



OPTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA DE PRÓTESES ARTERIAIS: CASO ESTACIONÁRIO

CATARINA F. CASTRO, CARLOS C. ANTÓNIO, LUÍSA C. SOUSA

Universidade do Porto

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP)

Departamento de Engenharia Mecânica

Instituto de Engenharia Mecânica (IDMEC)

Rua Dr. Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal

(Recibido 6 de noviembre de 2011, para publicación 20 de diciembre de 2011)

Resumo – Próteses artificiais são utilizadas na cirurgia de bypass para restabelecer o fluxo sanguíneo em artérias ocluídas ou severamente estenosadas. A configuração do bypass, incluindo a geometria da prótese e da anastomose, tem uma forte influência na dinâmica do fluxo sanguíneo, verificando-se por vezes a ocorrência de fenómenos de recirculação e criação de zonas de estagnação, positivamente relacionadas com a reestenose pós-cirúrgica. A optimização, utilizando técnicas de simulação numérica, pode e deve ser utilizada para encontrar soluções que garantam uma minimização dos riscos pós-cirúrgicos. A procura de geometrias de próteses optimizadas tem sido apresentada na literatura quase sempre restringida apenas a uma única função objectivo. Investigação recente para desenvolver uma nova metodologia para optimização multi-objectivo de próteses é aqui apresentada. Ao contrário das metodologias de optimização de uma única função objectivo, a solução deste problema não é um único ponto, mas sim uma família dos pontos permitindo uma selecção de acordo com a experiência do investigador em cirurgia vascular. O esquema deste trabalho de optimização multi-objectivo considera um algoritmo genético que procura geometrias sinusoidais óptimas de próteses artificiais iterando sobre resultados de um programa de elementos finitos desenvolvido para a simulação do fluxo sanguíneo. Relativamente à escolha de funções objectivo considera-se a optimização da eficiência do fluxo, minimizando a variação de pressão e ainda a minimização de zonas de ocorrência de recirculação e de estagnação. Os resultados numéricos evidenciam os benefícios da optimização da geometria da prótese antes da cirurgia do bypass arterial, minimizando zonas da recirculação e de estagnação do fluxo e diminuindo a probabilidade de restenose arterial pós-cirúrgica. Este trabalho representa o uso formal de algoritmos de optimização multi-objectivo no projecto de cirurgia hospitalar.

Palavras-chave – Técnicas de optimização, método dos elementos finitos, simulação do fluxo sanguíneo, prótese arterial.

1. INTRODUÇÃO

No sistema vascular, alterações das condições de fluxo sanguíneo em zonas de bifurcação e inversão ou em zonas de tensão de corte baixa e oscilatória, conduzem ao desenvolvimento de doenças vasculares [1-3]. Uma das doenças vasculares mais comuns é a aterosclerose, formação de placas nas paredes das artérias, provocando o espessamento e endurecimento das mesmas e consequente aparecimento de estenose arterial. A estenose arterial severa conduz a uma diminuição do fluxo sanguíneo com isquemia distal e graves consequências para a saúde. Dependendo das condições fisiológicas do paciente, o restabelecimento do fluxo sanguíneo normal pode implicar uma cirurgia de bypass na zona da artéria afectada. A configuração do bypass incluindo a geometria da prótese e da anastomose (formação cirúrgica de comunicação entre a artéria e a prótese) tem uma forte influência na dinâmica do fluxo sanguíneo, verificando-se por vezes a ocorrência de fenómenos de recirculação e criação de zonas de estagnação, fortemente correlacionados com a restenose pós-cirúrgica [1-3].

Nos últimos anos, o desenvolvimento de técnicas computacionais robustas em dinâmica dos fluídos e os avanços significativos do equipamento hospitalar, abriu novas perspectivas na área da hemodinâmica vascular [4-7].

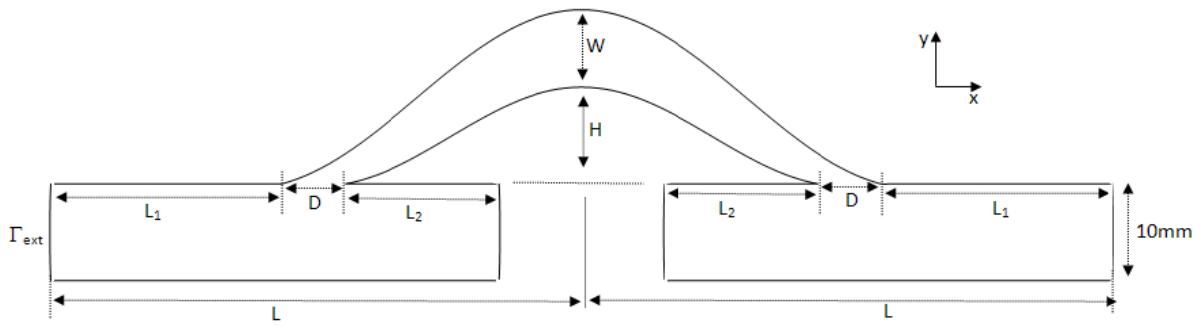


Fig. 1. Domínio computacional para a prótese arterial.

