

ARTIGO

Simulação da hemodinâmica em um modelo anatomicamente detalhado do sistema arterial do braço

AUTOR

Raúl Antonino Feijó

Doutor em Engenharia Mecânica, COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro. Coordenador do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Medicina Assistida por Computação Científica. Coordenador de Ciência da Computação do Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC/MCTI).

Mário Sansuke Maranhão Watanabe

Doutorando em Modelagem Computacional, Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC/MCTI).

Pablo Javier Blanco

Doutorado em Modelagem Computacional, LNCC. INCT em Medicina Assistida por Computação Científica (INCT-MACC). Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC/MCTI).

INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

A modelagem 1D do fluxo sanguíneo em vasos deformáveis revelou-se nas últimas décadas como uma forma simples e eficiente de realizar simulações hemodinâmicas nas grandes artérias devido ao baixo custo computacional e à sua capacidade de capturar o fenômeno de propagação de ondas de pressão e fluxo nas artérias ^{1,2}. Diversos trabalhos têm alcançado resultados úteis e consistentes com essa abordagem, mas sempre fazendo uso de redes arteriais simplificadas ³⁻⁶. De fato, a grande quantidade de informações necessárias para calibrar o modelo leva os autores a optarem por uma estrutura arterial mais simples, onde as artérias de pequeno calibre são suprimidas, bem como as anastomoses. Entretanto, algumas aplicações exigem que as simulações levem em conta os efeitos hemodinâmicos em redes arteriais mais complexas. Como exemplos de tais situações, podemos citar os efeitos causados na circulação da mão após a retirada da artéria radial para revascularização das artérias coronárias ⁷ ou ainda o planejamento cirúrgico para retirada de retalhos perfurantes em cirurgias reconstrutivas que devem levar em consideração o suprimento sanguíneo para os diferentes territórios vasculares ^{8,9}.

Motivados pelas considerações acima e empregando modelos 1D, os autores da presente contribuição vêm trabalhando no desenvolvimento de uma rede arterial a mais próxima possível do sistema cardiovascular humano. Assim, enquanto na literatura científica relacionada com a hemodinâmica computacional estão disponíveis modelos de árvores arteriais como o indicado na Figura 1-A que incorpora as 128 artérias mais importantes ^{1,4,5}, o modelo que estamos desenvolvendo apresenta um grau significativo de detalhamento com mais de 1.200 distritos arteriais, como pode ser visto na Figura 1-B,C e D.

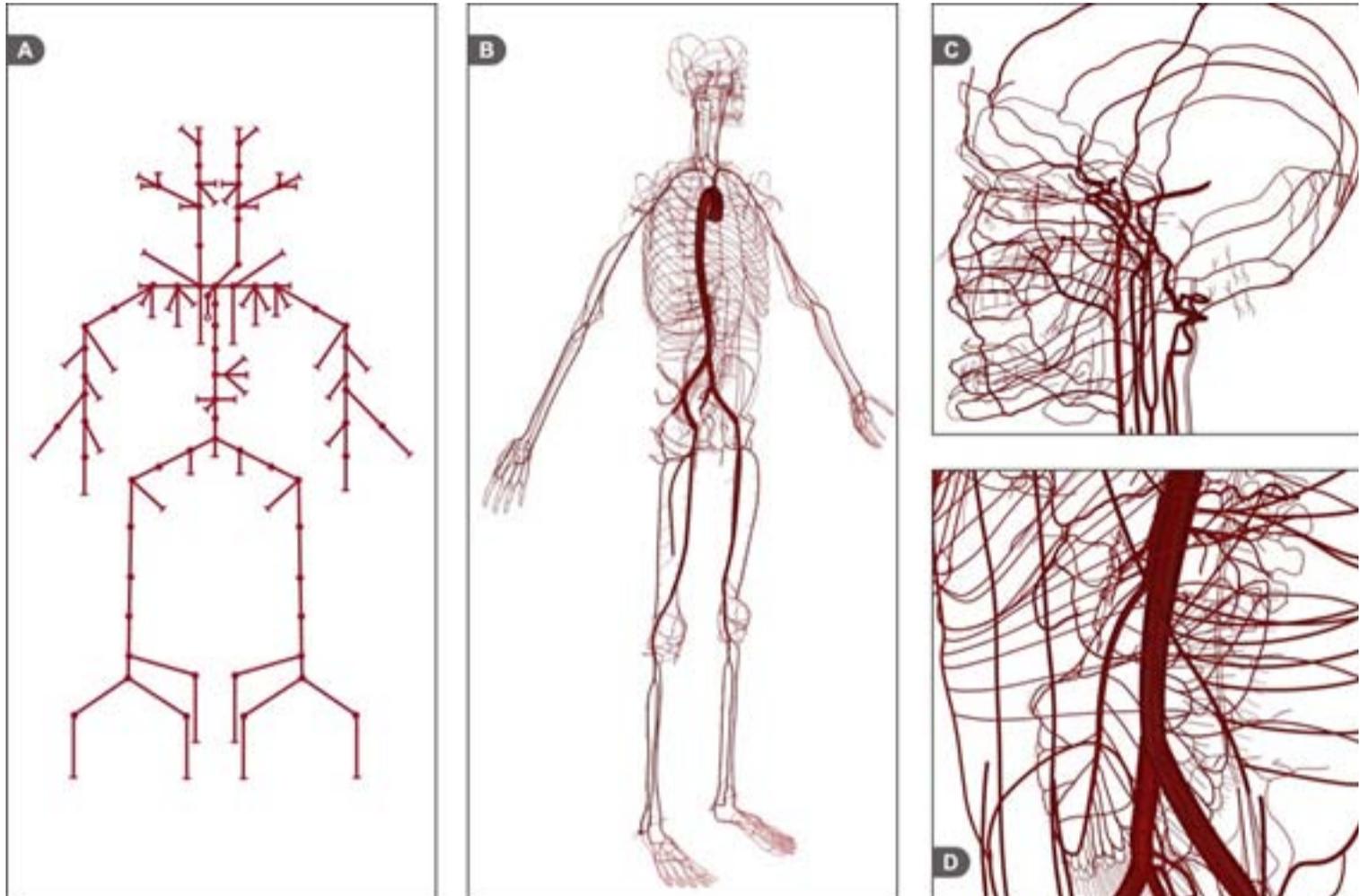


Figura 1. A: árvore arterial de Avolio (128 artérias); B: visão geral do modelo em desenvolvimento (mais de 1200 artérias); C: detalhe da rede arterial da cabeça; D: detalhe da vascularização abdominal.

A topologia da árvore assim como a localização espacial, a morfologia (comprimento, lume e espessura da parede) e as propriedades mecânicas dos tecidos que integram a parede de cada distrito arterial foram retirados da literatura médica e da literatura relacionada com a modelagem e simulação computacional do sistema cardiovascular assim como das informações anatômicas detalhadas por autores tais como F. H. Netter¹⁰, W. Dauber¹¹ e K. L. Moor et. al¹².

A calibração desta detalhada e complexa rede arterial, isto é a determinação de todos os parâmetros que governam o seu comportamento hemodinâmico, somente pode ser feita empregando técnicas computacionais próprias de problemas inversos e de caracterização de propriedades capazes de permitir a definição desta enorme quantidade de parâmetros via restrição de que o modelo forneça resultados similares aos medidos em diversas partes do sistema cardiovascular humano de um determinado paciente.

Dadas as restrições de espaço, limitamo-nos a apresentar neste trabalho o procedimento acima mencionado para apenas uma parte desta complexa rede arterial. Em particular, este trabalho foca-se na realização de simulações hemodinâmicas na rede arterial do braço fazendo uso da modelagem 1D e apresenta duas principais inovações. A primeira, sob o ponto de vista anatômico, é o alto grau de detalhamento da estrutura arterial do braço, construída com base em critérios da anatomia descritiva e cujos dados geométricos foram retirados da literatura médica. A segunda, sob a perspectiva fisiológica, é a calibração dos parâmetros responsáveis pela vascularização periférica com base em critérios bem definidos e fundamentados no conceito de artérias perfurantes e territórios vasculares. Com isso, o presente modelo da rede arterial do braço apresenta um total de 108 segmentos arteriais cujos raios internos variam desde 0,24cm na artéria axilar até 0,018cm nas artérias perfurantes. O principal objetivo foi estabelecer uma infraestrutura de dados anatômicos, geométricos e mecânicos que possibilitassem a realização de simulações hemodinâmicas em uma rede arterial complexa.

