

Construção de modelos de redes vasculares em domínios 2D¹

Construction of vascular network models in 2D domains

Eder de Jesus Siqueira²

Igor Boechat Silveira²

Rafael Alves Bonfim de Queiroz³

DOI: <https://doi.org/10.34019/2179-3700.2018.v18.29835>

Resumo

A principal motivação para a construção de modelos de redes vasculares é a inviabilidade de ter dados anatômicos suficientes que permitam caracterizar em detalhe a estrutura geométrica do leito periférico cuja representação adequada é necessária para ganhar entendimento da hemodinâmica do sistema arterial humano. Este trabalho contempla a construção de modelos de redes vasculares em domínios 2D através do método CCO (*Constrained Constructive Optimization*). Os resultados obtidos sugerem que tanto o domínio quanto a escolha do expoente da lei de bifurcação adotada no método influenciam as propriedades morfométricas dos modelos.

Palavras-chave: Rede vascular. Hemodinâmica. Otimização.

Abstract

The main motivation for the construction of vascular network models is the impossibility of having enough anatomical data that allows to characterize in detail the geometric structure of the peripheral beds whose adequate representation is necessary to gain an understanding of the hemodynamics of the human arterial system. This work contemplates the construction of vascular network models in 2D domains through the CCO (*Constrained Constructive Optimization*) method. The obtained results suggest that both the domain and the choice of exponent of the bifurcation law adopted in the method influence the morphometric properties of the models.

Keywords: Vascular network. Hemodynamics. Optimization.

1 INTRODUÇÃO

Estudos de simulação hemodinâmica têm utilizado modelos computacionais de redes vasculares como substrato geométrico. As seguintes classes de modelos têm sido empregadas nestas simulações: modelos de parâmetros condensados (MATES *et al.*, 1988), modelos anatômicos (ONUJI; NITTA, 1993), modelos fractais (VAN BEEK *et al.*, 1989) e modelos baseados em otimização gerados pelo método CCO (SCHREINER;

¹ Trabalho premiado no Seminário de Iniciação Científica da UFJF de 2014.

²PROBIC Júnior/FAPEMIG/UFJF.

³Departamento de Ciência da Computação, Instituto de Ciências Exatas, UFJF. rafael.bonfim@ice.ufjf.br.



BUXBAUM, 1993).

Os modelos de parâmetros condensados ignoram os detalhes da estrutura geométrica, tanto no nível da descrição de cada vaso arterial como dos fenômenos hemodinâmicos inerentes a tal estrutura. Os modelos anatômicos fornecem uma representação mais precisa de uma parte da estrutura de uma rede vascular e são construídos a partir de reconstrução de imagens médicas e dados de atlas anatômicos. Os modelos fractais assumem que as leis de ramificação são derivadas a partir de medições e repetitivamente são aplicadas em direção aos segmentos de menor calibre. Porém, esta classe de modelos tem dificuldade, ou mesmo impossibilidade, de produzir um arranjo espacial anatomicamente apropriado dos vasos. Diferente das abordagens anteriores, a estrutura geométrica dos modelos gerados pelo método CCO é otimizada no processo de construção em vez de ser pré-definida como no modelo anatômico ou desprezada como nos modelos de parâmetros condensados e fractais.

Os modelos de árvores arteriais gerados pelo CCO são capazes de imitar propriedades importantes de árvores arteriais reais (SCHREINER; BUXBAUM,1993; BLANCO *et al.*, 2013; QUEIROZ, 2013), tais como os raios dos segmentos, estatísticas de ângulo de ramificação e perfis de pressão. Diferentes algoritmos desenvolvidos no contexto do método CCO para a geração de árvores circulatórias em domínios 2D/3D não necessariamente convexos foram elaborados relaxando/eliminando hipóteses e restrições do método CCO em sua versão original (QUEIROZ, 2013).