Investigação na área da aquisição da forma, juntamente com técnicas computacionais em dinâmica dos fluidos permite desenvolver programas de simulação e de optimização da cirurgia arterial de *bypass* [8-12] contribuindo para uma previsão dos resultados pós-cirúrgicos ainda na fase de pré-cirurgia.

A metodologia deste trabalho de optimização multi-objectivo considera um algoritmo genético que procura geometrias óptimas de *bypasses* iterando sobre resultados de um programa de elementos finitos desenvolvido para a simulação do fluxo sanguíneo no sistema vascular [7,13]. Considera-se, em particular, a optimização da eficiência do fluxo minimizando a variação de pressão e ainda a minimização de zonas de ocorrência de recirculação e de estagnação. Este trabalho contribui para o desenvolvimento de programas de optimização, simulação numérica e análise de dados permitindo uma investigação de ponta na optimização da configuração da cirurgia arterial de *bypass* para restabelecimento do fluxo sanguíneo.

2. SIMULAÇÃO DO FLUXO ARTERIAL

O sangue é um fluido não-Newtoniano, cuja viscosidade varia com as condições locais, apresentando valores da ordem dos 0.04 poise, 3 a 6 vezes superiores aos da água. É um fluido incompressível, com massa volúmica constante de valor médio 1.057 g/cm^3 apresentando um PH ligeiramente alcalino. O fluxo sanguíneo normal é laminar. No entanto, uma geometria arterial com curvaturas e ramificações altera as forças hemodinâmicas impostas na parede vascular, favorecendo o aparecimento de turbulência e alterando o perfil parabólico do fluxo sanguíneo. Estas alterações podem conduzir a um espessamento das paredes vasculares e a uma consequente estenose arterial [1]. Em particular, a configuração da cirurgia de *bypass*, incluindo a geometria da prótese e da anastomose, tem uma forte influência na dinâmica do fluxo sanguíneo, verificando-se por vezes fenómenos de ocorrência de recirculação e formação de zonas de estagnação, fortemente correlacionados com a restenose pós-cirúrgica [2,3].

Neste trabalho é apresentada uma aproximação do comportamento do fluxo sanguíneo num sistema de prótese arterial do tipo *bypass* colocado numa artéria apresentando uma estenose completa [8-12]. A sua simulação computacional considera um modelo bidimensional cuja geometria é apresentada na Fig. 1. A artéria é aproximada por um tubo cilíndrico de diâmetro 10 mm e a prótese apresenta uma configuração sinusoidal simétrica. As variáveis de projecto estão indicadas na Fig. 1: o diâmetro W da prótese na sua secção mais afastada da artéria, a extensão D da anastomose, ligação cirúrgica da prótese à artéria, e a altura H da parede inferior da prótese sinusoidal relativamente à parede superior da artéria. Em cada simulação os comprimentos L , L_1 e L_2 também definidos na Fig. 1, variam de acordo com o diâmetro D da anastomose, evitando assim que uma anastomose de dimensão relativamente elevada seja considerada num troço arterial muito curto, introduzindo erros numéricos elevados. Apenas são consideradas geometrias simétricas para o sistema prótese-artéria já que estudos prévios mostram que as geometrias óptimas são quase simétricas e que uma ligeira assimetria não tem uma influência significativa sobre o comportamento do fluxo sanguíneo nestes sistemas de prótese/artéria em que a artéria apresenta oclusão total [9,10].

2.1. Modelo computacional

O método de elementos finitos (MEF) permite simular computacionalmente processos complexos reais sendo utilizado em todos os ramos da engenharia. No MEF o domínio a ser analisado é dividido em sub-domínios, ou elementos finitos, os quais se interceptam num número determinado de pontos ou nós. A discretização transforma o problema contínuo de número infinito de graus de liberdade num problema discreto com um número finito de graus de liberdade, que são, em geral, os valores das variáveis de estado e as suas derivadas nos nós do sistema.

