

# SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL EM ANEURISMA DE AORTA ABDOMINAL OBTIDO POR TOMOGRAFIA

**Daniel Legendre**, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia e Engenharia Mecânica da Escola Politécnica, USP, e-mail: [dlegendre@dantepazzanese.org.br](mailto:dlegendre@dantepazzanese.org.br)

**Jeison Fonseca**, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, e-mail: [jfonseca@dantepazzanese.org.br](mailto:jfonseca@dantepazzanese.org.br)

**Juliana Leme**, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, e-mail: [juleme@dantepazzanese.org.br](mailto:juleme@dantepazzanese.org.br)

**Eduardo Bock**, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, e-mail: [ebock@dantepazzanese.org.br](mailto:ebock@dantepazzanese.org.br)

**Jayme Pinto Ortiz**, Engenharia Mecânica da Escola Politécnica, USP, e-mail: [jportiz@usp.br](mailto:jportiz@usp.br)

**Aron Andrade**, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, e-mail: [aron@dantepazzanese.org.br](mailto:aron@dantepazzanese.org.br)

## Introdução

Aneurisma da aorta abdominal (AAA) é definido como uma dilatação permanente e localizada da parede arterial, maior que 50% do seu diâmetro normal, sendo na maioria das vezes infra-renal (Choke et al, 2005). A importância do diagnóstico dessa doença se dá pela alta taxa de mortalidade em consequência da sua ruptura. O AAA é uma patologia de alta incidência em indivíduos acima dos 65 anos de idade, geralmente assintomática, e também está associada à presença de hipertensão arterial. Eles ocorrem como consequência de um enfraquecimento da parede arterial ou de uma solicitação anormal sobre um segmento da parede.

## Metodologia

Foram adquiridos dados morfológicos da região torácica do paciente por meio de Tomografia Computadorizada multi-fatias. Essas imagens DICOM (Comunicação de Imagens Digitais em Medicina) foram tratadas com o software InVesalius (v2.0.20 beta, CenPRA, Campinas, SP, BR) para selecionar apenas a região de interesse, obtendo um modelo virtual 3D da aorta infra-renal e artérias ilíacas. Em seguida, foi elaborado um modelo físico e um modelo computacional. Foram realizados testes em bancada com o modelo físico do AAA e o seu resultado comparado com as simulações computacionais.

## Criação de um Modelo Físico do AAA

As imagens tomográficas foram usadas para confeccionar um modelo em plástico da aorta abdominal com aneurisma por meio da utilização de prototipagem rápida.

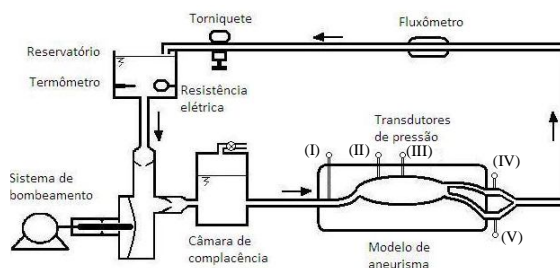
Foi desenvolvida uma bancada experimental controlada por computador, onde é possível replicar características fisiológicas e patológicas do sistema cardiovascular humano (Legendre et al, 2008).

## Calibração da Bancada

Os experimentos em bancada foram realizados considerando as condições de normotensão e hipertensão associadas ao AAA (Figura 1). A faixa de pressão adotada como padrão normotenso foi adotada de acordo com a literatura (McDonald, 1974). Por outro lado, a condição de hipertenso foi definida de acordo com as discussões abordadas por Choke et al (2005) relativas ao risco de ruptura do aneurisma associado com maiores valores da pressão sanguínea

média e também considerando o maior risco associado à hipertensão arterial diastólica (maior que 100/150 mmHg).

Estabeleceu-se a utilização do critério de semelhança a partir dos adimensionais Reynolds e Womersley, com o intuito de garantir que as mesmas condições fossem alcançadas para ambos os ensaios.



**Figura 1: Desenho esquemático do simulador com modelo experimental do aneurisma.**

## Análise computacional

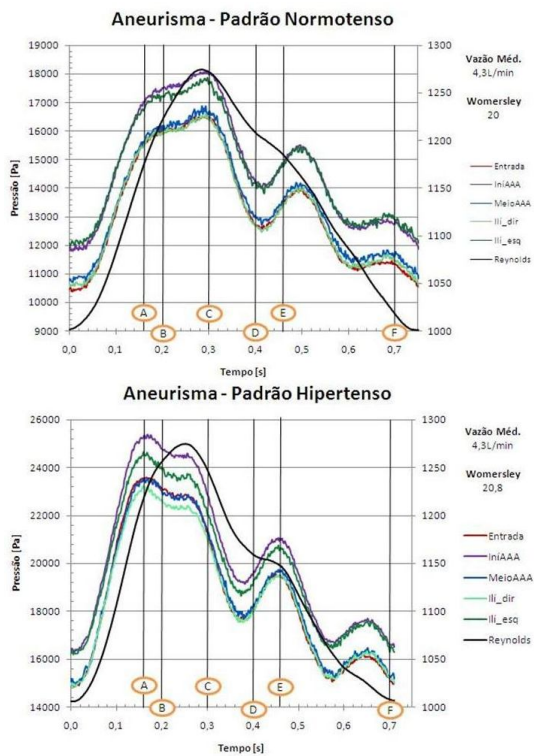
Os parâmetros obtidos na simulação “in vitro” com os padrões normotenso e hipertenso foram utilizados como condição de contorno para o estudo computacional.

