

Análise do escoamento sanguíneo em microcanais com bifurcações

Diana CIDRE (1), Brigitte OLIVEIRA (1), Marco LAGOELA (1), Carla FERNANDES (1),
Rui LIMA (1, 2), Ricardo DIAS (1, 2), Carlos BALSA (1), Takuji ISHIKAWA (3),
Takami YAMAGUCHI (4)

1. ESTiG, Bragança Polytechnic, C. Sta. Apolónia, 5301-857 Bragança, Portugal; dianacidre@hotmail.com
2. CEFT - Centro de Estudos de Fenómenos de Transporte, FEUP, 4200-465 Porto, Portugal;
3. Depart. Bioengineering and Robotics, Grad. Sch. Eng., Tohoku Univ., 6-6-01 Aoba, 980-8579 Sendai, Japan;
4. Depart. Biomedical Engineering, Grad. Sch. Eng., Tohoku University, 6-6-01 Aoba, 980-8579 Sendai, Japan.

Sumário

A dinâmica do escoamento sanguíneo na microcirculação depende fortemente das redes microvasculares compostas por segmentos de vasos curtos irregulares que estão ligados por inúmeras bifurcações. Este trabalho apresenta a aplicação de um sistema micro-PTV confocal para medir o comportamento dos eritrócitos durante o escoamento em um microcanal polidimetilsiloxano (PDMS) rectangular com uma bifurcação. O efeito da bifurcação no escoamento de partículas fluorescentes diluídas em água pura e em suspensões concentradas com eritrócitos foi medido através de um sistema micro-PTV confocal. Numericamente, estudou-se o escoamento do sangue recorrendo ao software comercial de elementos finitos POLYFLOW® utilizando diferentes modelos reológicos. Os resultados preliminares sugerem que as trajetórias dos eritrócitos podem sofrer alterações na direcção transversal devido à acumulação de eritrócitos na vizinhança do ponto de divergência da bifurcação.

Palavras-chave: Hemodinâmica; biomicrofluidos; microcirculação; eritrócitos; microcanais.

1 Introdução

Vários estudos revelaram que a informação obtida sobre as propriedades reológicas do sangue em capilares de vidro difere da situação *in vivo* [1, 2]. As potenciais causas para estas discrepâncias serão devidas à camada superficial formada por células endoteliais e às redes microvasculares compostas por segmentos de vasos irregulares e curtos ligados por numerosas bifurcações [3, 4].

O principal objectivo deste trabalho é analisar as propriedades não-newtonianas do sangue durante o escoamento em modelos microvasculares. Para consegui-lo, o escoamento foi estudado experimentalmente com um sistema de micro-PIV/PTV e complementado por modelos computacionais hemodinâmicos (através do software comercial de elementos finitos POLYFLOW®). Ao utilizar esta combinação esperamos conhecer melhor os parâmetros mais importantes que afectam o escoamento sanguíneo através de uma bifurcação divergente em microcanais.

2 Materiais e Métodos

2.1 Microcanais e Fluidos Utilizados

Neste estudo foram utilizados dois fluidos: água pura e Dextran 40 (Dx40) contendo cerca de 14% (14Hct) de eritrócitos. O sangue foi obtido a partir de um adulto saudável sendo adicionado ácido etilendiaminotetracético (EDTA) para impedir a coagulação. Os eritrócitos foram separados por centrifugação e aspiração dos restantes componentes sanguíneos, sendo posteriormente lavados duas vezes com soro fisiológico (SF). Em seguida, os eritrócitos foram marcados com um marcador de fluorescência celular (CM-Dill, c-7000, Molecular Probes) e diluídos com Dx40 para obter a concentração volúmica necessária de eritrócitos. Todas as amostras de sangue foram armazenadas hermeticamente a 4°C até serem realizadas as experiências a uma temperatura controlada de 37°C.