O modelo graft/artéria aqui apresentado considera uma análise bidimensional por elementos finitos utilizando dimensões e propriedades físicas realistas consideradas em aplicações hospitalares e obtidas da literatura. A malha de elementos finitos considera 2024 elementos isoparamétricos bidimensionais de quatro nós cada e o programa computacional de simulação foi desenvolvido por investigadores ligados a este projecto [7,13].

2.2. Equações do movimento

Considerando o sangue como um fluído incompressível e não-Newtoniano, utiliza-se neste trabalho um modelo dinâmico de escoamento bidimensional, estacionário, incompressível e laminar, em que a massa específica do sangue é dada por ρ , a viscosidade dinâmica dada por μ e desprezam-se os efeitos gravitacionais. Nestas condições, as equações de Navier-Stokes e de continuidade que governam o movimento do fluido são dadas no sistema de coordenadas cartesianas por:

$$\begin{aligned} \rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right) &= - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \nabla^2 u \\ \rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) &= - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \nabla^2 v \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

em que u , v e p representam respectivamente, as duas componentes do vector velocidade e a pressão em cada ponto do domínio do fluido, e em que o operador ∇^2 é definido como

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \quad (2)$$

No problema bidimensional em estudo, as paredes da artéria e do graft são consideradas rígidas e impermeáveis.

2.3. Condições fronteira

Definindo Γ como a fronteira entre fluido e paredes, as condições fronteira impostas sobre o escoamento do fluido nas paredes são condições de não escorregamento, i.e.,

$$(u, v) = (0, 0) \text{ para } (x, y) \in \Gamma \quad (3)$$

Outras condições fronteira estão ligadas com a distribuição de velocidades do fluxo na secção de entrada da artéria Γ_{ent} tal como está indicado na Fig. 1. Impõem-se um perfil de fluxo poiseuilliano completamente definido e dado por

$$(u, v) = \left(4 u_{max} \left(\frac{y}{\bar{y}} - \frac{y^2}{\bar{y}^2} \right), 0 \right) \text{ para } (x, y) \in \Gamma_{ent} \quad (4)$$

sendo u_{max} o valor máximo da velocidade na direcção longitudinal e \bar{y} a extensão máxima da fronteira Γ_{ent} na direcção transversal.

3. OPTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA DA PRÓTESE

Este trabalho representa o uso formal de algoritmos de optimização multi-objectivos num projecto de cirurgia vascular. A metodologia deste projecto de optimização considera um algoritmo genético que

procura geometrias óptimas da prótese iterando sobre simulações obtidas por um programa de elementos finitos desenvolvido para a simulação do fluxo sanguíneo.

As funções objectivo precisam ser escolhidas cuidadosamente para capturar a física do problema subjacente. As quantidades consideradas para quantificar o comportamento hemodinâmico estão geralmente relacionadas com pressão, velocidade e fluxo sanguíneo. As placas ateroscleróticas desenvolvem-se nas artérias de tamanho médio e grande. O endurecimento e, consequentemente, a perda de flexibilidade da parede arterial promove o aumento da resistência do fluxo. A eficiência do fluxo pode ser medida usando a variação da pressão no domínio em estudo. Neste projecto optou-se por optimizar a eficiência do fluxo minimizando a variação de pressão [14]. Considerando \mathbf{b} o vector das variáveis de projecto a variação de pressão é calculada:

$$\varphi_1(\mathbf{b}) = \Delta p(\mathbf{b}) = |p_{max}(\mathbf{b}) - p_{min}(\mathbf{b})| \quad (5)$$

Em artérias estenosadas criam-se zonas de baixa velocidade e simultaneamente o fluxo reverso na vizinhança da deformação aumenta, fazendo com que esta área fique mais vulnerável à formação de placas ateroscleróticas [15]. A segunda função objectivo escolhida está relacionada com a minimização da ocorrência de fluxo reverso e de zonas de estagnação ao longo do sistema artéria/prótese. Para cada geometria de prótese é identificado um domínio de ocorrência de refluxo e de zonas de estagnação, $\Omega^*(\mathbf{b})$, e a função objectivo a optimizar será

$$\varphi_2(\mathbf{b}) = \sum_{\Omega^*(\mathbf{b})} u(\mathbf{b}) \quad (6)$$

sendo u a primeira componente do vector velocidade no domínio considerado. Ao contrário das metodologias de optimização de uma única função objectivo, a solução deste problema não é um único ponto, mas sim uma família de soluções óptimas permitindo uma selecção única de acordo com a experiência do investigador.