Neste contexto, este trabalho apresenta modelos de redes vasculares em diferentes domínios de perfusão 2D. O objetivo é investigar como o domínio de perfusão e o expoente de bifurcação, que são parâmetros do método CCO, influenciam nas propriedades morfométricas dos modelos.

O restante deste trabalho está organizado da seguinte forma. Na Seção 2, apresentam-se as hipóteses, restrições e condições de contorno consideradas na construção dos modelos. Na Seção 3, os resultados obtidos são apresentados e discutidos. Na Seção 4, delineiam-se as conclusões e os potenciais trabalhos futuros. Nas Seções 5 e 6 destacam-se os agradecimentos e as referências bibliográficas.

2 METODOLOGIA

O método CCO adotado neste trabalho possibilita a construção de modelos de redes vasculares que são sistemas de ramificação binária de segmentos conforme

mostrado na Figura 1, ou seja, só admitem bifurcações no modelo.

Os segmentos dos modelos são tubos rígidos cilíndricos, com o escoamento sanguíneo satisfazendo a lei de Poiseuille que é dada por:

$$\Delta p_i = Q_i \left(\frac{8\eta l_i}{\pi (r_i)^4} \right),$$

nos quais Δp_i denota a queda de pressão ao longo de um segmento i e Q_i indica o fluxo que atravessa o segmento i . A viscosidade sanguínea corresponde a η (3,6 cP). Os raio e comprimento do segmento i são representados por r_i e l_i .

Em bifurcações, os raios dos segmentos envolvidos obedecem a lei de potência expressa por:

$$(r_0)^y = (r_1)^y + (r_2)^y,$$

nos quais r_0 corresponde ao raio do segmento pai, r_1 é o valor do raio do segmento filho a esquerda e r_2 é o valor do segmento filho a direita.

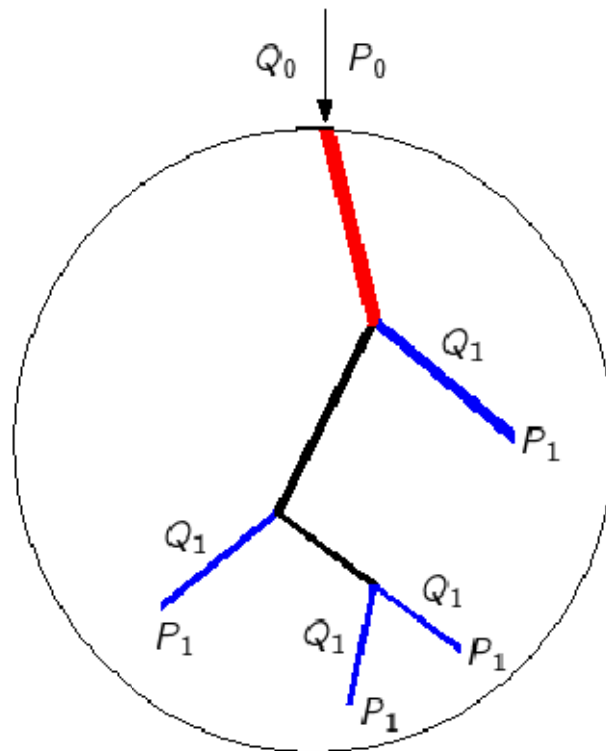
O crescimento dos modelos é realizado passo-a-passo com adição de novos segmentos terminais e minimização do volume intravascular total definido por:

$$V = \pi \sum_{i=1}^N l_i (r_i)^2,$$

em que N indica o número de segmentos presentes no modelo em processo de crescimento.

Para construção dos modelos, o método CCO satisfaz condições de contorno de fluxo e pressão conforme especificadas na Figura 1, a saber: (i) na posição proximal do segmento raiz têm-se o fluxo de perfusão Q_0 e pressão de perfusão P_0 ; (ii) na posição distal dos segmentos terminais especificam-se fluxo terminal Q_1 e pressão terminal P_1 . Mais detalhes sobre o método CCO podem ser vistos em (SCHREINER; BUXBAUM, 1993; QUEIROZ, 2013).

