

ARTIGO REF: 7001

CARACTERIZAÇÃO DO LÚMEN E DO FLUXO SANGUÍNEO NA BIFURCAÇÃO CAROTÍDEA COM ESTENOSE

Catarina F. Castro^{1,2(*)}, Luisa C. Sousa^{1,2}, Helena A.M. Henriques¹

¹Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal

²Institute of Science and Innovation in Mechanical and Industrial Engineering, Porto, Portugal

(*)*Email*: ccastro@fe.up.pt

RESUMO

As artérias carótidas são regiões propensas à formação de placas de ateroma, particularmente na bifurcação carotídea, provocando estenose e uma alteração nos padrões normais do fluxo sanguíneo. Nas últimas décadas, os avanços na área computacional têm apresentado desenvolvimentos na área da dinâmica de fluídos (CFD). A caracterização do fluxo sanguíneo baseada nos resultados da simulação numérica pode constituir uma nova ferramenta na prática clínica.

A ultrassonografia bidimensional (2D) da carótida é muito utilizada no diagnóstico da doença aterosclerótica por ser um método não invasivo e pouco dispendioso. O desenvolvimento de uma metodologia semiautomática de segmentação do lúmen em imagens longitudinais e transversais permite a criação de um modelo tridimensional (3D). Procurando uma metodologia de segmentação objetiva e reproduzível, desenvolveu-se um algoritmo de segmentação semiautomática do lúmen para imagens longitudinais e transversais; esta metodologia de crescimento de regiões baseia-se nas características ecogénicas dos tecidos e permite a extração do contorno do lúmen em imagens de ultrassom 2D modo-B.

Os resultados da simulação numérica do fluxo sanguíneo ilustram um comportamento hemodinâmico complexo permitindo analisar a correlação entre a fisiologia da parede da carótida e a sua influência local na hemodinâmica representando uma ferramenta computacional no diagnóstico e planeamento do tratamento da estenose carotídea.

INTRODUÇÃO

Uma das principais motivações deste trabalho é a utilização de imagens de ultrassom (US) para caracterizar o fluxo sanguíneo na bifurcação carotídea. Esta técnica imagiológica não invasiva, devido às suas propriedades não ionizantes, tem baixo custo, permite uma aquisição em tempo real e vem apresentando continuamente melhorias tecnológicas, destaca-se positivamente relativamente a outras técnicas de imagiologia vascular periférica. Uma das vantagens do US prende-se com a preocupação crescente em evitar técnicas imagiológicas com os efeitos nefastos para a saúde. A imagem de US tem sido bastante usada no diagnóstico das doenças cardiovasculares, nomeadamente na aterosclerose, fazendo parte da prática clínica. A técnica imagiológica de US Doppler permite a combinação entre informação morfológica visualizando da parede arterial e informação hemodinâmica pelo Doppler PW. Desta forma, o estudo não invasivo pelo US permite a determinação da presença ou não do processo patológico, a sua localização e quantificação, auxiliando na melhor terapêutica a ser seguida.

MÉTODOS

Os ultrassons (USs) caracterizam-se por ser ondas mecânicas, que transportam energia e se propagam longitudinalmente através de diversos meios, como uma onda de pressão pulsátil (acústica). A interação das ondas de US com o tecido estão sujeitas às leis da ótica geométrica, incluindo absorção, reflexão, refração, dispersão e interferência. Propagam-se com uma frequência superior a 20KHz, que corresponde à frequência máxima audível para os humanos. Tipicamente, os sistemas de US operam numa gama de 2-20 MHz, embora alguns se aproximem dos 40 MHz na imagiologia harmónica.

Formação da imagem de US

As imagens de US são originadas através de um padrão sequencial organizado que contém linhas acústicas ou vetores [40]. Estas linhas representam fisicamente uma gravação no tempo de ondas dispersas tridimensionais (3D) de diferentes profundidades. A formação da imagem começa pela transmissão de um pacote de pulsos que são conduzidos ao longo do eixo do vetor, onde a sua forma vai mudando de acordo com as características do meio sempre que existe uma mudança na densidade do tecido dentro da região de interesse. Essa mudança de meio faz com que o pulso se disperse por uma série de estruturas (obstáculos), localizadas a diferentes profundidades, resultando em diferentes atrasos no pulso. Os elementos piezoelétricos da sonda/transdutor de pulsos-ecos recebem as reflexões. Posteriormente determina-se a profundidade de cada estrutura, considerando uma velocidade de onda constante. A superfície do transdutor integra as ondas intercetadas anteriormente, adicionando pesos e tempos de atraso para focar e formar o feixe. Esta integração vai provocar a redução dos sinais dispersos 3D para um registo unidimensional (1D), cujo envelope é detetado resultando num envelope RF, sinal (ERF). O detetor de envelopes tira as elevadas frequências do sinal, como entrada e dá como saída o “envelope” do sinal original, por um portador de frequência de filtragem passa-baixo (Szabo, 2004).