3.1. Estratégia de optimização multi-objectivo

Em geral um problema de optimização multi-objectivo procura optimizar as componentes de um vector de funções objectivo formulado matematicamente como

$$\begin{aligned} \text{minimizar} \quad & F(\mathbf{b}) = (f_1(\mathbf{b}), \dots, f_m(\mathbf{b})) \\ \text{com as restições} \quad & \mathbf{b}^{inf} \leq \mathbf{b} \leq \mathbf{b}^{sup} \\ & g_k(\mathbf{b}) \leq 0, \quad k = 1, \dots, p \end{aligned} \quad (7)$$

em que \mathbf{b}^{inf} e \mathbf{b}^{sup} são respectivamente os limites superiores e inferiores admissíveis para as variáveis de projecto, $f_1(\mathbf{b}), \dots, f_m(\mathbf{b})$ são as funções objectivo a considerar e $g_k(\mathbf{b})$ as restrições do problema incluindo as equações de estado do problema de simulação associado.

Algoritmos genéticos multi-objectivo (MOGAs) foram sugeridos por Schaffer [16] e desde então diversos algoritmos têm sido propostos com base em processos evolucionários que procuram soluções óptimas de Pareto [17-19]. Uma estratégia MOGA consiste em transferir multi-objectivos para um único objectivo usando uma média pesada, sendo os pesos seleccionados aleatoriamente. A função objectivo a minimizar é:

$$F^*(\mathbf{b}) = \sum_{j=1}^m w_j * f_j(\mathbf{b}) \quad (8)$$

sendo os pesos w_j , $j = 1, \dots, m$ valores positivos:

$$w_j = \frac{r_j}{r_1 + \dots + r_m} \quad (9)$$

em que r_j , $j = 1, \dots, m$ são números positivos gerados aleatoriamente.

3.2. Algoritmo genético

Um algoritmo genético utiliza operadores básicos de evolução de populações para definir uma procura eficaz de soluções óptimas no espaço de um problema de optimização.

Os algoritmos genéticos são modelos computacionais inspirados na evolução da natureza, procurando potenciais soluções para um problema específico. Candidatos a soluções organizam-se numa estrutura semelhante à de um cromossoma que irão evoluir de acordo com operadores bem definidos. Neste trabalho o esquema de procura de soluções óptimas é baseado em quatro operadores suportados por uma estratégia elitista que preserva sempre um núcleo dos melhores indivíduos da população cujo material genético é transferido para as gerações seguintes [20,21]. A implementação de um algoritmo genético começa geralmente com uma população aleatória de indivíduos. A população seguinte é determinada usando os operadores genéticos: Selecção, Cruzamento, Mutação e Morte. O algoritmo inclui as seguintes etapas:

Codificação: as variáveis do projeto expressas por números reais são convertidas em números binários, que se agrupam formando um cromossoma, e cada cromossoma é considerado um indivíduo;

Inicialização: os indivíduos que constituem a população inicial são gerados aleatoriamente dentro dos intervalos de valores admissíveis;

Avaliação: o mérito de cada um indivíduo é avaliado usando uma função de mérito; os indivíduos são ordenados de acordo com o valor do seu mérito e a elite é definida pelo grupo dos melhores indivíduos;

Seleção: a selecção dos progenitores é o mecanismo que define o processo como os cromossomas são escolhidos antes de aplicar o cruzamento. Neste trabalho, usa-se um procedimento de escolha aleatória de um indivíduo da elite e outro do grupo de menor mérito. Transferência de toda a população para uma etapa intermédia à qual se vai juntar a descendência determinada pelo operador cruzamento;

Cruzamento: cada par de progenitores seleccionados vai dar origem a um único descendente. O valor de cada gene no cromossoma do filho coincide com o valor do gene correspondente a um dos pais dependendo de uma probabilidade previamente definida. Os novos indivíduos criados pelo cruzamento vão juntar-se à população original.

Mutação: a mutação é caracterizada pela alteração aleatória de uma variável de um cromossoma seleccionado aleatoriamente do grupo da elite obrigando a uma exploração de novas regiões do espaço de projecto e garantindo a diversidade da população.

Morte: após a mutação, a população ampliada é escalonada de acordo com o seu mérito. Segue-se então o apagamento das soluções piores, de baixo mérito, simulando a morte natural de indivíduos fracos. O tamanho original da população é recuperado e uma nova população é obtida; o processo evolucionário continua até que o critério de paragem seja alcançado.

Fim: verificação da condição de paragem. Se for satisfeita, o algoritmo genético termina. Caso contrário, o processo retorna à etapa de selecção.

