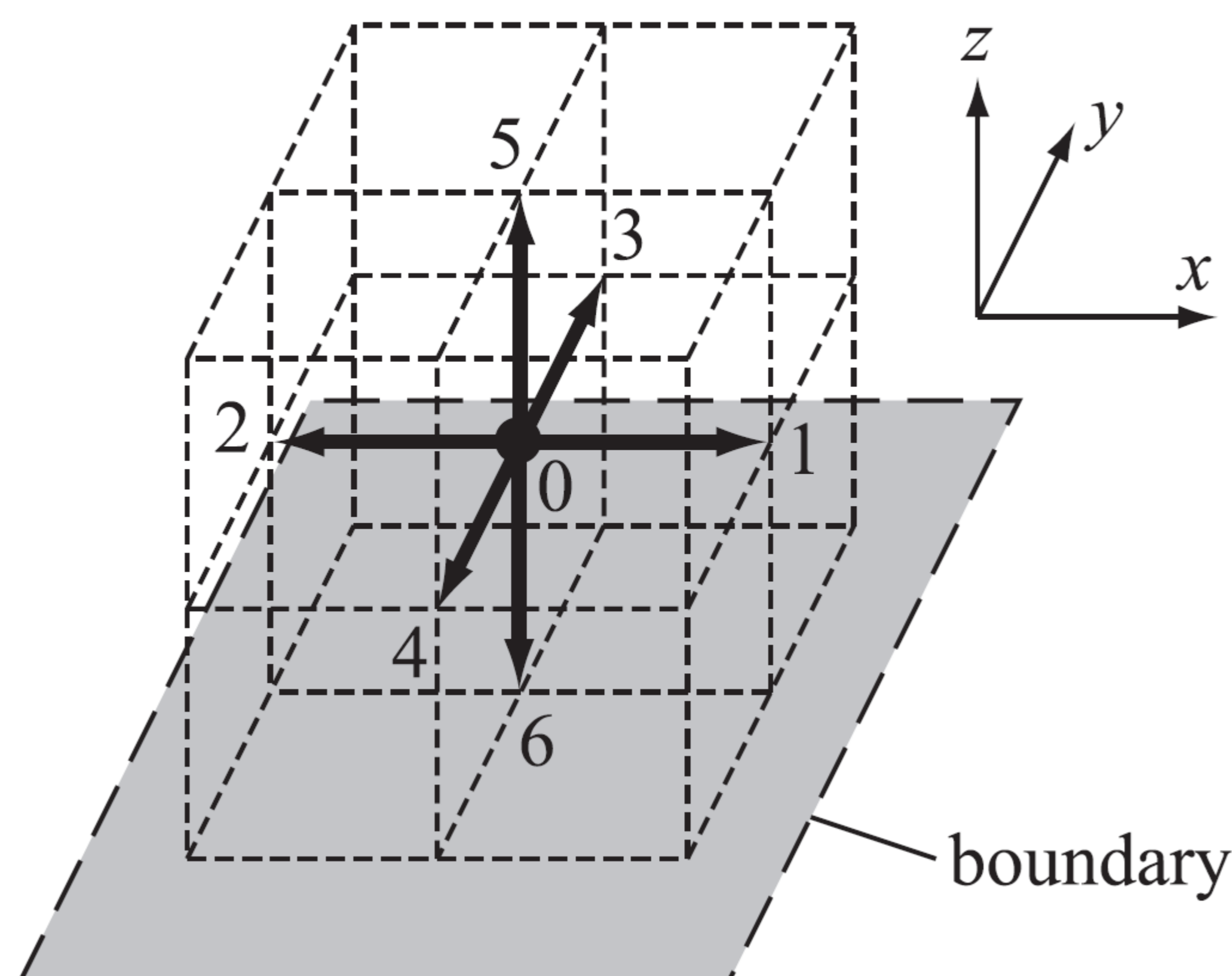


Figura 1: Estrutura do lattice D3Q7

Resultados

Para demonstrar a aplicação do método de lattice Boltzmann para a solução numérica do modelo do monodomínio foram realizados três experimentos, todos eles com o Monodomínio acoplado ao modelo celular Ten-Tusscher. O primeiro experimento é um benchmark para métodos usados para a simulação da atividade elétrica cardíaca, que consiste de um domínio regular, onde um estímulo é aplicado em uma das extremidades do domínio. O segundo é a simulação da atividade elétrica do coração em uma malha que representa o coração de um coelho. E o terceiro mostra a simulação de uma arritmia cardíaca no coração do coelho.