Os microcanais utilizados neste estudo consistiram numa bifurcação simétrica (Fig. 1) em PDMS (150 µm de largura, 50 µm de profundidade no “vaso-mãe (vaso-primário)”, 75 µm de largura, 50 µm de profundidade no “vaso-filho (vaso-secundário)”) fabricados por uma técnica de litografia suave [5].

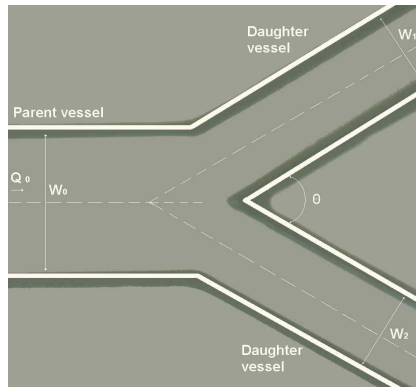


Fig.1. Geometria da bifurcação simétrica utilizada neste estudo: $Q_0 = 0.18$ l/min, $W_0 = 150$ μ m, $W_1 = 75$ μ m, $W_2 = 75$ μ m, $\theta = 60^\circ$, profundidade = 50 μ m.

2.2 Procedimentos Experimentais com o micro-PTV confocal

Na parte experimental, Fig. 2, foi utilizado um sistema micro-PTV confocal que consiste num microscópio invertido (IX71, Olympus, Japão) combinado com uma unidade confocal (CSU22, Yokogawa) e um laser DPSS (*Laser Quantum Ltd*) com um comprimento de onda de 532nm. Para a captação das imagens foi utilizada uma câmara de alta velocidade (Phantom v7.1), estando esta ligada à unidade confocal CSU22. O microcanal foi colocado no microscópio invertido onde o caudal do fluido de trabalho foi mantido constante ($Re = 0.004$), por intermédio de uma bomba de seringa (KD Sci-tíficos Inc.). Um sistema controlador de temperatura (Tokai Hit) foi colocado a 37°C. Todas as imagens obtidas pelo sistema confocal foram captadas no centro de microcanais com uma resolução de 640x480 pixeis, uma taxa de 100 imagens/s e um tempo de exposição de 9,4 ms. As imagens capturadas foram transferidas para o computador e seguidamente avaliadas no Image J (NIH) [6], utilizando o plugin MtrackJ [7]. Assim, foi possível monitorizar as trajectórias de vários eritrócitos a escoarem no centro do microcanal.

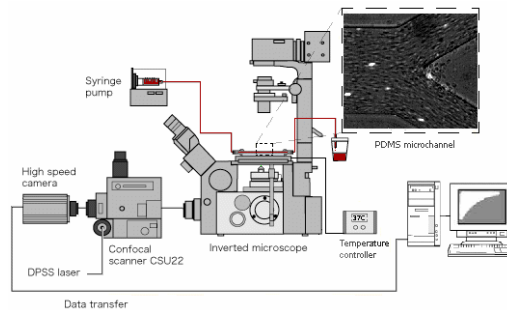


Fig.2. Procedimento Experimental

2.3 Estudo Numérico e Validação do Modelo Numérico

O escoamento laminar monofásico e incompressível de sangue foi estudado numericamente recorrendo ao *software* comercial de dinâmica de fluidos computacional, baseado no método dos elementos finitos, POLYFLOW® tendo-se resolvido as equações de conservação da massa e de quantidade de movimento. O sangue foi descrito, reologicamente, por diferentes modelos: modelo newtoniano, modelo de Carreau e lei de potência [8]. Para resolver o sistema formado pelas equações referidas é utilizado um método iterativo, tendo sido fixado como critério de paragem um erro de 10^{-4} no campo de velocidades [9, 10]. As simulações foram realizadas em geometrias 3D representativas do microcanal (Fig.3). A malha utilizada para discretizar as paredes do canal era constituída essencialmente por elementos quadriláteros. O tamanho dos elementos foi fixado a partir de um teste de independência dos resultados com a malha. Neste teste, as malhas foram sucessivamente refinadas, comparando-se as velocidades obtidas com as diferentes malhas. Os resultados foram considerados independentes da malha quando se obtiveram diferenças na velocidade inferiores a 1% [9, 10].