MATERIAIS E MÉTODOS

Modelo matemático dos vasos

O modelo 1D do fluxo sanguíneo em vasos deformáveis é descrito por um conjunto de equações que levam em conta a conservação da massa e do momento linear e podem ser deduzidas a partir das equações de Navier-Stokes ². Sob certas hipóteses geométricas e cinemáticas, este conjunto de equações diferenciais parciais hiperbólicas não-lineares pode ser escrito como

Eq.I

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0$$

e Eq.II

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\alpha \frac{Q^2}{A} \right) = - \frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} - 2\pi R\tau,$$

onde $A=A(x,t)$ é a área interna da seção transversal do vaso e $R=R(x,t)$ é o raio interno correspondente, $Q=Q(x,t)$ designa o fluxo, $P=P(x,t)$ é a pressão média, ρ é a densidade do sangue, $\tau=\tau(x,t)$ é a tensão de cisalhamento na parede do vaso e $\alpha=\alpha(x,t)$ é o parâmetro de aceleração convectiva definido por

$$\alpha = \frac{A}{Q^2} \int_A u^2 dA,$$

onde $u=u(r,x,t)$ é a velocidade axial escrita nas coordenadas axial e radial, respectivamente, x e r . O parâmetro α varia no intervalo $[1,4/3]$, onde $\alpha=1$ relaciona-se a um perfil de velocidade plano e $\alpha=4/3$ corresponde a um perfil de velocidade parabólico. Neste trabalho, consideramos $\alpha=1$. Além disso, $\tau=\mu du/dr|_{(r=R)} = 4\mu Q/(\pi R^3)$, onde μ é a viscosidade do sangue. As equações Eq.I e Eq.2 referem-se à conservação da massa e do momento linear, respectivamente. De modo a fechar o sistema de equações utiliza-se uma relação constitutiva que relaciona a pressão média P com a área A da seção transversal. Neste trabalho, faz-se uso de um comportamento puramente elástico para a parede arterial de tal modo que a equação constitutiva é dada por

$$P = P_o + \frac{Eh}{R_o} \left(\sqrt{\frac{A}{A_o}} - 1 \right),$$

onde E é o módulo de elasticidade de Young, h é a espessura da parede arterial e o subscrito "o" designa que as quantidades estão sendo tomadas a uma

pressão de referência P_0 . Em resumo, os parâmetros exigidos por cada vaso arterial são $\{E, h, R_0\}$, enquanto que os parâmetros gerais são $\{\rho, \mu, P_0\}$.

Modelo de bifurcações

Nas bifurcações consideram-se a conservação da massa e a continuidade da pressão. Assim, se V vasos incidem em uma bifurcação, então para a conservação da massa vale a equação

$$\sum_{i=1}^V Q_i = 0$$

enquanto que para a continuidade da pressão temos

$$P_1 = P_i, \quad \forall i = 2, \dots, V.$$

A hipótese de continuidade da pressão tem sido testada em trabalhos anteriores e fornece resultados satisfatórios em regime fisiológico e está em acordo com dados experimentais³.

Modelo de terminais

A descrição matemática do modelo exige a inclusão de modelos de terminais de modo a levar em conta os efeitos da circulação periférica, ou seja, aquela que ocorre ao nível das pequenas artérias, arteríolas e capilares. Do ponto de vista fisiológico, os terminais controlam a distribuição do fluxo sanguíneo na rede arterial. Sob a perspectiva matemática, eles atuam como condições de contorno relacionando a pressão ao fluxo em pontos terminais específicos. De modo geral, os modelos de terminais *windkessel* são empregados nas simulações 1D e

estabelecem a relação entre pressão e fluxo através de uma equação diferencial ordinária. Entretanto, neste trabalho, adotamos um modelo de terminal puramente resistivo em virtude de estarmos lidando com vasos terminais de baixo calibre onde os efeitos da complacência podem ser considerados desprezíveis. Neste caso, usamos a relação

$$Q = \frac{\Delta P}{\hat{R}}$$

onde Q é o fluxo através do terminal, ΔP é a queda de pressão nos leitos terminais e R é a resistência do terminal. Observamos que esta resistência é o único parâmetro exigido pelo modelo para caracterizar os leitos periféricos.

Estimativa de parâmetros

Como dito anteriormente, as equações do modelo 1D necessitam de parâmetros que caracterizem as propriedades geométricas e mecânicas dos vasos. Contudo, na maioria dos casos, a única informação disponível na literatura médica é o diâmetro externo das artérias. Assim, apresentam-se nesta seção as abordagens usadas para estimar o raio interno das artérias, a espessura da parede arterial e o módulo de elasticidade de Young, assumindo, deste ponto em diante que os diâmetros externos das artérias são conhecidos. Nos poucos casos em que estes dados não foram encontrados na literatura, os diâmetros externos das artérias foram estimados com base na lei das bifurcações de Murray ou na ordem de magnitude dos diâmetros das artérias circunvizinhas.

Espessura da parede do vaso

Encontra-se em (I) uma tabela com 76 valores dos raios internos das arté-

rias e as respectivas espessuras da parede para 128 segmentos arteriais. Assim, para cada um desses raios internos r , calculamos a razão h/r , onde h é a correspondente espessura da parede. Este 76 pontos foram ajustados por uma curva exponencial dada por

$$\text{Eq.3} \quad \frac{h}{r} = ae^{br} + ce^{dr}$$

onde $a=0,2802$, $b=-5,053$, $c=0,1324$ e $d=-0,1114$. Portanto, uma vez conhecido o raio interno r de cada artéria, usamos a equação Eq.3 para estimar a espessura da parede h .

Raio interno

Como dito anteriormente, a maioria dos calibres das artérias foram obtidos a partir de medidas de seus diâmetros externos. Entretanto, as equações do modelo 1D necessitam do valor do raio do lúmen arterial. Dessa forma, denotando por D o diâmetro externo de uma artéria, calculamos o valor de referência do seu raio interno r resolvendo a seguinte equação não-linear

$$\text{Eq.4} \quad 2r \left(1 + \frac{h}{r} \right) = D$$

Onde a razão h/r é dada pela equação Eq.3.

Propriedades elásticas

Encontra-se em (13) uma expressão exponencial baseada em dados empíricos para a razão Eh/r como função do raio interno das artérias, onde E é o módulo de elasticidade de Young. Com isso, o parâmetro E pode ser escrito como a seguinte função das variáveis (r,h)

$$\text{Eq.5} \quad E(r,h) = \frac{r}{h} (k_1 e^{k_2 r} + k_3)$$

onde $k_1=1,4 \times 10^7 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$, $k_2=-22,53 \text{ cm}^{-1}$ e $k_3=6,055 \times 10^5 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ são constantes. Note que a expressão definida na Eq.5 pode ser vista com uma função de uma única variável r , uma vez que vale a relação da Eq.3. Adotamos esta abordagem para estimar o módulo de elasticidade de Young ao longo de todos os distritos arteriais do braço.

Os valores de k_1 e k_3 foram levemente alterados a partir de ¹³ de modo a ajustar a amplitude sístole-diástole da pressão para valores dentro de intervalos fisiologicamente aceitáveis. Os valores originais encontrados em ¹³ foram $k_1=2,0 \times 10^7 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ e $k_3=8,65 \times 10^5 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$.

Lei das bifurcações

Para estimar o raio interno de vasos arteriais cujos valores não foram encontrados na literatura especializada, fez-se uso da lei das bifurcações de Murray ¹⁴ cuja expressão é dada por

$$r_o^3 = r_1^3 + r_2^3$$

onde r_o denota o raio do vaso pai e r_1, r_2 os raios dos vasos filhos.

Topologia da rede arterial do braço

A artéria axilar, cujo prolongamento é a artéria braquial, fornece o principal suprimento de sangue para o braço. A artéria braquial, por sua vez, cursa até a bifurcação que dá origem às artérias radial e ulnar próximo à extremidade distal do úmero. A artéria braquial e suas principais ramificações nutrem a região do braço, enquanto que as artérias radial e ulnar suprem as regiões do antebraço e da mão. Trabalhos anteriores de modelos que contém a rede arterial do braço ^{1,4,5,15} incluem apenas as estas quatro artérias principais e mais

a artéria interóssea, um importante ramo da artéria ulnar. Nestes casos, os terminais são posicionados nas extremidades distais das artérias radial, ulnar e interóssea de modo a simular os efeitos resistivos e complacentes dos leitos periféricos além desses vasos. Este procedimento interrompe prematuramente a propagação das ondas de pressão e causa perda de informação sobre as reflexões de onda nos vasos.