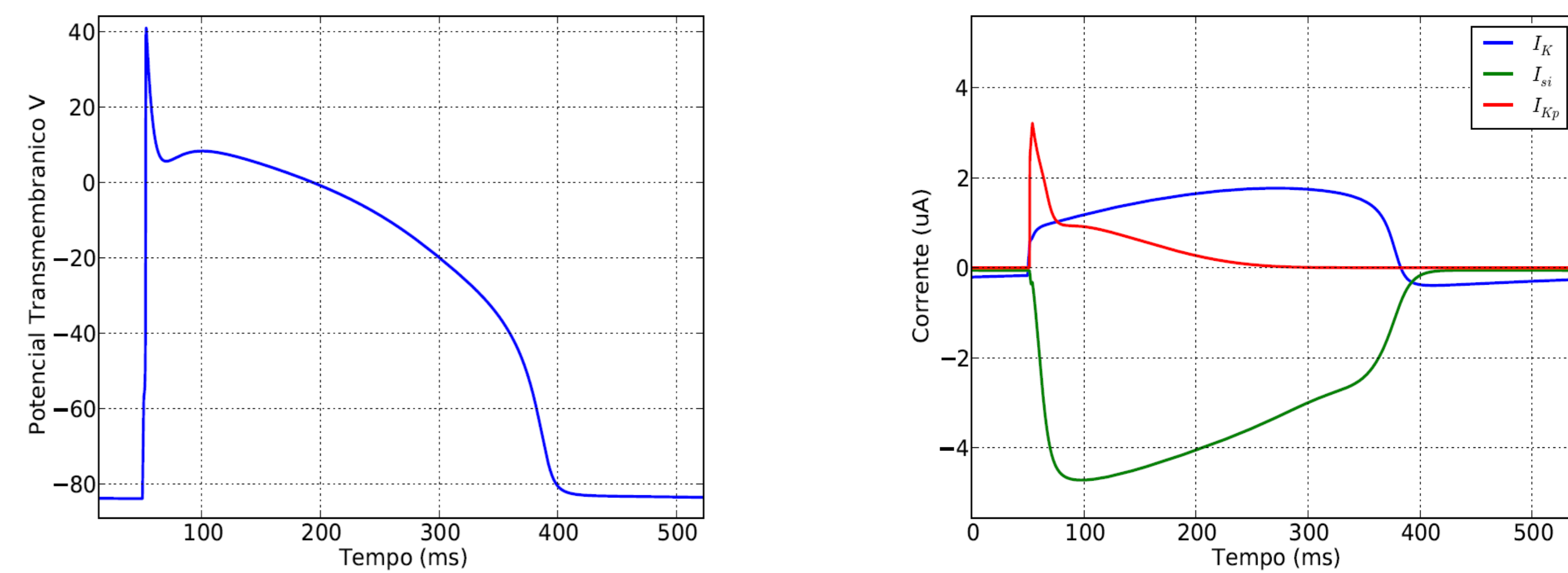


Figura 2: Exemplo de potencial de ação e correntes iônicas

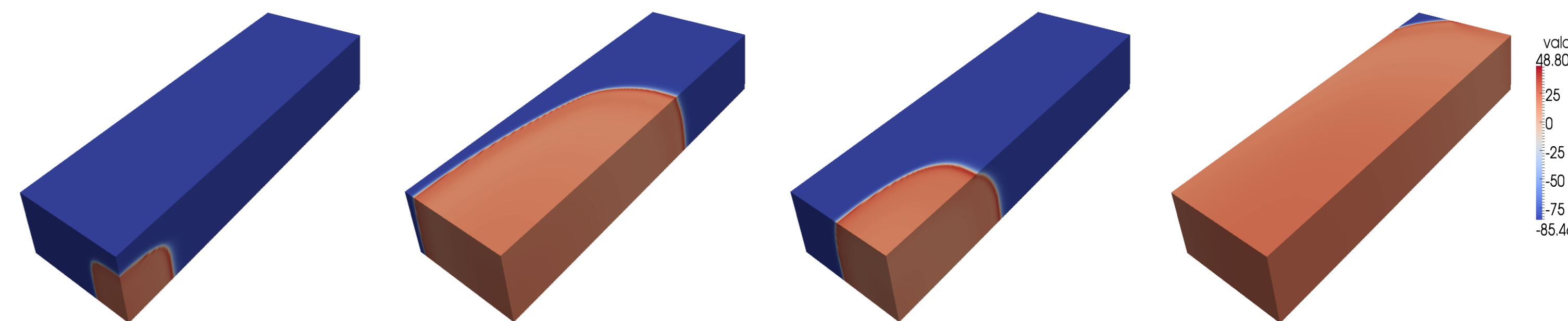