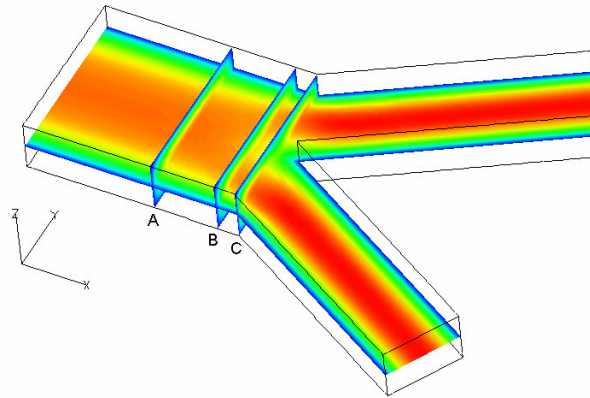


Fig.3. Geometria 3D do microcanal com representação do campo de velocidades para a água pura em diferentes planos.

A validação do modelo numérico utilizado foi feita em estudos anteriores [11] tendo-se efectuado simulações do escoamento de água pura no microcanal. Os resultados numéricos foram comparados com os dados experimentais e solução analítica para o escoamento de um fluido newtoniano (totalmente desenvolvido hidraulicamente) numa conduta rectangular, Fig. 4. Assim, os resultados apresentados na Fig.4 dizem respeito à intersecção do plano A da Fig. 3 com o plano médio do microcanal ($z = 25 \mu\text{m}$). As condições de fronteira utilizadas foram estabelecidas de modo a reproduzir as condições experimentais. Considerou-se uma velocidade de escoamento de $0,18 \text{ l/min}$ no interior do canal e uma velocidade nula junto às paredes do canal.

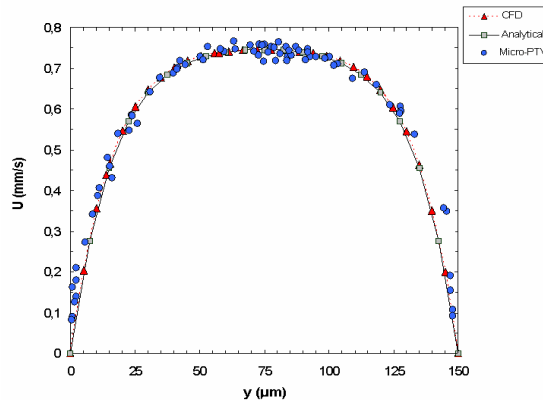


Fig.4. Comparação entre dados experimentais, analíticos e computacionais no centro do microcanal ($z = 25 \mu\text{m}$) utilizando água pura (adaptado de [11]).

A Fig. 4 demonstra, que o perfil de velocidades obtido numericamente apresenta boa concordância com os dados experimentais, obtidos pelo sistema confocal, e com a solução analítica.

3 Resultados e Discussão

Usando um sistema confocal foi possível obter uma série de imagens no centro da bifurcação. A Fig. 5 apresenta imagens com partículas fluorescentes em água pura e eritrócitos marcados (excitados com laser), fluindo através de uma bifurcação simétrica, juntamente com a correspondente monitorização da posição no tempo.

Os dados experimentais obtidos com água pura (ver Fig. 5a) sugerem que as trajectórias não apresentam flutuações apreciáveis na direcção transversal. Em contrapartida, a Fig. 5b mostra que algumas trajectórias de eritrócitos podem sofrer desvios na direcção do escoamento, provavelmente devido a perturbações causadas por interacções celulares na vizinhança do vértice da bifurcação (ponto de bifurcação).