Figura 1– Representação de um modelo de rede vascular com segmentos raiz e terminais em vermelho e azul, respectivamente



Fonte: elaboração própria.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O método CCO é empregado para gerar modelos de redes vasculares dentro dos seguintes domínios convexos: círculo, elipse, quadrado e retângulo. O objetivo é analisar a dependência das características das árvores com a forma geométrica do domínio a ser vascularizado. Os parâmetros adotados para executar este algoritmo foram (SCHREINER; BUXBAUM, 1993): (i) $\gamma \in [2,55; 3,0]$, (ii) $N_{\text{term}} = 4000$, (iii) $P_1 = 60 \text{ mmHg}$, (iv) fluxo através do segmento terminal $Q_1 = 0,125 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$. Além disso, as posições proximais x_{raiz} [cm] do segmento raiz foram fixadas na borda da elipse, quadrado e retângulo em (0;2,5), (-4,4311;-4,4311) e (-8,8623;2,2156), respectivamente. Os domínios de perfusão possuem a mesma área. Para o retângulo, a razão entre o comprimento e a altura é 4. A razão entre os semieixos maior e menor da elipse é também 4.

Para cada domínio de perfusão, o método foi simulado com os dois valores de expoente de bifurcação γ pré-definidos acima. Para analisar a variabilidade dos resultados

de cada um dos algoritmos, 10 réplicas do modelo de rede vascular em cada simulação foram utilizadas. Estas réplicas foram geradas adotando 10 diferentes sequências de números pseudoaleatórios para produzir as posições terminais dentro do domínio de perfusão.

Na Tabela 1 são apresentados os resultados morfométricos das redes vasculares geradas. A partir desta tabela, percebe-se que o raio do segmento raiz (r_{raiz}) e o volume intravascular (V) da rede vascular foram maiores quando se utilizou $\gamma = 2,55$. Além disso, nota-se que o expoente γ influenciou relativamente pouco o nível de bifurcação máximo (n_{max}) da árvore circulatória. Aqui, nível de bifurcação de um segmento j é o número de bifurcações proximais do segmento j até o segmento raiz (nível 0). Por fim, observa-se nesta tabela que o valor mínimo do raio de um segmento terminal (r_{min}) das redes vasculares independe do domínio de perfusão.

