

# Estudo do deslocamento da parede arterial devido escoamento sanguíneo utilizando ANSYS® 9.0

**Márcio Antonio Bazani**, Departamento de Engenharia Mecânica, FEIS/UNESP, e-mail: [bazani@dem.feis.unesp.br](mailto:bazani@dem.feis.unesp.br), home-page: <http://www.dem.feis.unesp.br>

**Amarildo Tabone Paschoalini**, Departamento de Engenharia Mecânica – FEIS/UNESP, e-mail: [tabone@dem.feis.unesp.br](mailto:tabone@dem.feis.unesp.br), home page: <http://www.dem.feis.unesp.br>

## Introdução

O código computacional CFD (Computational Fluid Dynamics) é um método de simulação que tem sido muito usado na área de engenharia para a solução de problemas de fluidos com geometrias e condições de contorno complexas. Os resultados da análise permitem ao pesquisador aperfeiçoar os padrões de fluxo ou a distribuição da temperatura ajustando a geometria do sistema ou as condições de contorno.

O uso dessa tecnologia na medicina é relativamente recente, com enorme potencial para prever e solucionar problemas relacionados à hemodinâmica do corpo humano. A simulação computacional proporciona vantagens em relação aos modelos hidráulicos e elétricos, quando a problemática envolve a análise de fluxos laminares e turbulentos.

O objetivo desse trabalho é avaliar o efeito da variação de diversos parâmetros de convergência na solução do problema de interação fluido-estrutura usando o método de elementos finitos, tornando possível uma análise de engenharia através de resultados fornecidos por um ANSYS [2].

## Modelagem do Problema

A modelagem analítica do problema baseou-se em dois domínios distintos, o fluido e a estrutura [1]. Todo o modelo matemático foi realizado em coordenadas polares com o objetivo de encontrar uma solução transiente para o sistema. Para o problema de interação fluido-estrutura foram consideradas as condições de contorno de interface, envolvendo o balanço de forças e velocidades. A figura 1 nos mostra a geometria do problema estudado.

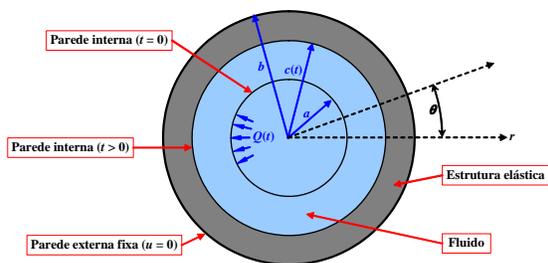


Figura 1 – Geometria do problema.

A região do fluido é a área interna do cilindro interno, enquanto que a região da estrutura se encontra no anular delimitado pelos cilindros interno e externo. Para a simulação no ANSYS®, área do fluido foi modelada pelo elemento FLUID 141, que analisa a conservação de massa e de energia para escoamentos viscosos. A área da estrutura foi modelada pelo elemento PLANE 82, que tem como características grandes deformações e deflexões e a região da interface foi modelada pelo comando FSIN. A figura 2 apresenta a malha utilizada para a representação de elementos finitos.

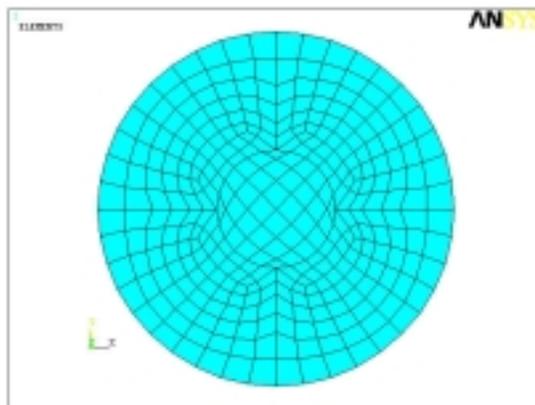


Figura 2 – Malha para o cálculo numérico.

