

INFLUÊNCIA DAS PROPRIEDADES REOLÓGICAS DO SANGUE EM MICROCANAL COM CONTRAÇÃO SIMÉTRICA

*Susana F. T. Silva*¹, *Solange M. Caetano*², *Joana A. C. Calejo*³ e *Carla S. Fernandes*⁴

¹ ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; a22973@alunos.ipb.pt

² ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; a25467@alunos.ipb.pt

³ ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; jo_calejo6@hotmail.com

⁴ ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; cveigas@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: Sangue, Ateroma, Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD), Microcanais.

RESUMO: Neste trabalho recorreu-se à Dinâmica de Fluidos Computacional para simular escoamentos não-newtonianos em microcanais com estenose simétrica. Para descrever o comportamento não-newtoniano do sangue utilizou-se o modelo de Carreau, sendo os resultados obtidos considerando este modelo comparados com os obtidos para fluido newtoniano, o que permitiu avaliar o impacto das propriedades não-newtonianos nos escoamentos estudados.

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas o interesse nos estudos da aterosclerose tem assumido um lugar de destaque na área da medicina pois, devido ao estilo de vida adotado pela sociedade moderna, esta patologia do sistema cardiovascular tornou-se numa das maiores causas de morte.

A aterosclerose é caracterizada por lesões nas paredes dos vasos, por depósito de placas de gordura, principalmente colesterol, na camada íntima da artéria e que tem por fase inicial os defeitos no endotélio causados por diversos fatores de risco [1][2]. A placa ateromatosa depositada na parede dos vasos vai crescendo lentamente, provocando a estenose de um vaso, ou seja, diminuição do fluxo sanguíneo, ou até mesmo obstruir completamente a artéria [1] [2]. Os estudos de escoamentos sanguíneos *in vivo*, e mesmo *in vitro*, levantam por vezes problemas por questões éticas, pelo que ferramentas numéricas têm vindo a ganhar espaço na área da hemodinâmica.

2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Neste trabalho recorreu-se a um software comercial de Dinâmica de Fluidos Computacional que implementa o método dos volumes finitos, FLUENT®, para simular escoamentos incompressíveis, laminares, newtonianos e não-newtonianos em microcanais de secção retangular estenosados. As simulações foram realizadas em microcanais com contração simétrica de 25 e 50 %, sendo o caráter não-newtoniano do sangue descrito pelo modelo de Carreau. Desta forma foi possível estudar tanto o impacto do grau de estenose como das propriedades reofluidificantes do sangue no seu escoamento nos canais em estudo.

A discretização dos domínios geométricos foi efetuada recorrendo a elementos hexaédricos, como é possível observar na Fig. 1. As malhas utilizadas foram refinadas junto às paredes por forma a minimizar o impacto da condição de fronteira aí imposta, isto é, velocidade nula.

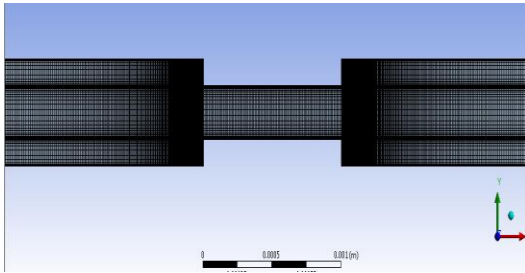


Fig. 1 Malha do microcanal com contração simétrica.

3 RESULTADOS

As simulações foram realizadas para números de Reynolds de 0.1, 1 e 10 para os dois canais estenosados referidos e para um terceiro com 50% de grau de estenose mas com ateroma assimétrico. Por uma questão de simplicidade, nesta secção irão usar-se as designações C1, C2 e C3 para os canais com 50% de grau de estenose assimétrica, 50% de grau de estenose simétrica e 25% de grau de estenose simétrica, respetivamente.

3.1 PRESSÃO

Na Fig. 2 representa-se o campo pressão relativa no canal com contração assimétrica, verificando-se o comportamento típico de decréscimo da pressão ao longo do canal, situação verificada para todos os canais estudados e simulações realizadas.

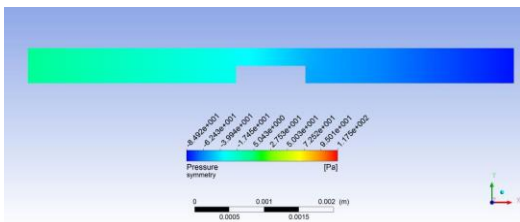


Fig.2 Perfil de pressão relativa para o canal C1 para escoamento newtoniano e $u = 0.1979$ m/s.

Com o objetivo de validar os resultados globais obtidos com o modelo desenvolvido, determinaram-se os números de Poiseuille usando as quedas de pressão obtidas para os escoamentos newtonianos na secção anterior ao ateroma, tendo-se observado um bom acordo com o resultado analítico para um canal de secção retangular como o existente na região em estudo – 19.0 [3], Tab. 1.

Tab.1 Número de Poiseuille.

| Canal | Re (-) | $Po_{numérico}$ (-) | Erro relativo (%) |
|-------|--------|---------------------|-------------------|
| C1 | 0.1 | 18.96 | 0.22 |
| | 1 | 19.96 | 0.22 |
| | 10 | 18.96 | 0.20 |
| C2 | 0.1 | 18.91 | 0.50 |
| | 1 | 18.91 | 0.50 |
| | 10 | 18.91 | 0.50 |
| C3 | 0.1 | 18.94 | 0.34 |
| | 1 | 18.94 | 0.34 |
| | 10 | 18.94 | 0.34 |

Na Fig. 3, é possível observar três regiões distintas em que a dependência entre a pressão e o comprimento do canal é linear decrescente, sendo a diminuição da pressão mais acentuada na região do ateroma.