4. RESULTADOS NUMÉRICOS

A Fig. 2 apresenta a geometria e a malha de elementos finitos considerados para a simulação idealizada do fluxo sanguíneo no sistema artéria/prótese. O programa de computador desenvolvido modelou o fluxo usando 2261 nós e 2024 elementos lineares de quatro nós impondo um fluxo que se movimenta da esquerda para a direita.

A propriedade não-Newtoniana do sangue tem um efeito hemodinâmico importante e neste trabalho a viscosidade é calculada usando a lei empírica de Casson para a sua relação com a tensão de corte de acordo com os valores introduzidos por Perktold [22]. As condições fronteira impostas sobre a velocidade do fluxo são uma distribuição parabólica de entrada e condições de não deslizamento nas paredes.

A função objectivo considerada neste exemplo de optimização é dada por

$$F^*(\mathbf{b}) = w_1 \frac{\varphi_1(\mathbf{b})}{\varphi_1^*} + w_2 \frac{\varphi_2(\mathbf{b})}{\varphi_2^*} \quad (10)$$

sendo os pesos aleatórios w_1 e w_2 definidos anteriormente na equação (9), as funções $\varphi_1(\mathbf{b})$ e $\varphi_2(\mathbf{b})$ definidas respectivamente pelas equações (5) e (6), e em que φ_1^* e φ_2^* representam os maiores valores observados para $\varphi_1(\mathbf{b})$ e $\varphi_2(\mathbf{b})$ numa pesquisa prévia de 100 valores aleatórios do vector de projecto \mathbf{b} .

Usando a função objectivo apresentada na equação (10), a função de mérito *FIT* a ser maximizada pelo algoritmo genético é dada por

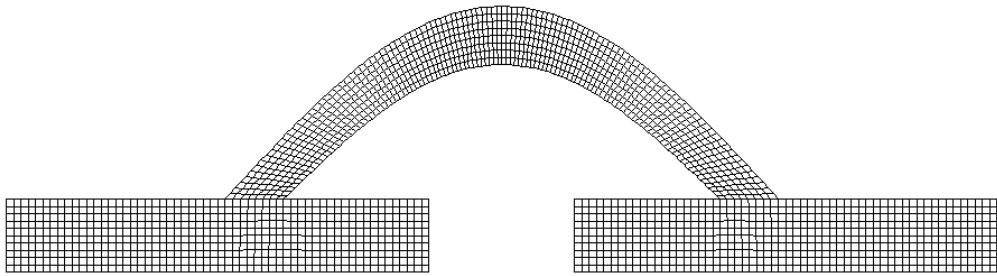


Fig. 2. Malha de elementos finitos usada na optimização da prótese arterial.

$$FIT = A - F^*(\mathbf{b}) - P \quad (11)$$

em que A é uma constante que garanta uma função FIT positiva positiva e P uma penalização para valores de vector projecto \mathbf{b} violando as restrições. Procurando um equilíbrio entre tempo de computador e a diversidade da população, os parâmetros para o algoritmo genético foram 12 e 5 para a dimensão da população e do grupo elite, respectivamente. O número de bits considerados na codificação binária para cada uma das variáveis de projeto foi 5. Foram consideradas geometrias óptimas para a prótese os indivíduos do grupo elite obtido ao fim de 200 gerações.

São aqui apresentados resultados óptimos associados a dois problemas distintos, o fluxo sanguíneo arterial apresenta velocidades diferentes e num caso a prótese apresenta um diâmetro mais estreito que a artéria e no outro caso é permitida a variação da largura W da prótese. No primeiro exemplo, o número de Reynolds considerado é baixo, $Re=150$, impondo velocidades para o fluxo sanguíneo ao longo da região central da artéria relativamente baixas, $u \approx 120$ mm/s. Neste problema de optimização, a prótese arterial é estreita, sendo o seu diâmetro fixado por $W=8$ mm. Consideram-se duas variáveis de projecto, a dimensão da junção prótese/artéria D e a altura da curva sinusoidal H , com restrições:

$$\begin{aligned} 6 \text{ mm} &\leq D \leq 14 \text{ mm} \\ 10 \text{ mm} &\leq H \leq 20 \text{ mm} \end{aligned} \quad (12)$$

A extensão da artéria e da prótese são determinadas pelas relações:

$$L_1 = \frac{15}{4}D, L_2 = \frac{10}{4}D \text{ e } L = \frac{34}{4}D \quad (13)$$

Na Fig. 3 são apresentados os valores simulados da velocidade longitudinal para uma solução óptima de parâmetros $D=13.7$ mm e $H=18.4$ mm.