## O caso estudado

O fundamento principal neste estudo é a análise de uma pulsação sanguínea no interior das artérias humanas bem como sua reação a esta aplicação de pressão. No

futuro, este estudo poderá ter aplicações na medicina no que tange a área que trata de neurocirurgias. Nestas, grampos com determinada força são aplicados sobre a artéria a ser operada com a finalidade de evitar uma hemorragia. O grampo deverá ter a mesma força que a requerida para a sua função, pois qualquer variação além daquela necessária pode ser desastrosa para o resultado da cirurgia levando o paciente a ter complicações pós-operatórias.

### Aplicação

É importante notar que os dados da artéria são especificamente da Artéria Aorta Abdominal por ser um caso crítico onde ocorrem surgimentos de aneurismas.

Raio da parede externa da artéria:  $b=1,5$  cm;

Raio da parede interna da artéria:  $a=1,2$  cm;

Módulo de Elasticidade da artéria:  $E=10^5$  N/m<sup>2</sup>;

Coefficiente de Poisson da artéria: 0,46;

Massa específica do sangue:  $\rho=1050$  kg/m<sup>3</sup>;

Viscosidade do sangue:  $\mu=0,004$  Pa s;

Tempo inicial:  $t_i=0$  s;

Tempo final:  $t_f=1,2$  s;

Incrementos de tempo:  $dt=0,05$  s;

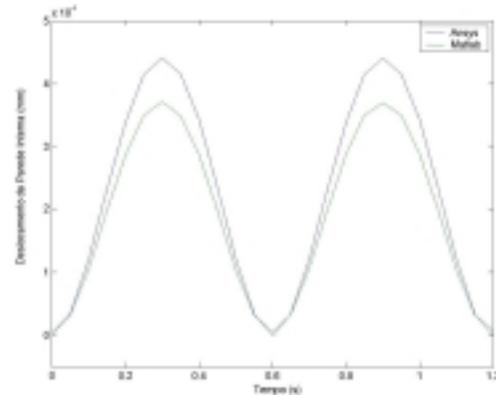
Pressão:  $Q(t)=9332,54*(1-\cos(2*\pi*t/0,6))$ ;

Este último dado (função de pressão) é proveniente de uma pressão alta para o ser humano 14:9. Uma medida de pressão de 14:9 significa que a pressão máxima é de 140 mmHg e a mínima de 90 mmHg.

### Resultados

Para a validação do resultado deste trabalho, o mesmo foi comparado com a solução analítica gerada por MATLAB [1], através da transformação das equações diferenciais parciais (Navier-Stokes) em equações diferenciais ordinárias, utilizando as condições de contorno e a condição de interface. O MATLAB tem um código chamado ODE45 que resolve um conjunto de equações diferenciais ordinárias. Pela figura 2, existe uma diferença dimensional no deslocamento da parede interna da artéria. Esta faixa de valores encontra-se entre 0,36 e 0,45 mm. O que nos deixa com uma faixa de deformação possível entre 12% e 15%. Este estudo comparativo é extremamente importante, pois reflete que os resultados estão se validando. Uma diferença de apenas 3% entre métodos de solução completamente diferentes leva a crer que as imposições e suposições feitas na

programação do modelo estão aproximando-se do resultado real com grande acurácia.



**Figura 2 – Aproximação dos métodos de solução.**

### Discussão e Conclusão

Considerando que o ANSYS® é um software comercial e não disponibiliza informações sobre todas as suas ferramentas e procedimentos, muitas informações sobre o processo de construção da solução permanecem ocultas e inalteráveis, mas através da comparação dos resultados pode se notar que se trata de um poderoso software atuante na área fluidodinâmica.

De posse desses resultados com tempo mínimo de cálculo computacional, esta análise torna-se uma ferramenta útil para futuros estudos na área de escoamentos sanguíneos em artérias e veias humanas.

### Referências bibliográficas

[1]Paschoalini, A. T., Bazani, M. A., Análise Numérica Bidimensional do Escoamento no Interior de Cilindros Elásticos, CILAMCE, Belém, Brasil, 2006.

[2]ANSYS., Release 9.0, ANSYS Inc..

[3]Bounaim, A., Numerical Simulation of Blood Wall Interaction in the Human Left Ventricle, Scientific Computing Group, Department of Informatics, University of Oslo, 2001.