

# Calibração de um modelo 1D do Sistema Cardiovascular.

**Pablo Javier Blanco**, Laboratório Nacional de Computação Científica, e-mail: [pjblanco@lncc.br](mailto:pjblanco@lncc.br),

**Márcio R. Pivello**, Laboratório Nacional de Computação Científica, e-mail: [pivello@lncc.br](mailto:pivello@lncc.br),

**Ignacio Larrabide**, Laboratório Nacional de Computação Científica, e-mail: [nacho@lncc.br](mailto:nacho@lncc.br),

**Raúl A. Feijóo**, Laboratório Nacional de Computação Científica, e-mail: [fej@lncc.br](mailto:fej@lncc.br), home-page: <http://hemolab.lncc.br>

**Santiago A. Urquiza**, Laboratorio de Bioingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata, email: [santiagourquiza@fi.mdp.edu.ar](mailto:santiagourquiza@fi.mdp.edu.ar), home-page: [www.fi.mdp.edu.ar](http://www.fi.mdp.edu.ar)

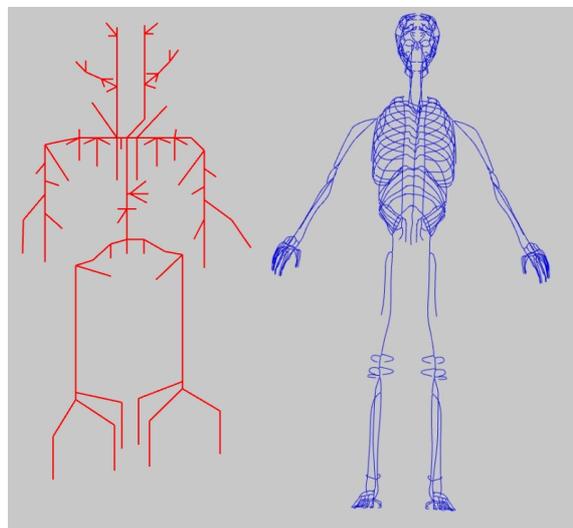
## Introdução

A modelagem do Sistema Cardiovascular Humano (SCVH) engloba diversos aspectos de alta complexidade devido aos fenômenos físicos envolvidos. Parte destes fenômenos podem ser representados com aceitável grau de realismo pelas equações que governam a mecânica dos fluidos. Assim, o modelo matemático para o escoamento sanguíneo nas principais artérias pode ser obtido como uma simplificação, sob hipóteses adequadas, das equações de Navier-Stokes para domínios deformáveis. Modelos simplificados dos leitos periféricos e do coração também devem ser incorporados, a fim de representar adequadamente os principais fenômenos envolvidos.

Por outro lado, a construção de um modelo geométrico do sistema arterial também compreende um desafio importante, assim como a determinação dos parâmetros mecânicos e geométricos que definem as propriedades dos segmentos arteriais. Porém, este não é o único ponto a ser analisado na construção e calibração de um modelo do SCVH. Um aspecto determinante destes modelos são as condições de contorno às quais estão submetidos, isto é, tanto a ejeção cardíaca produzida pelo modelo simplificado do coração quanto a resposta dos modelos utilizados para representar os leitos periféricos.

Neste sentido, alguns dos modelos mais utilizados, como os de Avolio (Avolio, 1980) e Stergiopoulos et. al. (Stergiopoulos et. al. 1992), representam as maiores artérias do corpo utilizando um determinado número de segmentos arteriais. Entretanto, artérias importantes, como as mesentéricas por exemplo, assim como a própria topologia da árvore arterial, não são representados em detalhe. Por isso, apresentamos neste trabalho um modelo mais detalhado do

sistema arterial, que pode ser visto na figura 1, onde se compara com a árvore arterial de Avolio, à esquerda.



**Figura 1: Modelo do sistema arterial de Avolio (esquerda) e modelo apresentado aqui.**

## Modelo Matemático do Sistema Arterial

O escoamento do sangue no modelo 1D é regido pelas equações de Navier – Stokes 1D para domínios deformáveis (eqs. 1 e 2), e as condições de contorno que modelam as regiões não incluídas, bem como o coração, são regidas pelas eqs. 3 a 5.