Tabela 1 – Resultados obtidos empregando o algoritmo em domínios 2D convexos

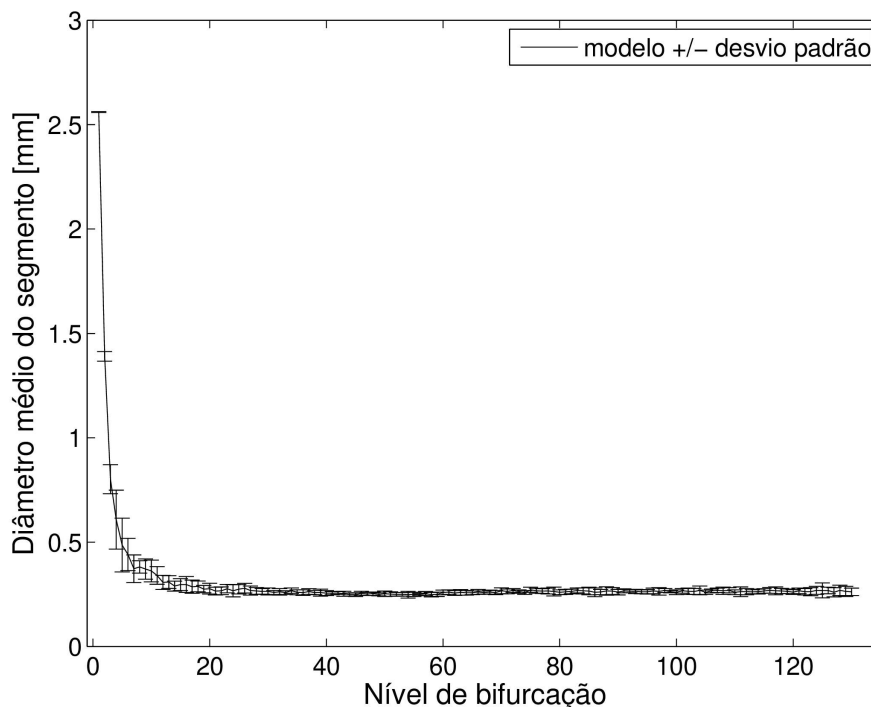
γ	domínio	$r_{raiz}[mm]$	$r_{min}[mm]$	$V[mm^3]$	n_{max}
2,55	círculo	1,580±0,001	0,025± 0,001	936,739± 4,870	87±4
	elipse	1,577± 0,002	0,025± 0,001	912,163± 14,141	91±4
	quadrado	1,590± 0,001	0,025± 0,001	1057,211± 7,672	98±3
	retângulo	1,601± 0,001	0,025± 0,001	1275,274± 6,897	120±3
3,00	círculo	1,223± 0,001	0,033± 0,002	849,124± 4,414	94±2
	elipse	1,215± 0,002	0,033± 0,001	826,541± 11,345	94±3
	quadrado	1,247± 0,003	0,033± 0,002	947,666± 12,858	103±3
	retângulo	1,280± 0,001	0,034± 0,001	1137,870± 5,012	127±2

Fonte: elaboração própria.

Na Figura 2 é apresentada uma curva morfométrica que relaciona o diâmetro médio do segmento com seu nível de bifurcação referente às redes vasculares geradas dentro do retângulo com $\gamma = 3$. Esta curva mostrada é semelhante àquela obtida considerando no formato de uma elipse, por isso, não foi apresentada aqui. Fica evidente que o decaimento do diâmetro médio do segmento é acentuado em níveis de bifurcação menores que 20. A partir deste nível, o diâmetro médio mantém-se praticamente constante. O maior número de níveis de bifurcação atingido nos modelos gerados dentro do retângulo se deve ao fato da posição proximal do segmento raiz ter sido escolhida em um dos extremos deste domínio.

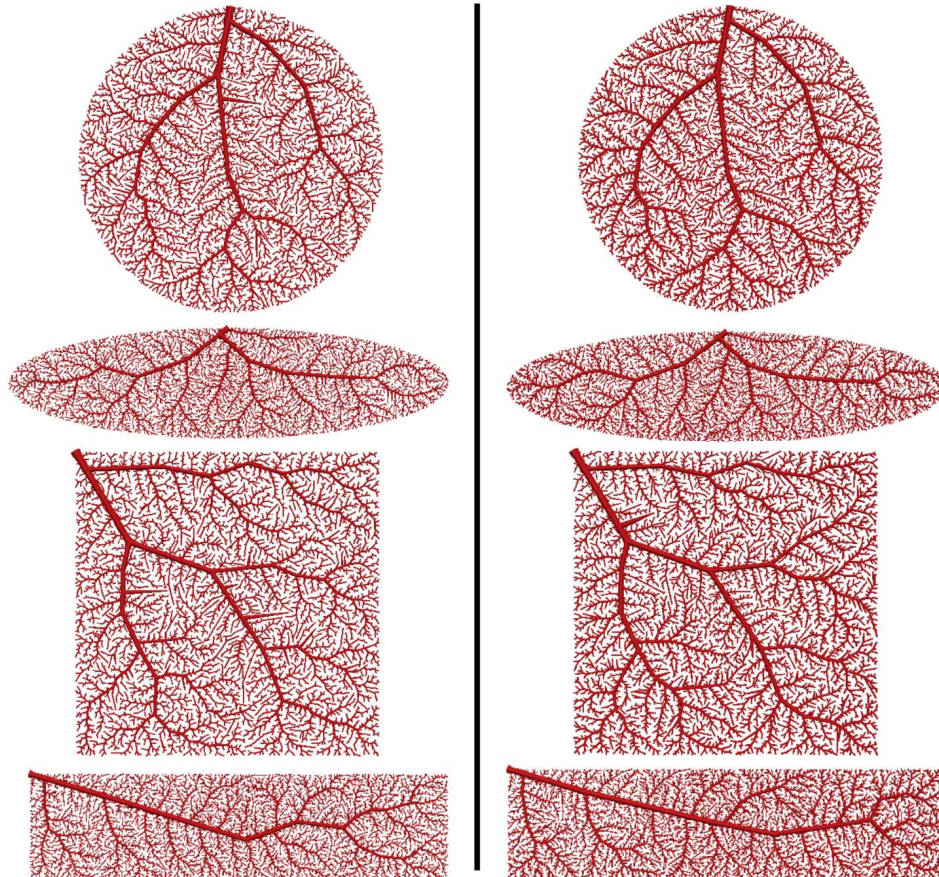
Na Figura 3, modelos de redes vasculares obtidos em cada domínio de perfusão empregando o método CCO são mostrados. Percebe-se que a estrutura da árvore formada pelos segmentos de maior calibre é influenciada ligeiramente pelo valor do expoente γ fixado no início da simulação do método.