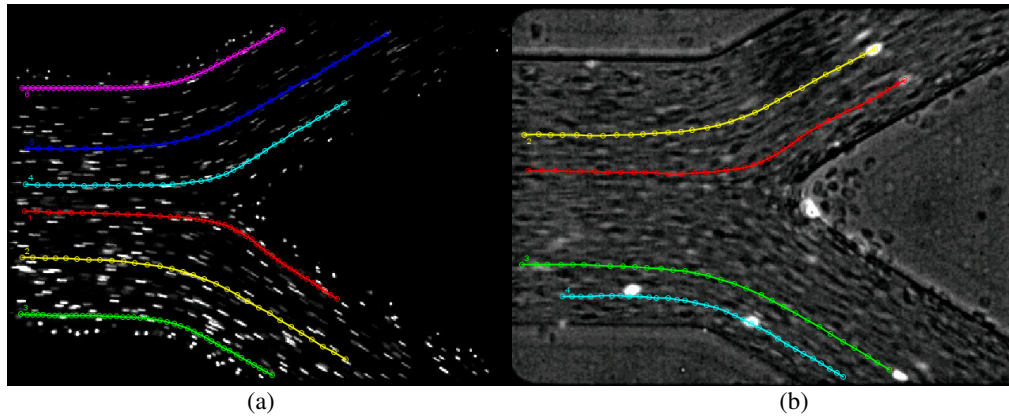


Fig.5. (a) Trajectórias de deslocamento de partículas fluorescentes em água pura; (b) Trajectórias de deslocamento de eritrócitos marcados (pontos brilhantes) em fluido fisiológico com 14% Hct (32x).

Os resultados numéricos são úteis para compreender o escoamento na vizinhança do vértice da bifurcação (Figs. 6b e 6c).

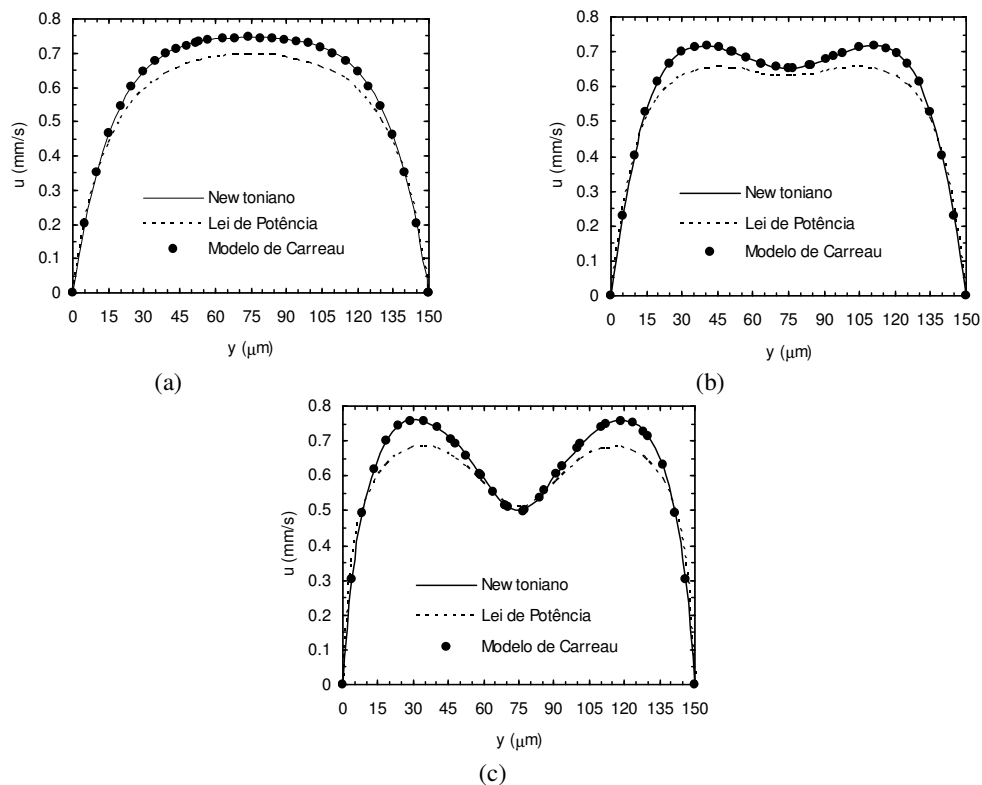


Fig.6. Perfis de velocidade do sangue considerando diferentes modelos reológicos e na intersecção do plano $z = 25 \mu\text{m}$ com diferentes planos transversais (ver Fig. 3). (a) Plano A; (b) Plano B; (c) Plano C.