A segmentação automática de uma imagem de US baseia-se num conjunto de técnicas matematicamente bem definidas e utiliza algoritmos de análise da intensidade de pixels individuais e das suas vizinhanças. Estes métodos nem sempre conduzem a bons resultados essencialmente devido ao ruído, à complexidade da imagem e à falta de contraste entre regiões. A utilização de técnicas semiautomáticas permite a intervenção do utilizador no sentido de minimizar os erros introduzidos pelo processo de segmentação automática.

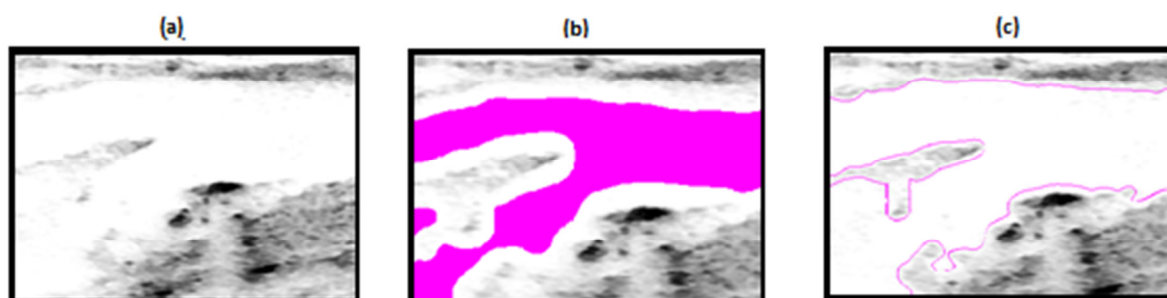


Fig. 1 - Metodologia da segmentação: (a) imagem original; (b) preenchimento do lúmen; (c) contorno final.

Uma das técnicas recentemente apresentada consiste num algoritmo de utilização das características hipoeecóicas do lúmen e da bifurcação da artéria carótida (Santos et al., 2013). A informação obtida é então utilizada para definir contornos iniciais, que correspondem um ao lúmen e o outro aos limites exteriores da bifurcação. Usando a informação das imagens segmentadas, poder-se-á inferir um modelo 3-D da bifurcação da carótida (Schulz e Rothwell, 2001; Sousa et al. 2012).

Modelação numérica do fluxo sanguíneo

Os modelos de simulação da hemodinâmica dos fluídos recorrem a métodos computacionais/ numéricos CFD utilizando tradicionalmente técnicas baseadas nos métodos de elementos finitos (MEF) ou então de volumes finitos (MVF) para solucionar as equações que governam o movimento dinâmico dos fluídos. Estes estudos permitem a simulação de campos de fluxo completos dentro de um domínio específico, em espaço e tempo. Os vetores de velocidade do fluxo, e as pressões são calculados no domínio em estudo, condicionados pelas condições de fronteira. Os modelos mais recentes incorporam as interações fluído-estrutura (FSI) para além dos fatores mecânicos (deformação e tensões). O processo típico para a implementação de uma simulação do fluxo através de imagens médicas passa pelos seguintes passos: segmentação da imagem, reconstrução do modelo 3D, geração da malha e por fim análise hemodinâmica do fluxo.

RESULTADOS

A modelação computacional baseada em imagens é capaz de simular parâmetros que não podem ser diretamente medidos ou derivados diretamente de imagens médicas desde que apresentem uma resolução aceitável, i.e., uma base de dados confiável.

A equipa de Sousa et. al (2102, 2013) tem desenvolvido vários trabalhos nesta área. No trabalho publicado em 2013, apresentou um método MEF derivado de imagens US in vivo, que estuda os fenómenos de fluxo específicos associados com a aterosclerose. O sangue foi modelado como um fluído newtoniano, isotrópico, incompressível (1060Kg/m^3), paredes rígidas e uma viscosidade constante (0.0035Kg/(m.s)). Na Figura 2 apresentam-se resultados de uma simulação do fluxo sanguíneo da bifurcação de uma artéria carótida com estenose considerando o instante em que o fluxo de entrada corresponde ao pico sistólico.