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{Q^2}{A} \right) = -\frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} - \frac{\pi \cdot D}{\rho} \cdot \tau_o \quad (1)$$

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0 \quad (2)$$

com

$$\tau_o = f_r \cdot \frac{\rho \cdot \tilde{u} \cdot |\tilde{u}|}{8} ; Q = \tilde{u} \cdot A \quad (3)$$

$$\frac{dQ}{dt} = \frac{1}{R_1 R_2 C} \left[ R_2 C \frac{dP}{dt} + P - (R_1 + R_2) Q \right] \quad (4)$$

$$P_1 = P_i \quad i=1, \dots, N_{cs}$$

$$\sum_{i=1}^{N_{cs}+1} Q_i = 0 \quad (5)$$

onde Q é a vazão volumétrica, A é a área da seção transversal, D é o diâmetro do vaso, P é a pressão, fr é o fator de atrito, R1, R2 e C são os parâmetros do terminal de Windkessel e Ncs é o número de segmentos que chegam ao terminal.

### **Crítérios de Configuração da Árvore Arterial**

O processo de configuração da árvore arterial é composto por 3 passos principais: (i) geração da geometria, (ii) atribuição das propriedades mecânicas aos vasos e (iii) determinação das condições de contorno.

### **Propriedades Geométricas**

Para a geração da geometria, foi utilizada uma configuração 3D a partir da qual a topologia do modelo unidimensional foi extraída, calculando-se o eixo médio aproximado dos vasos (Pivello et. al, 2007), assim como o seu comprimento.

### **Propriedades Mecânicas**

A atribuição das propriedades mecânicas consiste em configurar valores que caracterizem o comportamento da parede arterial de acordo com os modelos constitutivos utilizados. Neste caso, em particular, especificam-se os valores de elastina e coeficiente viscoelástico da parede. O critério utilizado neste trabalho é atribuir um valor base para a aorta e as regiões mais próximas à raiz aórtica (tal valor é determinado em função de dados da literatura) para aumentar progressivamente e de maneira setorial este valor à medida que nos afastamos do coração. Por exemplo, a aorta ascendente, descendente e torácica possuem um valor menor do que a aorta abdominal e a bifurcação ilíaca, que por sua vez possuem um valor ainda menor que os segmentos arteriais das extremidades das pernas. O fator de crescimento destes parâmetros é quatro, e o valor base é  $E=4.0E6$  dyn/cm<sup>2</sup>. Para determinar o coeficiente viscoelástico considerou-se um ângulo de viscoelasticidade  $\phi=5^\circ$ , medido sobre o período cardíaco.

### **Condições de Contorno**

As condições de contorno devem representar, por um lado, o comportamento dos leitos periféricos, e por outro, a ejeção cardíaca. A ejeção cardíaca é modelada mediante o conhecimento da curva de vazão para cada batimento e é implementada colocando-se valores adequados aos parâmetros que definem o modelo de Windkessel (ver eqs. 4 e 5). Os leitos periféricos devem ser calibrados de forma que satisfaçam duas condições: (i) fazer com que a distribuição do sangue no corpo esteja de acordo com dados obtidos da literatura, o que é feito regulando-se as resistências R1 e R2 (ver eq. 4) e que (ii) a capacidade de absorção de sangue seja equivalente ao leito periférico que representa o que se consegue regulando o valor da capacitância C (ver eq. 4).

### **Análise e Calibração**

Neste trabalho comparam-se valores obtidos da literatura (Avolio, 1980; Stergiopulos et. al. 1992) para pressão e vazão volumétrica em diversas regiões do sistema arterial, como por exemplo nas artérias dos braços, nas carótidas, na aorta e ilíaca, e calibram-se as propriedades mecânicas e condições de contorno de modo a reproduzir estes valores. Além disso, realizam-se comparações com registros médicos de pacientes específicos.

### **Espectativas**

Espera-se com este trabalho obter um modelo unidimensional detalhado do sistema arterial humano, capaz de reproduzir adequadamente os fenômenos envolvidos na conformação do pulso cardíaco, contribuindo assim para seu melhor entendimento.

### **Referências bibliográficas**

Stergiopulos, N., Young, D.F., Rogge, T.R., Computer simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses, J. Biomech. 25 (1992) 1477–1488.

Avolio, A.P., Multi-branched model of the human arterial system, Med. Biol. Engrg. Comput. 18 (1980) 709–718.

Pivello, M.R., Larrabide, I., Feijóo, R.A. Um algoritmo para geração do eixo médio aproximado de uma geometria tubular com ramificações genéricas. Relatório de Pesquisa LNCC/MCT. Fevereiro de 2007.