Para o modelo computacional foi criada uma malha não estruturada tetraédrica do AAA (Gambit v2.2.30 e TGrid, Fluent Inc., Lebanon, NH, E.U.A). A análise de dinâmica dos fluidos computacional foi realizada com o software de volumes finitos FLUENT (Fluent, v6.2.16, Fluent Inc., Lebanon, NH, E.U.A.).

Este estudo assume a parede do vaso como sendo rígida e o sangue é considerado como um fluido Newtoniano, homogêneo e incompressível. A análise foi conduzida como transiente, considerando escoamento turbulento, calculado a partir do número de Reynolds. Foi utilizado modelo k-ε de turbulência com tratamento de parede (“enhanced wall treatment”) e interpolador “upwind” de segunda ordem.

## Resultados em Bancada Experimental

Nos ensaios experimentais foi utilizada uma solução com característica de massa específica de 1.060 kg/m<sup>3</sup>, viscosidade dinâmica de 3,384E-3 Pa.s e viscosidade cinemática de 3,2E-6 m<sup>2</sup>/s, de maneira a replicar as propriedades fisiológicas estabelecidas para o sangue (McDonald, 1974).



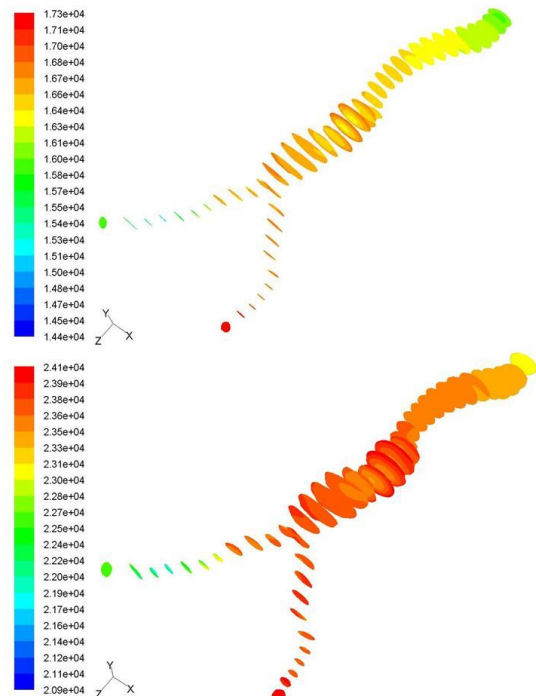
**Figura 2: Pulsos pressóricos com padrão normotenso e hipertenso, onde o ponto (0,2s) foi comparado com os resultados numéricos.**

É possível identificar que os padrões de pulso se repetem para as condições de normotenso e hipertenso (Figura2). O resultado no modelo com padrão hipertenso mostra a ocorrência de um pulso com maior amplitude, seja na fase sistólica ou na fase diastólica, devido ao aumento da pressão sistêmica imposta no ensaio. Também é notada uma diminuição no tempo entre o início da ejeção e o pico sistólico, antecipando assim o instante de pressão máxima do pulso. No modelo com padrão normotenso ocorre uma maior proximidade entre as magnitudes dos pulsos da aorta e das ilíacas.

### Resultados do Modelo Computacional

As simulações computacionais foram realizadas considerando como condição de contorno inicial os resultados em padrões normotenso e hipertenso obtidos no modelo experimental. A figura 3 mostra o mapeamento do campo de pressões dentro do modelo de aneurisma para os padrões impostos.

Os resultados apresentados no caso da condição de normotenso mostram que na região que abrange a primeira metade do saco aneurismático ocorre uma variação considerável do campo de pressão. No modelo sob condição de hipertenso essa variação do campo de pressão na região da primeira metade do aneurisma é ainda maior. Em ambos os casos, a intensidade dessas variações é dependente do tempo. Nota-se nos dois casos a ocorrência de maiores pressões na ilíaca esquerda, quando comparadas com a ilíaca direita, independente do instante de tempo, exceto pela sua magnitude.



**Figura 3: Campo de pressões para os padrões normotenso e hipertenso no instante 0,2s.**

### Conclusões

Resultados similares de campos de pressão obtidos nas simulações na bancada experimental e nas simulações computacionais permitiram a utilização da ferramenta computacional na avaliação do comportamento hidrodinâmico ao longo do AAA.

Os resultados do modelo computacional permitiram avaliar padrões hidrodinâmicos característicos que não são possíveis de serem analisados em exames clínicos tradicionais. A existência de maiores pressões em regiões específicas dentro do AAA, principalmente no caso hipertenso, serve como um indicativo relativo às regiões sob condições mais severas, considerando a fragilidade local dessa parede.

O trabalho oferece uma ferramenta metodológica adicional de auxílio ao médico no diagnóstico e decisão de procedimento nos casos de AAA, levando em conta o fator hemodinâmico.

### Referências bibliográficas

- Choke, E. et al, (2005). "A Review of Biological Factors Implicated in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture". *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 30: 227-244
- Legendre, D. et al (2008). "Mock Circulatory System for the Evaluation of Left Ventricular Assist Devices, Endoluminal Prostheses, and Vascular Diseases" *Artificial Organs*, 32(6):461-467.
- McDonald, D A., (1974). "Blood Flow in Arteries". 2nd Edition, Baltimore, Maryland: The Williams & Wilkins Company.