Figura 2 – Curva morfométrica que relaciona o diâmetro médio do segmento com seu nível de bifurcação e modelos gerados dentro de um domínio retangular



Fonte: elaboração própria.

Figura 3– Vascularização de domínios arbitrários convexos 2D empregando o algoritmo. Na coluna esquerda os resultados correspondem ao caso $\gamma = 2,55$, e na coluna direita ao caso $\gamma = 3$



Fonte: elaboração própria

4 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos sugerem que tanto o domínio quanto a escolha do expoente da lei de bifurcação adotada no método influenciam as propriedades morfométricas dos modelos. Destaca-se também que o expoente da lei de bifurcação (γ) afeta a construção de modelos de redes vasculares independentemente do domínio de perfusão.

Este trabalho combina conceitos de diferentes áreas da ciência: Matemática, Física, Biologia e Computação. Assim, corrobora seu caráter interdisciplinar. Como trabalhos futuros, pretendem-se utilizar os modelos construídos em simulações hemodinâmicas envolvendo a perfusão de tecido.

5 AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro das agências de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG durante a realização deste projeto.

REFERÊNCIAS

BLANCO, P.J.; QUEIROZ, R.A.B; FEIJÓO, R.A. A computational approach to generate concurrent arterial networks in vascular territories. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 29, p. 601–614, 2013.

MATES, R.E.; KLOCKE, F.J.; CANTY JÚNIOR, J.M. Coronary capacitance, **Progress in Cardiovascular Diseases**, v. 31, p. 1-15, 1988.

ONUJI, T.; NITTA, S. Computer simulation of geometry and hemodynamics of canine pulmonary arteries, **Annals of Biomedical Engineering**, v. 21, p. 107-115, 1993.

QUEIROZ, R.A.B. Construção automática de modelos de árvores circulatórias e suas aplicações em hemodinâmica computacional. 2013. 196 f. Tese (Doutorado em Modelagem Computacional) – Laboratório Nacional de Computação Científica, Petrópolis-RJ.

SCHREINER, W.; BUXBAUM, P.F. Computer-optimization of vascular trees. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 40, p. 482-491, 1993.

VAN BEEK, J.H.; ROGER, S.A.; BASSINGTHWAIGHTE, J.B. Regional myocardial flow heterogeneity explained with fractal networks. **American Journal of Physiology**, v. 257, p. H1670-H1680, 1989.