Como dito na introdução, construímos uma topologia arterial detalhada para o braço baseada em considerações anatômicas e fisiológicas. Esta rede arterial possui 108 segmentos dos quais 64 são as artérias relacionadas na Tabela 1 e os outros 44 são artérias perfurantes. A estrutura tridimensional dessa topologia arterial foi cuidadosamente desenhada levando em conta o curso dos vasos ao longo da estrutura óssea e muscular. Para isso, foram utilizadas referências anatômicas como, por exemplo, o *Atlas de Anatomia Humana* de Netter¹⁰, o *Dicionário Ilustrado de Anatomia de Feneis*¹¹ e o *Atlas de Anatomia Orientado à Clínica*¹². Além disso, usou-se um esqueleto digital 3D de aproximadamente 1,70m de altura para guiar o traçado do curso das artérias.

As principais anastomoses da rede arterial do braço foram incluídas de modo a levar em conta as alternativas de suprimento de sangue em regiões anatômicas como o ombro, o cotovelo, o punho e a mão. Dentre as anastomoses incluídas, citamos a rede articular do cotovelo e os arcos palmares superficial e profundo. A inclusão de anastomoses permite o uso deste modelo para realizar simulações hemodinâmicas em uma ampla variedade de situações fisiológicas e patofisiológicas de interesse. A Figura 2 apresenta algumas vistas da rede arterial ao longo do braço. A numeração encontrada nesta figura refere-se aos dados apresentados na Tabela 1.

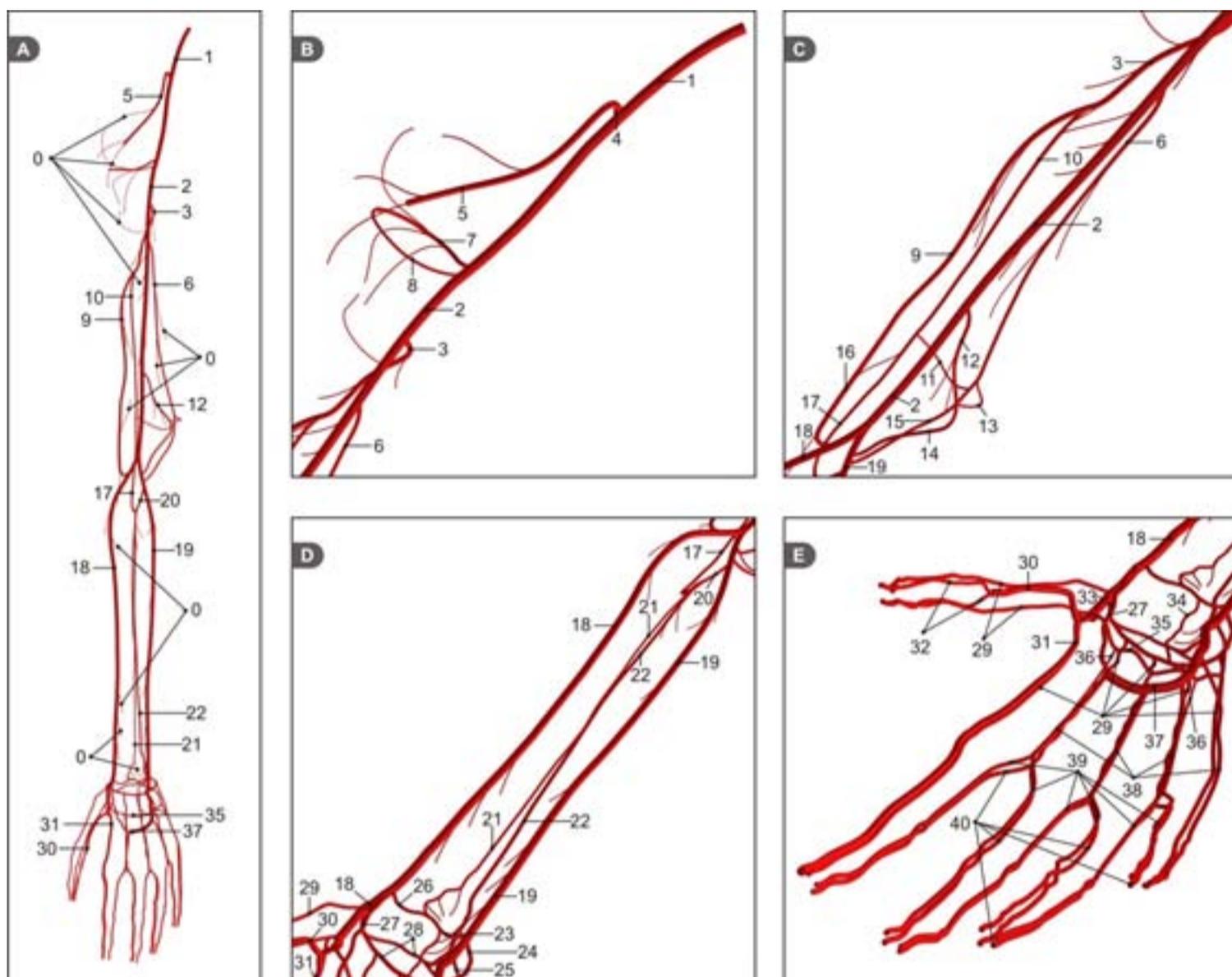


Figura 2: topologia da rede arterial do braço. A: visão geral; B: detalhe da região proximal; C: detalhe do braço; D: detalhe do antebraço; E: detalhe da mão.

Dados morfométricos

Como dito anteriormente, os diâmetros externos das artérias são os dados geométricos extraídos da literatura médica. Contudo, estas publicações são resultados de estudos realizados em diferentes espécimes e, portanto, podem ocorrer inconsistências de dados. Assim, os diâmetros selecionados da literatura para calibrar o modelo são aqueles que são consistentes com os diâmetros dos vasos circunvizinhos. Isto é, o diâmetro de um vaso pai será sempre maior ou igual aos diâmetros dos seus prolongamentos, sejam estes um único vaso ou um par de vasos originados de uma bifurcação. Por exemplo, o diâmetro da artéria axilar é maior do que o da artéria braquial e esta, por sua vez, possui

diâmetro maior que as artérias radial e ulnar que tem origem na bifurcação de sua extremidade distal. Neste sentido, os dados geométricos retirados da literatura são coerentes.

Parâmetros geométricos das artérias

A Tabela 1 apresenta os dados geométricos obtidos da literatura e após serem tratados pelas abordagens matemáticas descritas nas equações Eq.3 e Eq.4 de modo a estimar os correspondentes raios internos. Os nomes das artérias seguiram o padrão internacional de nomenclatura adotado em ¹¹. O número entre parênteses após o nome de cada artéria designa a quantidade de vezes que esse vaso ocorre na rede arterial de tal forma que a soma de todas as artérias listadas considerando as repetições deve ser igual a 64.

No.	Nome da artéria	Dex (cm)	Rin (cm)
1	Axilar (1)	0,56	0,23
2	Braquial (1)	0,51	0,208
3	Braquial profunda (1)	0,156	0,058
4	Toracoacromial (1)	0,379	0,15
5	Toracoacromial (ramo deltóideo) (1)	0,26	0,1
6	Colateral ulnar superior (1)	0,175	0,066
7	Circunflexa posterior do úmero (1)	0,275	0,106
8	Circunflexa anterior do úmero (1)	0,115	0,042
9	Colateral radial (1)	0,125	0,046
10	Colateral média (1)	0,125	0,046
11	Ramo da artéria colateral média (rede do cotovelo) (1)	0,1	0,037
12	Colateral ulnar inferior	0,145	0,054
13	Ramo da artéria colateral ulnar inferior (rede do cotovelo) (1)	0,1	0,037
14	Ramo anterior da artéria recorrente ulnar (1)	0,16	0,06
15	Ramo posterior da artéria recorrente ulnar (1)	0,16	0,06
16	Recorrente radial (1)	0,2	0,076
17	Recorrente interóssea (1)	0,1	0,044
18	Radial (1)	0,35	0,138
19	Ulnar (1)	0,357	0,141
20	Interóssea comum (1)	0,25	0,096
21	Interóssea anterior (1)	0,07	0,025
22	Interóssea posterior (1)	0,18	0,068
23	Ramo carpal palmar da artéria ulnar (1)	0,065	0,024
24	Ramo carpal dorsal da artéria ulnar (1)	0,115	0,042
25	Ramo palmar profundo da artéria ulnar (1)	0,26	0,1
26	Ramo carpal palmar da artéria radial (1)	0,075	0,027
27	Ramo palmar superficial da artéria radial (1)	0,17	0,064
28	Ramo da rede carpal dorsal (2)	0,065	0,024
29	Metacarpal dorsal (7)	0,065	0,024
30	Principal do polegar (1)	0,193	0,073
31	Radial do indicador (1)	0,153	0,057
32	Ramo da artéria principal do polegar (2)	0,155	0,058
33	Ramo carpal dorsal da artéria radial (1)	0,135	0,05
34	Rede carpal palmar (1)	0,065	0,024
35	Arco palmar profundo (1)	0,26	0,1
36	Metacarpal palmar (4)	0,065	0,024
37	Arco palmar superficial (1)	0,28	0,108
38	Digital palmar comum (4)	0,175	0,066
39	Digital palmar própria (6)	0,11	0,04
40	Digital dorsal (6)	0,052	0,019

Tabela 1: dados geométricos da rede arterial do braço. Dex: diâmetro externo; Rin: raio interno.