Figura 3: Simulação do benchmark de eletrofisiologia

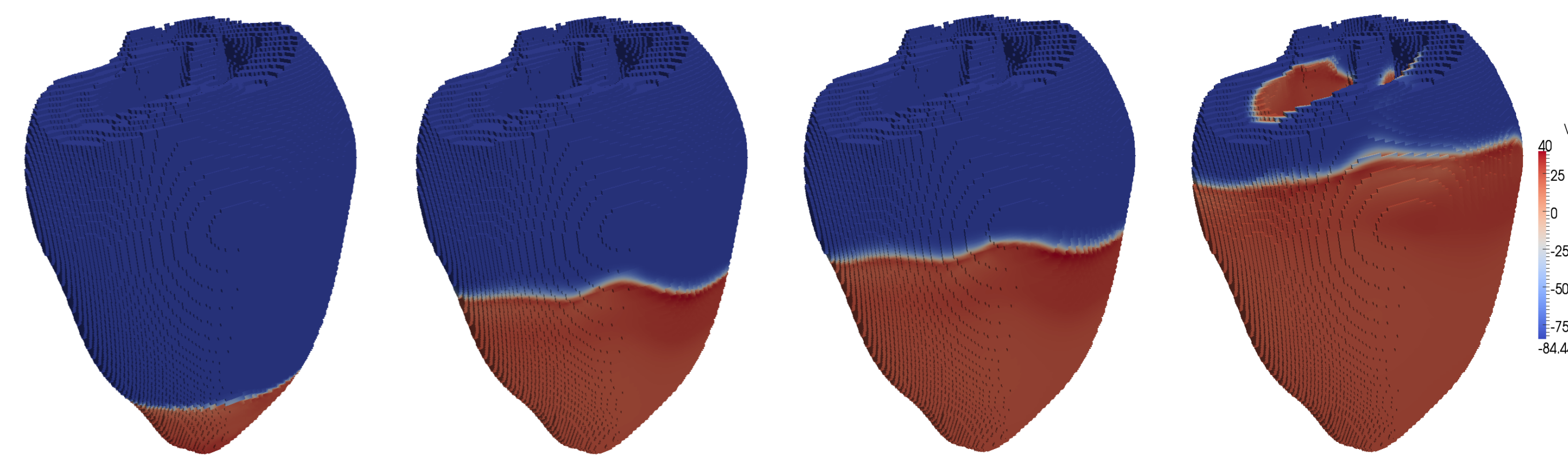


Figura 4: Propagação da onda elétrica pelo tecido cardíaco, iniciado por um estímulo no apex