A distribuição da velocidade longitudinal varia de acordo com a sua localização ao longo da artéria/prótese. Antes da anastomose proximal, o fluxo não apresenta perturbações. Dentro da prótese, a velocidade inicialmente aumenta mantendo-se, no entanto, a mesma distribuição de velocidades quando o fluido se move ao longo da prótese. Na saída da prótese após a junção distal artéria/prótese, a variação dos valores da velocidade é relativamente baixa. É interessante observar que embora a curvatura do bypass imponha variações elevadas na velocidade, a região de refluxo observado é muito pequena. As zonas de estagnação geralmente observáveis imediatamente após a anastomose distal são diminutas. Finalmente, na zona mais distal do domínio computacional, o fluido está suficientemente longe da prótese e consequentemente retoma a distribuição de velocidades inicial.

No segundo exemplo, o número de Reynolds é o dobro do anterior, $Re=300$, e as velocidades do fluxo sanguíneo ao longo da região central da artéria são $\mu \approx 230$ mm/s. Neste exemplo permitiu-se a variação do diâmetro W da prótese. São três as variáveis de projecto com as seguintes restrições:

$$\begin{aligned} 8 \text{ mm} &\leq W \leq 12 \text{ mm} \\ 10 \text{ mm} &\leq D \leq 15 \text{ mm} \\ 10 \text{ mm} &\leq H \leq 40 \text{ mm} \end{aligned} \quad (14)$$

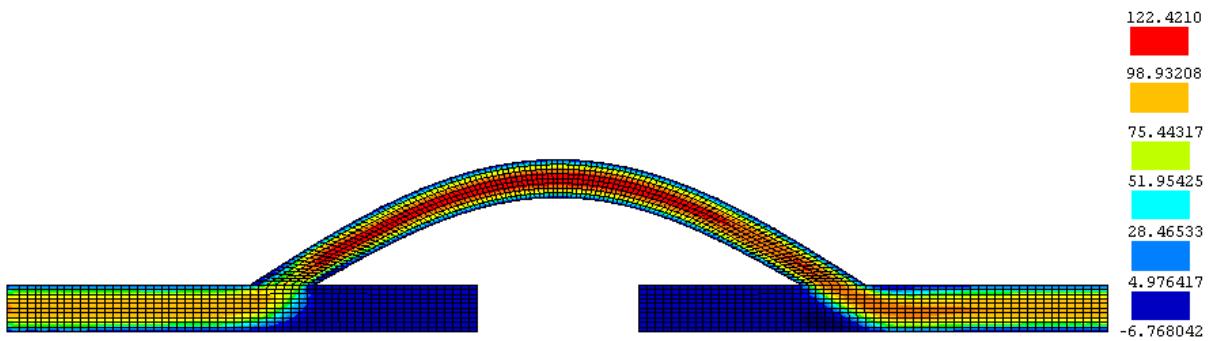


Fig. 3. Distribuição das velocidades longitudinais [mm/s] para uma geometria óptima da prótese de menor diâmetro.

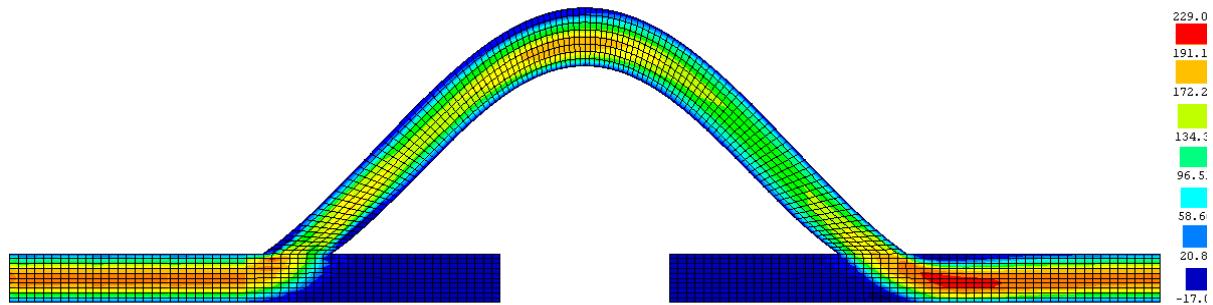


Fig. 4. Distribuição das velocidades longitudinais [mm/s] para uma geometria óptima da prótese de maior diâmetro.

e a extensão do sistema artéria-prótese é igualmente determinada pelas relações apresentadas na equação (13). Na Fig. 4 são apresentados os valores simulados da velocidade longitudinal para uma solução óptima de parâmetros $W=11.9$ mm, $D=14.1$ mm e $H=38.5$ mm.