A Figura 3 mostra a variação resultante dos raios internos ao longo da rede arterial do braço com base nos critérios adotados. Note que esta variação é consistente em relação aos dados apresentados na Tabela 1.

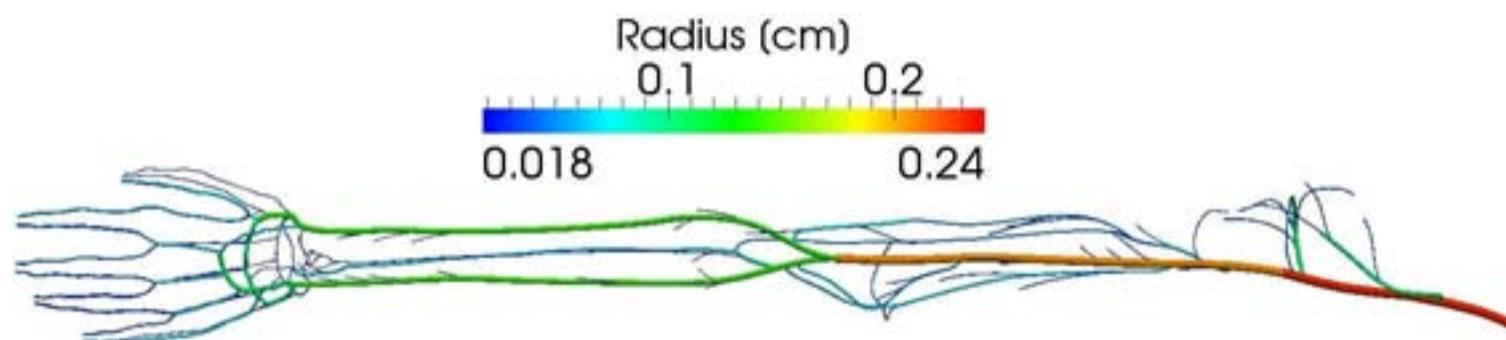


Figura 3: variação do raio interno ao longo do braço.

Por sua vez, a Figura 4 apresenta a distribuição espacial da elastina ao longo da rede arterial do braço, obtida de acordo com a abordagem anteriormente descrita.

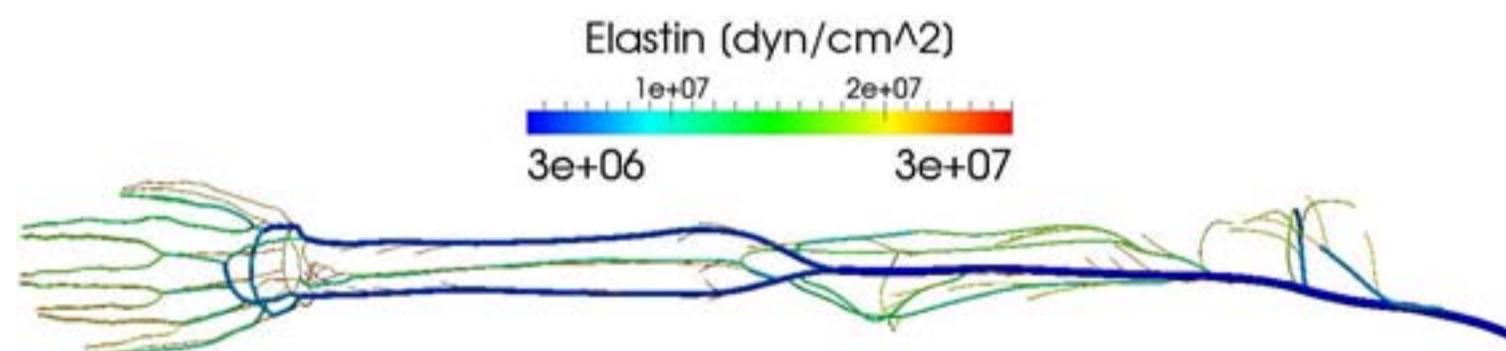


Figura 4: variação do módulo de elasticidade de Young ao longo do braço.

Suprimento de sangue para os territórios vasculares

As artérias-fonte são vasos que cursam, em geral, acompanhando a estrutura esquelética e são principalmente responsáveis pelo transporte de sangue. Como exemplos de tais vasos, podemos citar a artéria braquial que cursa paralela e próxima ao úmero, a artéria ulnar que cursa paralela à ulna e a artéria radial cuja trajetória acompanha o rádio. As artérias-fonte emitem vasos menores que distribuem o sangue através das fascias profunda e superficial.

De modo aproximado, a fascia profunda é constituída pelo tecido muscular e a fascia superficial pelo tecido adiposo e a pele. De acordo com Taylor ¹⁶, um perfurante cutâneo é qualquer vaso que se origine a partir de uma artéria-fonte e passe através da fascia profunda até alcançar a fascia superficial. Esses perfurantes cutâneos podem alcançar a fascia superficial de duas maneiras. No primeiro caso, eles emergem da artéria-fonte e passam entre os septos musculares e, no segundo caso, passam através do tecido muscular. No primeiro caso, são chamados de perfurantes septo-cutâneos e no segundo de perfurantes musculocutâneos. Entretanto, adotamos uma simplificação neste trabalho não fazendo distinção entre perfurantes septocutâneos e musculocutâneos. Assim, consideramos como perfurante qualquer vaso que se origine de uma artéria-fonte para irrigar algum território vascular, não importa se este vaso curse entre ou através do tecido muscular.

Por sua vez, consideramos como território vascular uma porção definida de músculo, gordura e pele que seja irrigada por perfurantes originados de uma determinada artéria-fonte responsável pelo suprimento sanguíneo desta porção. Ou seja, cada território vascular está associado a uma artéria-fonte. Esta abordagem está baseada em trabalhos como ^{16,17} a localização dos territórios vasculares e o conjunto de perfurantes associados. Em particular, retiramos de ¹⁸ o mapeamento dos territórios vasculares do braço, bem como as artérias-fonte correspondentes a cada um desses locais. Chen et al. identificaram que os perfurantes do braço emergem de 16 artérias-fonte e, portanto, esse membro pode ser dividido em 16 territórios vasculares. A Figura 5 mostra a distribuição dessas 16 regiões vasculares ao longo do braço.

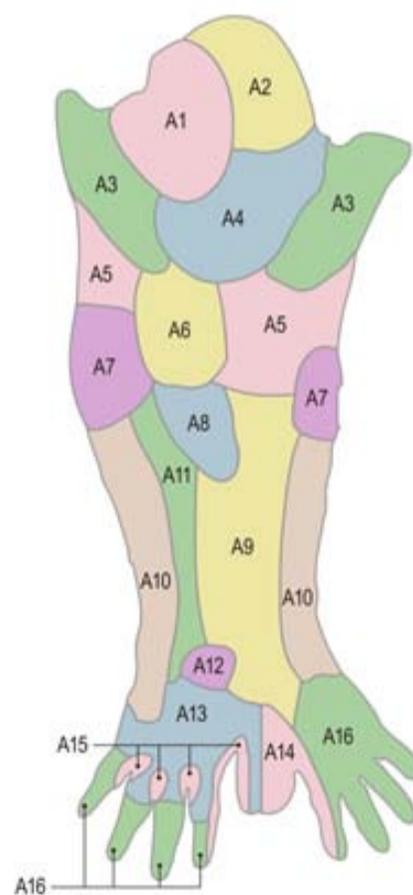


Figura 5: territórios vasculares. Adaptado de (18).