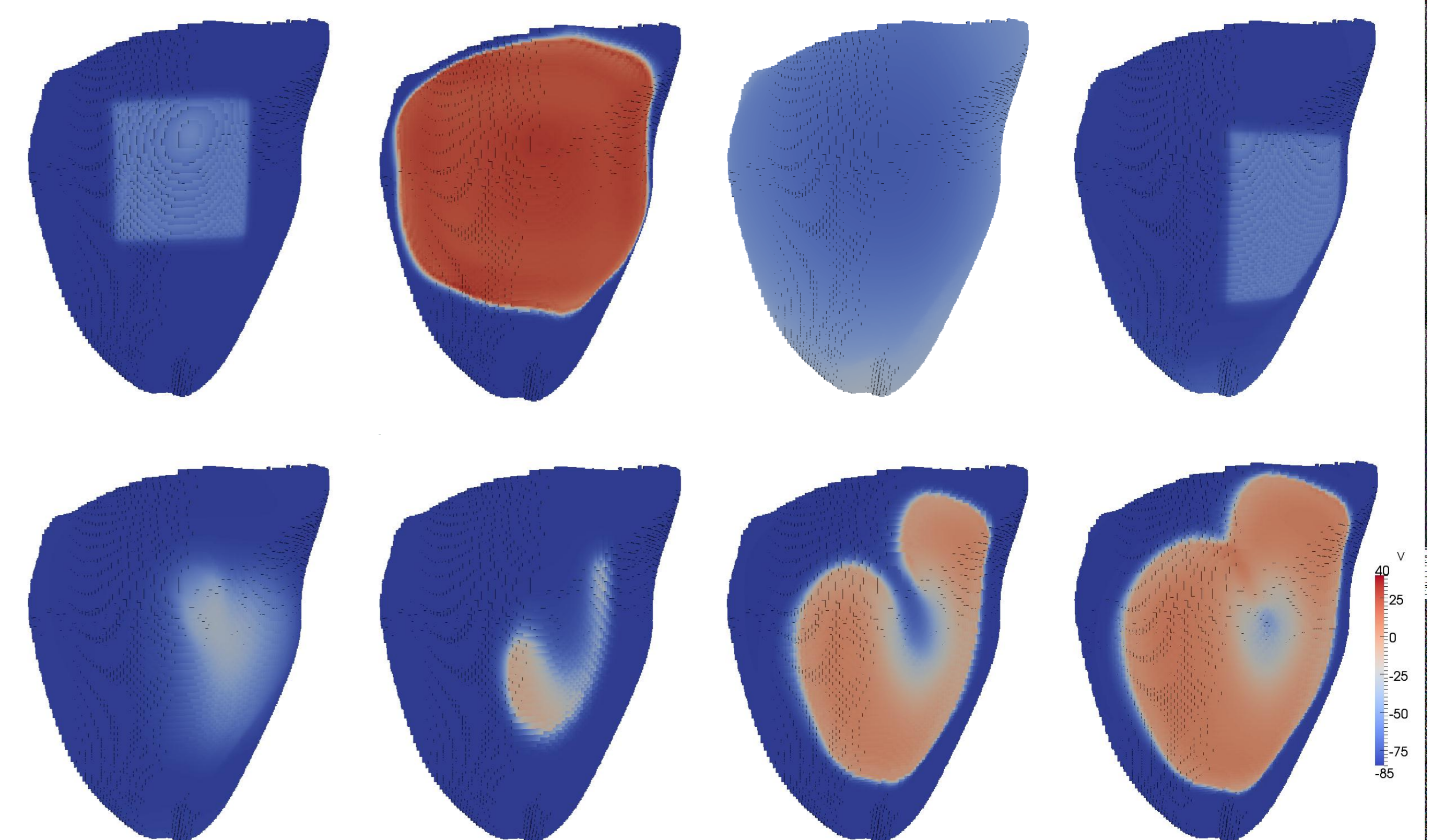


Figura 5: Simulação de um caso de arritmia cardíaca

Conclusão

A implementação do método obteve resultados promissores, mostrando a capacidade do método de resolver problemas de reação-difusão como o presente problema da eletrofisiologia cardíaca. O método oferece facilidade para implementações paralelas, que diminui muito o tempo de execução da simulação.