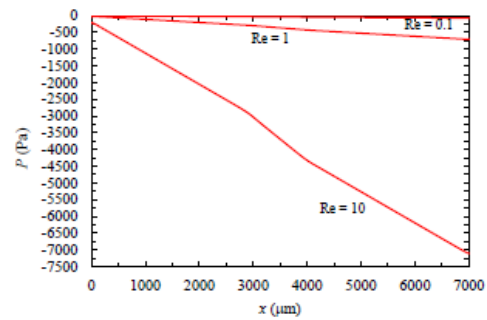


Fig. 3 Pressão relativa ao longo do canal C2 para fluido newtoniano e velocidades médias distintas.

Na Fig. 4, verifica-se que até à região do ateroma a queda de pressão é igual para os três microcanais em estudo, situação expectável pois essa região pode ser encarada como um canal de secção retangular. Desta figura, pode ainda observar-se que o aumento do grau de estenose leva a um aumento da queda de pressão.

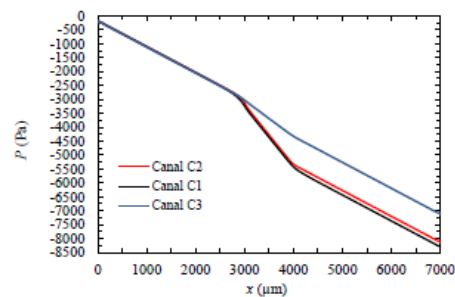


Fig. 4 Pressão relativa para os três canais estenosados para fluido newtoniano e $u = 0.1979$ m/s.

Para os estudos não-newtonianos realizados nos canais com contração simétrica foi verificado o comportamento qualitativo descrito anteriormente, contudo constatou-se que as propriedades não-newtonianas do sangue levam a um aumento da queda de pressão, Fig. 5.

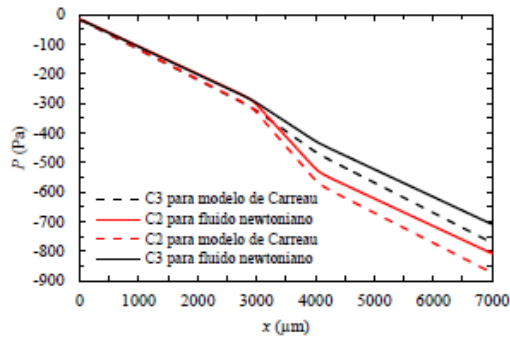


Fig. 5 Pressão relativa para os canais estenosados com contração simétrica para $u = 1.979 \times 10^{-2}$ m/s e diferentes modelos reológicos.

3.1 VELOCIDADE

À semelhança do que foi realizado para as propriedades globais, também para as propriedades locais foi efetuada a validação dos resultados obtidos. Por comparação do perfil de velocidade local, obtido na secção anterior ao ateroma para escoamento newtoniano completamente desenvolvido, com o perfil analítico [4] foi possível constatar que os resultados obtidos estão em concordância com os analíticos (erros relativos médios entre 0.5 e 1.0% para todos os canais e condições de operação estudados), como se mostra na Fig.6.

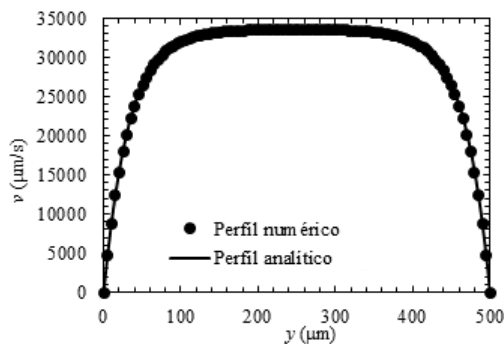


Fig. 6 Comparação do perfil de velocidade analítico e numérico.

Na Fig. 7 apresenta-se o campo de velocidade típico obtido para todas as simulações efetuadas. Comparando os resultados obtidos para os escoamentos newtonianos e não-newtonianos, constatou-se que, ao contrário do que acontecia com as quedas de pressão, as propriedades não-newtonianas do sangue pouco influenciam os perfis de velocidade.

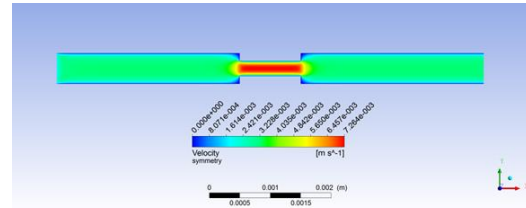


Fig. 7 Campo de velocidade no plano de simetria do canal C2, modelo de Carreau e $u = 1.979 \times 10^{-3}$ m/s.

Analisando os perfis de velocidade ao longo do canal foi possível observar que a forma destes varia ao longo do canal, assumindo a forma pistão na região anterior ao ateroma e parabólico na região de menor secção reta, isto é, na região onde existe o ateroma. Sendo estas duas formas observadas para escoamentos completamente desenvolvidos. Esta alteração de comportamento deve-se à alteração da razão entre a altura e largura do canal nas duas regiões referidas.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FCT, COMPETE, QREN e União Europeia (FEDER) no âmbito do Projeto EXPL/EMS-SIS/2215/2013.

REFERÊNCIAS

- [1] A. e. A. Carvalho, "Desenvolvimento de Placas de Ateroma em Pacientes Diabéticos e hipertensos.," pp. 73-77, 2010.
- [2] D. Caiado, "Modelação Matemática do Sistema Cardiovascular," Universidade do Algarve, Algarve, 2009.
- [3] M. F. White, Viscous Fluid Flow, NY: Mc Graw Hill, 2006.
- [4] H. Bruus, Theoretical Microfluidics, New York: Oxford, 2008.