A Tabela 2 relaciona a artéria-fonte de cada território vascular, a fração de área ocupada por cada território vascular, o número de perfurantes por território e o diâmetro de cada perfurante. Os valores listados na Tabela 2 são valores médios baseados em ¹⁸ e os locais aproximados de onde emergem os perfurantes a partir das artérias-fonte foram retirados de ⁸.

Território	Artéria-fonte	Área (%)	Nº perfurantes	DEP (cm)
A1	Circunflexa posterior do úmero	7,16	3	0,1
A2	Toracoacromial (ramo deltóideo)	5,27	3	0,08
A3	Colateral ulnar superior	10,86	2	0,09
A4	Braquial profunda	7,73	4	0,07
A5	Braquial	8,39	6	0,07
A6	Colateral radial	4,74	2	0,1
A7	Colateral ulnar inferior	5,93	2	0,08
A8	Recorrente radial	2,9	2	0,07
A9	Radial	11,93	5	0,06
A10	Ulnar	11,29	7	0,06
A11	Interóssea posterior	3,86	5	0,05
A12	Interóssea anterior	0,98	3	0,05
A13	Arco dorsal e metacarpais dorsais	5,84	7	0,05
A14	Principal do polegar	2,51	4	0,11
A15	Digital palmar comum	1,81	5	0,07
A16	Arco palmar superficial	8,8	7	0,11

Tabela 2: dados principais dos territórios vasculares. DEP: diâmetro externo médio dos perfurantes.

Parâmetros dos terminais

As resistências dos terminais foram estimadas com base na massa muscular aproximada de cada território vascular. Para isso, assumimos que o percentual de área de cada território fornece uma medida do percentual da massa muscular correspondente. Com esta hipótese, os dados apresentados em ¹⁹ permitem-nos calcular a massa muscular total do braço e, por sua vez, os resultados publicados em ²⁰ permitem estimar a resistência muscular de cada

território vascular em função dessa massa. Com isso, as 16 resistências foram escaladas proporcionalmente de modo a obter resultados fisiologicamente aceitáveis em termos da pressão média. Esta abordagem para a estimativa das resistências dos territórios vasculares baseia-se na suposição de que a queda de pressão nas artérias principais é desprezível se comparada à queda de pressão nos terminais resistivos que simulam a circulação periférica. O modelo compreende um total de 67 terminais distribuídos através da rede arterial do braço.

RESULTADOS

Na realização das simulações, usou-se como condição de fronteira na entrada uma curva de fluxo variante no tempo aplicada no ponto A, conforme ilustra a Figura 7. Esta curva de fluxo de entrada corresponde ao resultado obtido na extremidade proximal da artéria axilar a partir de uma simulação apresentada em ²¹ onde se considera um modelo do sistema cardiovascular completo, embora de topologia mais simples.

Os valores dos parâmetros gerais usados nas simulações foram $\mu=0,04$ P, $\rho=1,04$ g/cm³ e $P_0=133333$ dyn/cm². O método de elementos finitos em uma formulação de quadrados mínimos foi empregado para resolver numericamente o problema. Para isso, foram utilizados elementos de comprimento $\Delta x = 0,25$ cm e passo de tempo $\Delta t = 0,0025$ s em todas as simulações. Foram simulados três ciclos cardíacos com o objetivo de alcançar o estado estabilizado do sistema. Fazendo uso desse conjunto de parâmetros, obteve-se uma satisfatória conservação da massa, com erro relativo da ordem de 0,3%.

A Figura 6 mostra uma comparação entre as curvas de pressão fornecidas em ²² e aquelas obtidas através do presente modelo. Claramente, é possível notar que o modelo consegue reproduzir as principais características de um

pulso de pressão obtido de paciente, apesar do comportamento constitutivo simples adotado no modelo e apesar da curva de fluxo de entrada não ter sido fornecida em ²².

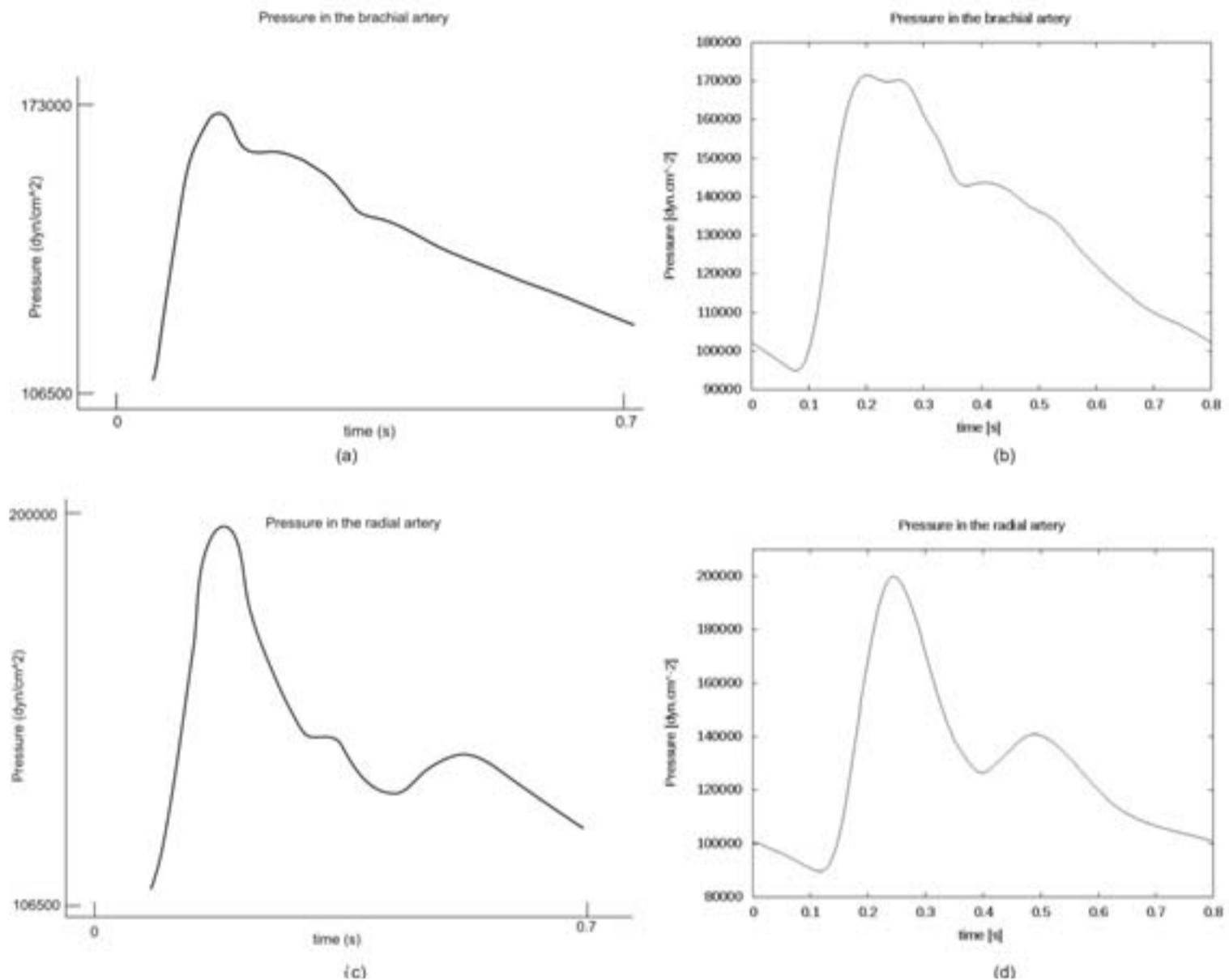


Figura 6: pressão na artéria braquial em (a) encontrada em (22) p.184 e em (b) fornecida pelo modelo. Pressão na artéria radial em (c) encontrada em (22) p.184 e em (d) fornecida pelo modelo.