As perturbações dos perfis de velocidades são evidentes nas regiões adjacentes às anastomoses proximal e distal. Comparando com os resultados apresentados na Fig. 3, verifica-se que o comportamento da taxa de variação das velocidades é diferente na anastomose proximal. Observa-se uma diminuição da velocidade do fluxo na entrada da prótese explicada pelo facto de a prótese apresentar um diâmetro inferior ao da artéria. Mais uma vez, apesar da curvatura do bypass induzir variações elevadas na velocidade, a região de refluxo observado é pequena e as zonas de estagnação esperadas após a anastomose distal são diminutas. Geometrias óptimas de próteses arteriais permitem minimizar zonas de refluxo e de estagnação do fluxo sanguíneo minimizando a formação de placas ateroscleróticas como consequência de intervenções vasculares cirúrgicas.

5. CONCLUSÕES

A metodologia deste projecto de optimização considera um algoritmo genético que procura geometrias óptimas da prótese iterando sobre soluções obtidas por um programa de elementos finitos desenvolvido para a simulação do fluxo sanguíneo. Ao contrário das metodologias de optimização de uma única função objectivo, a solução deste problema não é um único ponto, mas sim uma família de soluções óptimas permitindo uma selecção de acordo com a experiência do investigador. Soluções óptimas apresentam velocidades longitudinais e variações de pressão óptimas no sentido de evitar restenose pós-operatória. No entanto, a solução apresentada para o primeiro problema corresponde a uma anastomose de diâmetro 1.5 vezes superior ao diâmetro da prótese e 1.3 vezes superior ao diâmetro da artéria. Cirurgicamente pode significar uma intervenção demasiado invasiva das paredes da artéria com reticências quanto a uma evolução positiva pós-operatória. Daí a importância de analisar não apenas uma única solução óptima mas

um conjunto de soluções obtidas num espaço de dimensão múltipla. Na solução apresentada para o segundo problema, a dimensão da junção artéria/prótese foi mais restringida.

Como proposta de trabalho futuro saliente-se a optimização de próteses arteriais em condições mais realistas introduzindo a natureza pulsátil do fluxo sanguíneo arterial e as propriedades elásticas das paredes do sistema artéria-prótese.

AGRADECIMENTOS

Trabalho desenvolvido no âmbito do projeto PTDC/SAU-BEB/102547/2008 financiado pela FCT-Fundaçao para a Ciênci a e Tecnologia de Portugal.

REFERÊNCIAS

- [1] Imparato, A.M., Bracco, A., Kim, G.E., Zeff, R., “Intimal and neointimal fibrous proliferation causing failure of arterial reconstruction”, *Surgery*, **72**, 1007–1017 (1972)
- [2] Sotturai, V.S., Yao, J.S.T., Batson, R.C., Sue, S.L., Jones, R., Nakamura, Y.A., “Distal anastomotic intimal hyperplasia: histopathological character and biogenesis”, *Annals of Vascular Surgery*, **1**, 26–33 (1989)
- [3] Glagov, S., “Intimal hyperplasia, vascular modeling, and the restenosis problem”, *Circulation*, **89**(6), 2888–2891 (1994)
- [4] Su, C.M., Lee, D., Tran-Son-Tay, R., Shyy, W., “Fluid flow structure in arterial bypass anastomosis”, *Journal of Biomechanical Eng.*, **127**, 611-618 (2005)
- [5] Qiao, A., Liu, Y., “Medical application oriented blood flow simulation”, *Clinical Biomechanics*, **23**, S130–S136 (2008)
- [6] Huang, H.-W., Shih, T.-C., Liauh, C., “Predicting effects of blood flow rate and size of vessels in a vasculature on hyperthermia treatments using computer simulation”, *BioMedical Engineering OnLine*, **9**, 18 (2010)
- [7] Sousa, L.C., Castro, C.F., António, C.A., Chaves, R., “Computational Techniques and Validation of Blood Flow Simulation”, *WEAS Transactions on biology and biomedicine, ISI/SCI Web of Science and Web of Knowledge*, **4-8**, 145-155 (2011)
- [8] Abraham, F., Behr, M., Heinkenschloss, M., “Shape Optimization in Steady Blood Flow: A Numerical Study of Non-Newtonian Effects”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **8**, 127–137 (2005)
- [9] Probst, M., Lülfesmann, M., Nicolai, M., Bücker, H.M., Behr, M., Bischof, C.H., “Sensitivity of optimal shapes of artificial grafts with respect to flow parameters”, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **199**, 997-1005 (2010)
- [10] Probst, M., Lülfesmann, M., Bücker, H.M., Behr, M., Bischof, C.H., “Sensitivity of shear rate in artificial grafts using automatic differentiation”, *Int. J. Numer. Meth. Fluids*, **62**, 1047–1062 (2010)
- [11] Castro, C.F., António, C.C., Sousa, L.C., “Multi-objective optimization of bypass grafts in arteries”, *TMSi - Sixth International Conference on Technology and Medical Sciences*, Porto, Portugal, 191-196 (2010)
- [12] Castro, C.F., António, C.C., Sousa, L.C., “Optimização da geometria do bypass arterial”, *Actas do 6º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia*, Maputo, Moçambique, 1055-1056 (2011)
- [13] Sousa, L.C., Castro, C.F., António, C.A.C., “Numerical Simulation of Blood Flow”, *VipIMAGE 2009 - II ECCOMAS Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing*, 15-18, Porto, Portugal (2009)
- [14] Aragón, A.M., Wayer, J.K., Geubelle, P.H., Goldberg, D.E., White, S.R., “Design of microvascular flow networks using multi-objective genetic algorithms”, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **197**, 4399–4410 (2008)
- [15] Malek, A.M., Alper, S.L.A., Izumo, S., “Hemodynamic Shear Stress and its Role in Atherosclerosis”, *Journal of American Medical Association*, **282**, 2035-2042 (1999)
- [16] Schaffer, J.D., “Multi-objective optimization with vector evaluated genetic algorithms”, *Proceedings of the 1st International Conference of Genetic Algorithms*, 93–100 (1985)