Adicionalmente, na Fig. 6 pode observar-se que os modelos reológicos utilizados nas simulações prevêem comportamentos qualitativamente iguais. As taxas de deformação desenvolvidas nas condições operatórias estudadas foram baixas (na ordem de 10^{-2} s^{-1}). Para taxas de deformação inferiores a 0.1 s^{-1} a viscosidade prevista pelo modelo de Carreau é aproximadamente constante, isto é, prevê um comportamento newtoniano para o sangue. Desta forma, os perfis de velocidade obtidos com este modelo e considerando o sangue um fluido newtoniano são bastante próximos. No que diz respeito à lei de potência, a viscosidade do fluido aumenta com o decréscimo da taxa de deformação em toda a gama de taxas de deformação. Este facto explica a diferença observada entre os perfis de velocidade obtidos com este modelo e os restantes.

Ao combinar a abordagem experimental e computacional, esperamos estudar os parâmetros potencialmente mais importantes que influenciam o escoamento sanguíneo em bifurcações, tais como: a distribuição local do hematócrito (Hct), a variação do caudal e a geometria da bifurcação. Na abordagem numérica, o sangue será considerado uma suspensão multifásica de partículas deformáveis.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FCT a bolsa atribuída à Sra. Diana Cidre, Projecto BII/UNI/0532/EME/2008.

Referências

1. Pries, A., Secomb, T., et al, *Resistance to blood flow in microvessels in vivo*,. Circulation Research 75, 904-915, 1994.
2. Suzuki, Y., Tateishi, N., Soutani M. and N., Maeda, *Deformation of erythrocytes in microvessels and glass capillaries: effects of erythrocyte deformability*,. Microcirculation 3, 49-57, 1996.
3. Maeda, N., *Erythrocyte rheology in microcirculation*, Japanese Journal of Physiology 46, 1-14, 1996.
4. Pries, A., Secomb, T., *Rheology of the microcirculation*,. Clinical Hemorheology and Microcirculation 29, 143-148, 2003.
5. Lima, R., Wada, S., et al., *In vitro blood flow in a rectangular PDMS microchannel: experimental observations using a confocal micro-PIV system*, Biomedical Microdevices, 2, 10, 153-67, 2008
6. Abramoff, M., Magelhaes, P., et al., *Image Processing with ImageJ*, Biophotonics International , 7, 11, 36-42, 2004.
7. Meijering, E., Smal, I., and Danuser, G., *Tracking in Molecular Bioimaging*,. IEEE Signal Processing Magazine, 3, 23, 46-53, 2006.
8. Johnston, B. M., Johnston, P. R., et al., *Non-Newtonian blood flow in human coronary arteries: steady state simulations*, Journal of Biomechanics, 37, 709-720, 2004.
9. Fernandes, C. S., Dias, R. P., et al, *Laminar flow in chevron type plate heat exchangers: CFD analysis of tortuosity, shape factor and friction factor*, Chemical Engineering and Processing: Process Intensification, 46, 825-833, 2007.
10. Fernandes, C. S., Dias, R. P., et al, *Friction factors of power-law fluids in plate heat exchangers*, Journal of Food Engineering, 89, 441-447, 2008.
11. Oliveira, B., Lagoela, M., et al., *Análise do escoamento sanguíneo em microcanais com bifurcações*, Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança, Portugal, Fevereiro 2009, artigo 132.