A Figura 7 apresenta a curva de fluxo usada como condição de fronteira na entrada — ilustrada no ponto A desta figura — bem como as curvas de fluxo tomadas em seis pontos da rede arterial do braço. Uma característica importante do fluxo sanguíneo no braço, com importante impacto em procedimentos cirúrgicos, é a determinação da dominância das artérias radial ou ulnar no suprimento de sangue para a mão ²³. No presente modelo, obteve-se um fluxo sanguíneo médio de 0,7069 cm³/s na artéria ulnar, enquanto que na artéria

radial o valor obtido foi $0,6627 \text{ cm}^3/\text{s}$. Assim, a artéria ulnar prevalece sobre a radial no suprimento de sangue para o punho e a mão, que é a ocorrência mais comum encontrada na prática.

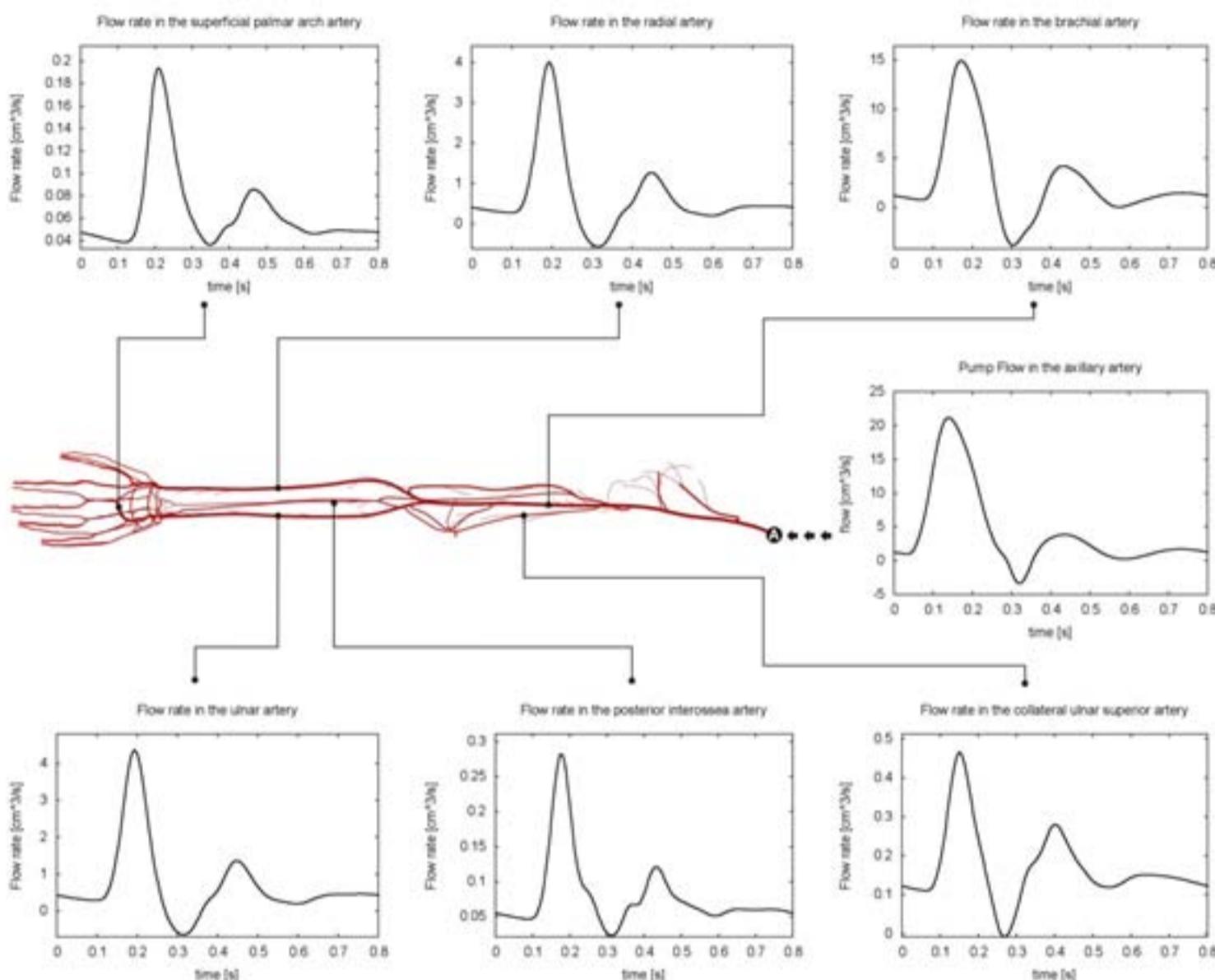


Figura 7: curvas de fluxo em diferentes pontos da rede arterial do braço.

Como dito anteriormente, a estimativa da resistência dos terminais é estritamente válida para um regime de escoamento não-viscoso em que não ocorrem quedas de pressão nos vasos arteriais. Embora seja uma boa aproximação, esta situação claramente não se aplica a este modelo. Dessa forma, a Tabela 3 apresenta uma comparação entre o fluxo esperado em cada território vascular de acordo com os dados fornecidos na Tabela 2 e o fluxo obtido através das simulações numéricas, considerando dois casos: (i) simulação em

estado estacionário e (ii) simulação transiente. A diferença observada deve-se à impedância dos vasos que não foi considerada na estimativa dos dados apresentados na Tabela 2. Observe que a diferença entre o fluxo esperado e o fluxo obtido no caso estacionário é menor do que aquele obtido no caso variante no tempo. Estabelecendo uma analogia com modelos lineares, podemos afirmar que esta diferença resulta da impedância adicional incorporada pelos efeitos da inércia do sangue e da distensibilidade dos vasos.

<i>Território</i>	<i>FE [cm³/s]</i>	<i>FOE [cm³/s]</i>	<i>FOT [cm³/s]</i>
<i>A1</i>	0,25791	0,269581	0,28635
<i>A2</i>	0,18228	0,187478	0,202567
<i>A3</i>	0,508622	0,502985	0,528555
<i>A4</i>	0,28638	0,297155	0,300144
<i>A5</i>	0,323466	0,334631	0,357215
<i>A6</i>	0,165338	0,169642	0,161771
<i>A7</i>	0,205682	0,20777	0,220974
<i>A8</i>	0,118084	0,119136	0,127546
<i>A9</i>	0,61942	0,623865	0,664388
<i>A10</i>	0,551257	0,554456	0,590978
<i>A11</i>	0,14089	0,139425	0,146602
<i>A12</i>	0,082944	0,078748	0,071208
<i>A13</i>	0,20244	0,180975	0,065835
<i>A14</i>	0,109836	0,107375	0,102361
<i>A15</i>	0,09664	0,093751	0,077699
<i>A16</i>	0,348817	0,340065	0,329007

Tabela 3: comparação dos fluxos nos territórios vasculares. FE: fluxo esperado; FOE: fluxo obtido no caso estacionário; FOT: fluxo obtido no caso transiente.

Modelagem dimensionalmente heterogênea

A modelagem dimensionalmente heterogênea tem sido utilizada em uma ampla variedade de aplicações para revelar padrões do fluxo sanguíneo em locais específicos e suas relações com a hemodinâmica global nas vizinhanças desses locais^{15,24-27}. Nesta seção, fizemos uso do modelo anatomicamente detalhado da rede arterial do braço para estudar o fluxo sanguíneo em uma região de bifurcação. Para conhecer as metodologias numéricas empregadas na solução das equações 3D de Navier-Stokes em vasos complacentes e seu acoplamento com o modelo 1D, o leitor interessado pode consultar as referências^{21,28,29}.

Os parâmetros geométricos e mecânicos empregados no modelo 3D são compatíveis com os mesmos utilizados no modelo 1D, em cuja estrutura topológica se encaixa. A bifurcação sob análise é a ramificação da artéria braquial nas artérias radial e ulnar. Além disso, incluem-se na estrutura 3D partes dos ramos anterior e posterior da artéria ulnar recorrente, bem como os ramos que fazem a comunicação com a artéria interóssea comum e a artéria radial recorrente. Estas artérias estão referenciadas na Figura 2 e na Tabela 1. A Figura 8 mostra a localização do modelo 3D da bifurcação posicionada na estrutura da rede arterial 1D e os resultados das simulações em termos de pressão e fluxo nas interfaces de acoplamento. O fluxo positivo é sempre definido no sentido proximal-distal. Note a mudança na forma das ondas de pressão resultantes da distensibilidade dos vasos. Lembremos que a distribuição de fluxo é principalmente determinada pelos parâmetros resistivos que caracterizam os territórios vasculares.