- [17] Kim, I.Y., de Weck, O.L., “Adaptive weighted sum method for multiobjective optimization: a new method for Pareto”, *Structural and Multidisciplinary Optimization*, **31**, 105-116 (2006)
- [18] Coello, C.A.C., Lamont, G.B., Veldhuizen, D.A.V., *Evolutionary algorithms for solving multi-objective problems*, Springer, NY (2007)
- [19] Marler, R.T., Arora, J.S., “The weighted sum method for multi-objective optimization: new insights”, *Struct. Multidisc. Optim.*, **41**(6), 853-862 (2010)
- [20] Castro, C.F., António, C.C., Sousa, L.C., “Optimisation of shape and process parameters in metal forging using genetic algorithms”, *Journal of Materials Processing Technology*, **146**, 356-364 (2004)
- [21] António, C.C., Castro, C.F., Sousa, L.C., “Eliminating forging defects using genetic algorithms”, *Materials and Manufacturing Processes*, **20**, 509-522 (2005)
- [22] Perktold, K., Resch, M., Florian, H., “Pulsatile Non-Newtonian Flow Characteristics in a Three-Dimensional Human Carotid Bifurcation Model”, *ASME J. Biomech. Eng.*, **113**, 463-475 (1991)

GEOMETRY OPTIMIZATION OF ARTERIAL GRAFTS: STEADY FLOW

Abstract – Bypass surgery might require grafts to re-establish blood flow in severely stenosed or fully occluded arteries. The bypass configuration, including the geometry of graft and the anastomosis, has a strong influence on the blood flow dynamics, inducing recirculation flows and formation of stagnation zones, directly related with after-surgical restenosis. Optimization techniques coupled with numerical simulation codes can and must be used to find solutions that guarantee the minimization of after-surgical risks. Search for optimized graft geometries has been presented in the literature, most of the times, restricted only to one objective function. New research for the development of a new methodology for multi-objective optimization of grafts is presented here. In contrast to optimization methodologies of one objective function, the solutions to this problem are not a single point but a family of points, allowing a selection in accordance with the experience of the investigator in vascular surgery. The methodology of this research on multi-objective optimization considers a genetic algorithm searching optimal sinusoidal bypasses geometries iterating over simulation results obtained with a finite element method application developed for the simulation of blood flow. As objective functions it is addressed the optimization of the flow efficiency, minimizing the pressure variation and simultaneously minimizing of zones of occurrence of blood stagnation and recirculation flows. Obtained numerical results exhibit the benefits of arterial graft geometry optimization prior to bypass surgery, minimizing recirculation and stagnation zones and diminishing the after-surgical probability of arterial restenosis. This work represents the formal use of multi-objective algorithms in the optimization design of hospital vascular surgery.

Keywords – Optimization methods, Finite element method, Blood flow simulation, Arterial bypass