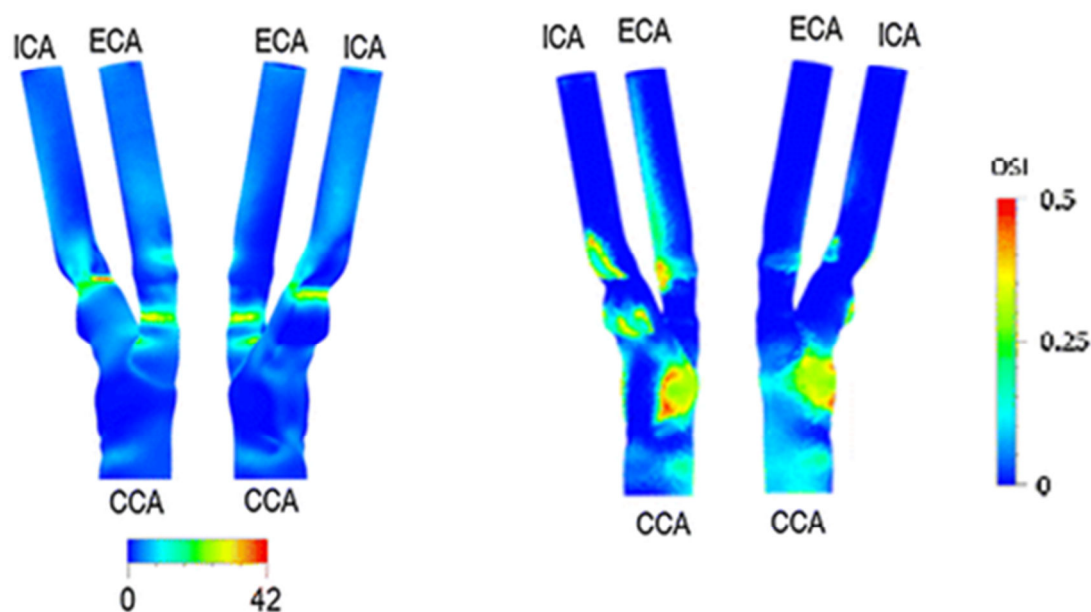


Fig. 2 - Distribuição das WSS (Pa) e do OSI.

É no pico sistólico que se registam os maiores valores de tensão de corte nas paredes (WSS) dentro da estenose e no interior da parede da artéria carótida externa ECA forçados pelos elevados gradientes de velocidade. Na zona interior da artéria carótida interna ICA encontram-se as zonas de recirculação, a separação induzida pelo vértice/pico do seio externo.

Em 2014, a mesma equipa apresentou um estudo de simulação computacional baseado em imagens de US (6 pacientes), investigando as condições hemodinâmicas que estão por detrás do diagnóstico da estenose da artéria carótida. Utilizou-se um método MEF, as condições de fluxo impostas basearam-se nas medidas de US e o sangue foi modelado num modelo de viscosidade Newtoniana sob condições pulsáteis. Os resultados mostraram elevados valores de WSS nos locais de estenose, no bolbo e nos ramos da ICA e ECA registando-se baixos valores de tempo médio de WSS (TAWSS), dependendo das particularidades de cada paciente. As regiões que correlacionam os valores de TAWSS médios ou moderados estão associadas a fluxos altamente perturbados, elevados valores do índice oscilatório (OSI) identificando regiões onde a parede do vaso é submetida a valores altos de oscilação de WSS, durante o ciclo cardíaco sugerindo uma forte ligação a mecanismos biológicos subjacentes ao desenvolvimento de doenças associadas à aterosclerose.

CONCLUSÕES

O estudo do fluxo sanguíneo na bifurcação carotídea com uma estenose ilustra um comportamento hemodinâmico complexo. Esta investigação revela que os índices hemodinâmicos permitem identificar as regiões do lúmen de fluxo anormal e também zonas de estagnação. Os resultados obtidos para as distribuições dos índices hemodinâmicos sugerem a correlação de regiões de fluxo anormal permitindo assim identificar zonas propícias ao desenvolvimento e progressão de aterosclerose.

AGRADECIMENTOS

As autoras agradecem o financiamento da FCT, Portugal, Unidade de Investigação LAETA-INEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.

REFERÊNCIAS

- [1]-Santos A, Santos R, Castro P, Azevedo E, Sousa L, Tavares J. A novel automatic algorithm for the segmentation of the lumen of the carotid artery in ultrasound B-mode images, *Expert Syst. Appl.* 2013, 40(16):6570-6579.
- [2]-Schulz UGR, Rothwell PM. Major variation in carotid bifurcation anatomy. A possible risk factor for plaque development?. *Stroke*, 2001, 32, p. 2522-2529.
- [3]-Sousa LC, Castro CF, António CAC, Chaves R. Blood flow simulation and vascular reconstruction, *J. Biomech.*, 2012, 45:2549-2555.
- [4]-Sousa L, Castro C, António C, Santos A, Santos R, Castro P, Azevedo E, Tavares J, Towards hemodynamic diagnosis of carotid artery stenosis based on ultrasound image data and computational modeling, *Med Biol Eng Comput*, 2014, vol. 52, p. 971-983.
- [5]-Szabo TL, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*, vol. xviii. Academic Press, 2004, p.2, 37, 38, 53, 54, 111.