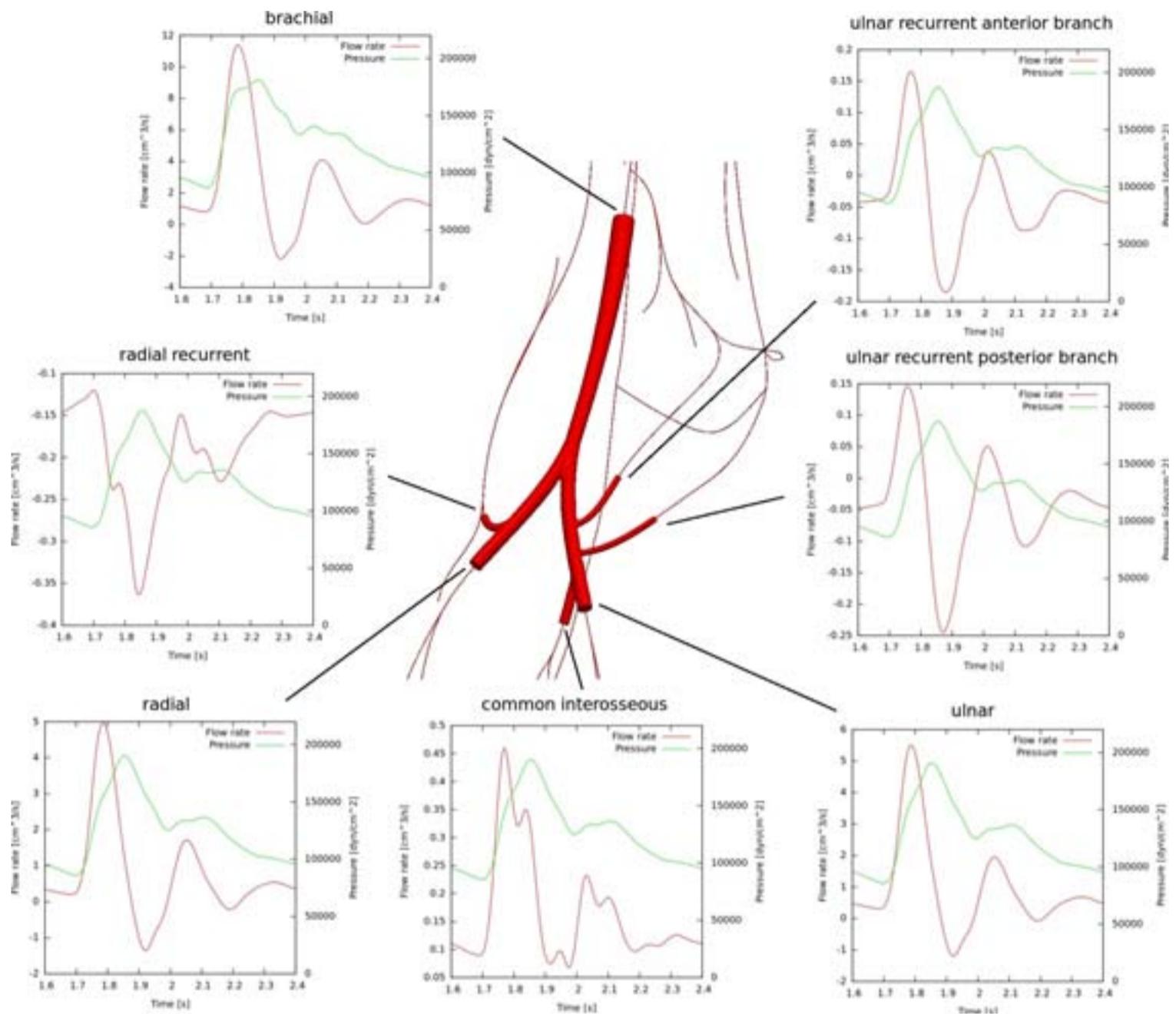


Figura 8: pressão e fluxo nas interfaces de acoplamento entre os modelos 3D e 1D.

O campo de pressão na geometria 3D é apresentado na Figura 9 em quatro instantes do ciclo cardíaco. Observe a inversão do gradiente de pressão logo após a sístole. Esta mudança na direção do gradiente de pressão é responsável pela presença de perfis de velocidade do tipo Womersley durante a diástole, como pode ser observado na mesma figura. Além disso, é possível notar o padrão altamente complexo do fluxo sanguíneo durante todo o ciclo cardíaco nos trechos das artérias recorrente ulnar anterior e posterior. Este padrão complexo não é capturado quando usamos apenas a modelagem 1D. Entretanto, sua existência pode interferir nas características do fluxo sanguíneo em pequenas

artérias e nas proximidades das bifurcações, como pode ser observado na Figura 8. Nesta figura, é possível notar ainda que o fluxo médio nesses ramos da artéria ulnar é negativo (na saída da bifurcação 3D), evidenciando que esses são ramos anastomóticos naturais presentes na região do cotovelo.

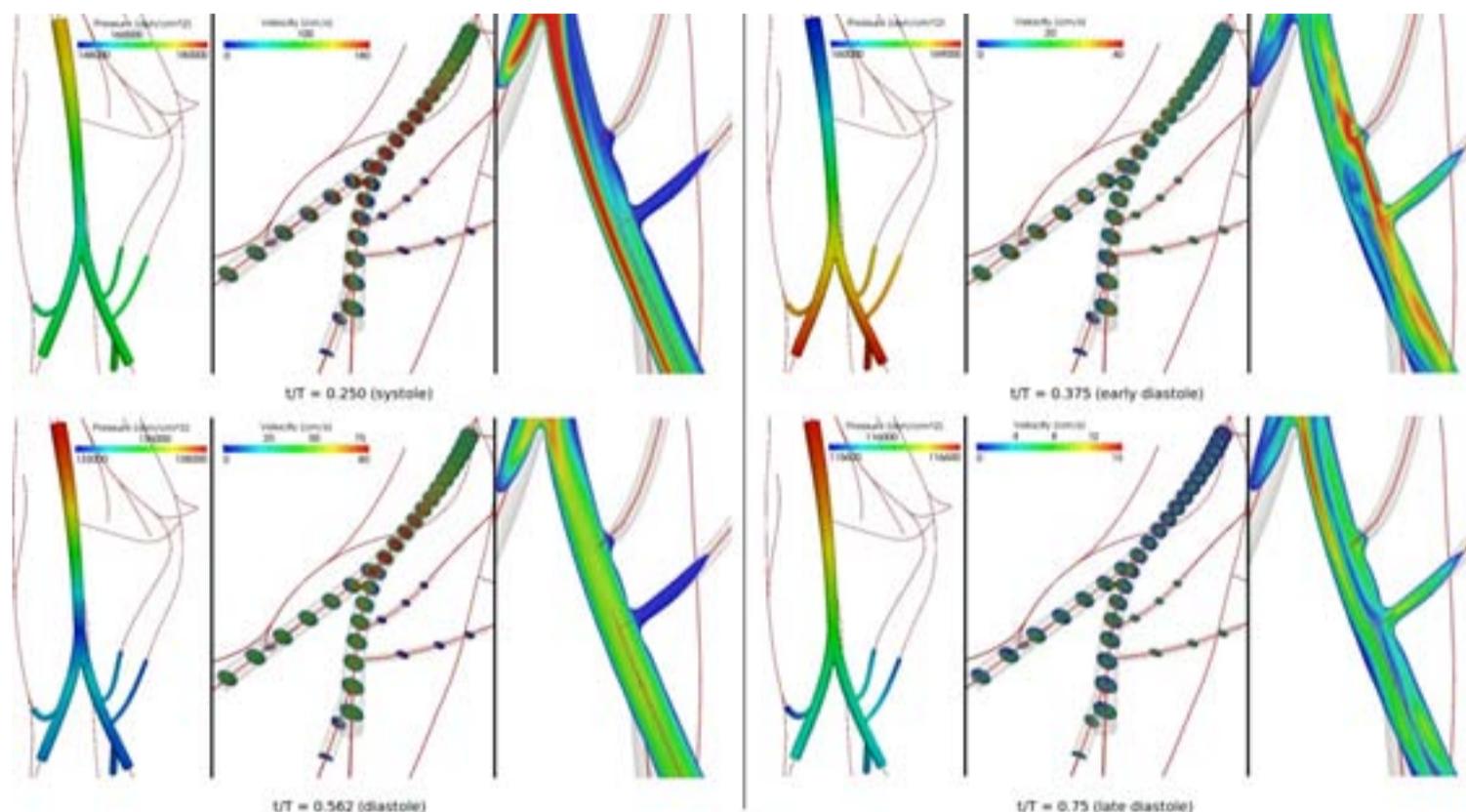


Figura 9: pressão e perfis de velocidade em diversos locais e diferentes instantes de tempo do ciclo cardíaco, além de detalhes do campo de velocidade na artéria ulnar e seus ramos recorrentes.

DISCUSSÃO

Existe uma variedade de situações na prática médica que exigem um modelo detalhado do sistema cardiovascular. Como mencionado, o suprimento principal de sangue para o antebraço e para a mão é fornecido pelas artérias radial e ulnar. Contudo, de acordo com ²³, existe uma ampla variação entre indivíduos no que diz respeito à dominância radial-ulnar e isto implica em diferentes efeitos hemodinâmicos na circulação do antebraço e da mão. Na maioria dos casos (55%), o fluxo na artéria ulnar prevalece sobre aquele na artéria radial ²³. Apesar disso, em casos de danos por acidente ou retirada da artéria radial em determinados procedimentos cirúrgicos, pode ocorrer uma isquemia na mão.

Este é um exemplo para o qual a possibilidade de realizar simulações levando em conta diferentes arranjos entre as conexões arteriais pode conduzir a um melhor entendimento das possíveis alterações hemodinâmicas na rede arterial. De fato, na ausência da artéria radial, uma estrutura topológica detalhada dos vasos arteriais permitiria quantificar o aumento de fluxo na artéria ulnar remanescente bem como conhecer como o fluxo passa a ser distribuído para a mão através dos arcos palmares superficial e profundo. Mais ainda, podem ocorrer algumas sequelas neurológicas, como anormalidades motoras em diferentes áreas da mão, como consequência da falta de um suprimento adequado de sangue para os nervos próximos à região onde ocorreu a intervenção cirúrgica. O presente modelo fornece uma infraestrutura apropriada para tornar possíveis essas quantificações, que serão tema de trabalhos futuros.

CONCLUSÃO

Neste trabalho, desenvolvemos um modelo anatomicamente detalhado da rede arterial do braço. A calibração dos parâmetros geométricos e mecânicos foi realizada seguindo critérios anatômicos e fisiológicos. Além disso, para estimar as resistências dos terminais, que simulam os efeitos hemodinâmicos dos leitos periféricos, levaram-se em conta as características fisiológicas dos territórios vasculares. As curvas de pressão obtidas através das simulações numéricas estão em conformidade com os dados de pacientes, obtidos da literatura. Em virtude do alto detalhamento da topologia arterial, a estrutura desse tipo de modelo presta-se como um laboratório para simulações dos resultados hemodinâmicos de possíveis procedimentos como cirurgia reconstrutiva, entre outros. De fato, sua aplicação para estudo dos efeitos resultantes da retirada da artéria radial para revascularização das coronárias está sendo objeto de um trabalho em andamento. Finalmente, a realização da modela-

gem dimensionalmente-heterogênea permite explorar e analisar localmente o comportamento hemodinâmico 3D em regiões de interesse. Neste trabalho, apresentamos esta análise para o estudo do fluxo sanguíneo na bifurcação da artéria braquial que origina as artérias radial e ulnar. Com isso, acreditamos que modelos detalhados como o presente permitem realizar simulações da dinâmica cardiovascular em condições fisiológicas e anatômicas mais realistas.

REFERÊNCIAS

1. Avolio AP. Multi-branched model of the human arterial system. *Medical & biological engineering & computing*. 1980 Nov;18(6):709–18.
2. Hughes TJR, Lubliner J. On the one-dimensional theory of blood flow in the larger vessels. *Mathematical Biosciences*. 1973;18(1-2):161–70.
3. Alastruey J, Khir AW, Matthys KS, Segers P, Sherwin SJ, Verdonck PR, et al. Pulse wave propagation in a model human arterial network: Assessment of 1-D visco-elastic simulations against in vitro measurements. *Journal of biomechanics*. 2011;44(12):2250–8.
4. Reymond P, Merenda F, Perren F, Rüfenacht D, Stergiopoulos N. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*. 2009;297(1):H208–22.
5. Stergiopoulos N, Young DF, Rogge TR. Computer simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses. *Journal of biomechanics*. 1992;25(12):1477–88.

6. Wang JJ, Parker KH. Wave propagation in a model of the arterial circulation. *Journal of biomechanics*. 2004;37(4):457-70.
7. Knobloch K, Tomaszek S, Lichtenberg A, Karck M, Haverich A. Long-term palmar microcirculation after radial artery harvesting: an observational study. *The Annals of thoracic surgery*. 2006;81(5):1700-7.
8. Sauerbier M, Unglaub F. Perforator flaps in the upper extremity. *Clinics in plastic surgery*. 2010;37(4):667-76.
9. Wavreille G, Bricout J, Mouliade S, Lemoine S, Prodhomme G, Khanchandani P, et al. Anatomical bases of the free posterior brachial fascial flap. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*. 2010;32(4):393-9.
10. Netter FH. *Atlas of Human Anatomy*. 5th ed. Elsevier; 2011.
11. Dauber W. *Pocket Atlas of Human Anatomy by Feneis*. 5th ed. Thieme; 2007.
12. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Clinically Oriented Anatomy*. 6th ed. Wolters Kluwer; 2010.
13. Olufsen MS. Structured tree outflow condition for blood flow in larger systemic arteries. *The American journal of physiology*. 1999;276(1 Pt 2):H257-68.
14. Sherman TF. On Connecting Large Vessels to Small The Meaning of Murray's Law. *Journal Of General Physiology*. 1981.
15. Urquiza S, Blanco PJ, Vénere M, Feijóo RA. Multidimensional modelling for the carotid artery blood flow. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2006;195(33-36):4002-17.
16. Taylor G. The angiosomes of the body and their supply to perforator flaps. *Clinics in Plastic Surgery*. 2003;30(3):331-42.
17. Morris SF, Tang M, Almutari K, Geddes C, Yang D. The anatomic basis of perforator flaps. *Clinics in plastic surgery*. 2010;37(4):553-70.

18. Chen S, Xu D, Tang M, Ding H, Sheng W, Peng T. Measurement and analysis of the perforator arteries in upper extremity for the flap design. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*. 2009;31(9):687–93.
19. Holzbaur KRS, Murray WM, Gold GE, Delp SL. Upper limb muscle volumes in adult subjects. *Journal of biomechanics*. 2007;di:742–9.
20. Mahabir RC, Williamson JS, Carr NJ, Courtemanche DJ. Vascular resistance in human muscle flaps. *Annals of plastic surgery*. 2001;47(2):148–52.
21. Blanco PJ, Feijóo RA, Urquiza S. A unified variational approach for coupling 3D–1D models and its blood flow applications. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2007;196(41-44):4391–410.
22. O'Rourke MF, Nichols WW. *McDonald's Blood Flow in Arteries - Theoretical, Experimental and Clinical Principles*. 4th ed. Arnold; 1998.
23. Trager S, Pignataro M, Anderson J, Kleinert JM. Color flow Doppler: imaging the upper extremity. *The Journal of hand surgery*. 1993;18(4):621–5.
24. Blanco PJ, Pivello MR, Urquiza S, Feijóo RA. On the potentialities of 3D-1D coupled models in hemodynamics simulations. *J. Biomech*. 2009;42:919–30.
25. Blanco PJ, Urquiza S, Feijóo RA. Assessing the influence of heart rate in local hemodynamics through coupled 3D-1D-0D models. *Int. J. Num. Meth. Biomed. Engng*. 2010;26:890–903.
26. Formaggia L, Nobile F, Quarteroni A, Veneziani A. Computing and Visualization in Science Regular article Multiscale modelling of the circulatory system : a preliminary analysis. 1999;83:75–83.
27. Kim HJ, Vignon--Clementel IE, Figueroa CA, \textLaDisa JF, Jansen KE, Feinstein JA, et al. On coupling a lumped parameter heart model and a three-dimensional finite element aorta model. 2009;37:2153–69.

28. Blanco PJ, Leiva JS, Feijóo RA, Buscaglia GS. Black-box decomposition approach for computational hemodynamics: One-dimensional models. *Comp. Meth. Appl. Mech. Engrg.* 2011;200:1389–405.
29. Leiva JS, Blanco PJ, Buscaglia GC. Partitioned analysis for dimensionally-heterogeneous hydraulic networks. *SIAM Multiscale Modeling and Simulation.* 2011;9:872–903.