

## بررسی اثر گرفتگی رگ بر میزان تنش وارده بر دیواره آن

فاطمه بهادری\*<sup>+</sup>، نجیبه علیزاده

دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه، ایران

مجید حاجی حسینلو

ساختمان پزشکان دکتر همدانچی، خیابان خیام شمالی، ارومیه، ایران

**چکیده:** جریان خون و خون رسانی به بافت‌های گوناگون بدن، در زمره‌ی حیاتی‌ترین فرایندها در بدن موجودهای زنده می‌باشد. سرعت و فشار خون در رگ‌ها افزون بر توانایی پمپاژ قلب، به قطر رگ، انعطاف پذیری، گرفتگی و یا نبود گرفتگی رگ‌ها نیز بستگی دارد. بررسی رفتار و چگونگی حرکت سیال درون رگ‌ها به طور معمول با استفاده از روش‌های پزشکی انجام می‌پذیرد. با این وجود، پیشرفت روش‌های محاسباتی، امکان بررسی پدیده‌های گوناگون از جمله چگونگی حرکت خون در رگ‌ها را میسر می‌سازد. در این پژوهش، با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی (CFD)، یک رگ خونی با دیواره سخت و گرفتگی متقارن مورد بررسی قرار گرفته است. معادله‌های حاکم بر سرعت حرکت خون، تنش‌های وارده بر دیواره رگ و چگونگی عبور گلبول‌های قرمز در دو حالت عادی و با حضور لخته مورد بررسی قرار گرفته است. نتیجه‌های شبیه‌سازی نشان می‌دهد که حضور لخته در خون، به شدت سرعت، فشار و تنش را به‌ویژه در محل گرفتگی افزایش می‌دهد که این امر می‌تواند منجر به آسیب دیدن یا پارگی رگ در محل گرفتگی شود.

**واژه‌های کلیدی:** رگ؛ گرفتگی؛ لخته؛ تنش.

**KEYWORDS:** Vessel; Stenosis; Clot; Shear stress.

### مقدمه

شبیه‌سازی شده است [۷-۱۰]. شبیه‌سازی رگ‌های خونی به دو روش انجام می‌گیرد. در روش اول فرض می‌شود که رگ از دیواره محکم و غیر قابل انعطاف تشکیل شده است و در برابر تغییرهای فشار و دما، واکنشی نشان نمی‌دهد [۱۱-۱۵]؛ در حالت انعطاف پذیر، دیواره رگ تحت تأثیر تغییرهای فشار می‌تواند تغییر شکل دهد. با وجود دقیق‌تر بودن روش دوم، تقریب دیواره رگ به صورت انعطاف ناپذیر برای پیش بینی نحوه حرکت خون به صورت گسترده در شبیه‌سازی‌ها استفاده شده است. دلیل آن پیچیده بودن

در سال‌های اخیر، روش‌های محاسبه‌های ریاضی به طور گسترده‌ای برای شبیه‌سازی عملکرد ارگان‌های داخلی بدن مورد استفاده قرار گرفته است که بر مبنای این محاسبه‌ها، دستگاه‌های پزشکی مورد استفاده در پیش بینی یا مداوای بیماری‌ها به سرعت تکامل یافته‌اند [۱-۳]؛ تا جایی که هم اکنون برخی جراحی‌های حساس، با کنترل‌گرهای کامپیوتری، دقیق‌تر انجام می‌گیرد [۴-۶]. افزون بر این، با استفاده از روش‌های محاسباتی، جریان خون در رگ‌ها و چگونگی خون‌رسانی به بافت‌های بیمار یا مستعد بیماری

\*عهده دار مکاتبات

+E-mail: F.Bahadori@che.uut.ac.ir

### روش حل

به منظور بررسی حرکت خون و لخته در رگ دارای گرفتگی جزئی، یک رگ به قطر ۶ میلی‌متر و طول ۱۰ سانتیمتر انتخاب شد. در فاصله ۴ سانتیمتری از ورودی این رگ یک گرفتگی متقارن به قطر ۲ میلی‌متر وجود دارد. هندسه رگ مورد نظر توسط نرم افزار گمبیت تولید شد. گسسته‌سازی هندسه ایجاد شده توسط مش‌های مستطیلی به تعداد ۱۹۸۲ عدد انجام گرفت. ساختمان رگ به صورت دوبعدی و متقارن در نظر گرفته شد. برای تمام دیواره‌ها شرط Wall، برای ورودی Velocity inlet و برای خروجی Pressure Outlet اعمال شد. شکل ۱ هندسه رگ و شرایط مرزی و ویژگی‌های آن را نشان می‌دهد.

پس از ایجاد هندسه، ساختمان رگ شبیه‌سازی شده به نرم افزار فلوئنت ارسال شد تا حرکت خون درون رگ دچار گرفتگی جزئی شبیه‌سازی شود. به این منظور، در مرحله اول خون بدون حضور لخته وارد رگ شده و حرکت آن مورد بررسی قرار گرفت. در مرحله دوم خون دارای ۰/۰۱٪ لخته خون، وارد رگ شده و حرکت، توزیع غلظت و میزان تنش‌های وارده بر دیواره مورد بررسی قرار گرفت. سرعت ورودی در هر دو حالت برابر ۰/۲ متر بر ثانیه بوده است. در این مدل سازی، خون یک سیال نیوتونی با گرانشی Pa.s ۰/۰۴ و دانسیته  $1120 \text{ kg/m}^3$  در نظر گرفته شده است. قطر ذره‌های لخته نیز ۲۰ میکرون، چگالی  $1030 \text{ kg/m}^3$  و گرانشی Pa.s ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است [۲۶، ۲۷].

### نتیجه‌ها و بحث

شکل ۲ تغییرهای سرعت را درون رگ نشان می‌دهد. همان‌گونه که از شکل ۲ مشخص است سرعت جریان در قسمت تنگی مجرا به صورت چشمگیری افزایش یافته است. دلیل این امر، عبور شدت جریان مشخص از یک مجرای باریک تر می‌باشد. شکل ۳ پروفیل سرعت را در خط مرکزی یک رگ دارای گرفتگی نشان می‌دهد. همان‌گونه که انتظار می‌رود، در قسمت گرفتگی، به دلیل کاهش سطح مقطع عبور جریان، سرعت حرکت خون به شدت افزایش می‌یابد. این امر تا زمانی درست است که گرفتگی کامل ایجاد نشده و خون قادر به عبور از محل گرفتگی باشد. افزون بر این، شکل ۳ نشان می‌دهد که پس از عبور از محل گرفتگی، سرعت سیال تا حد زیادی به مقدار اولیه آن باز می‌گردد که با توجه به اتلاف‌های صورت گرفته در محل گرفتگی، مقدار سرعت، اندکی کاهش می‌یابد. این کاهش برای حالتی که لختگی در خون وجود دارد، بیش تر می‌باشد.

شبیه‌سازی همزمان جریان خون و تغییر شکل دیواره می‌باشد. وجود انشعاب‌ها در رگ‌ها پیچیدگی‌های شبیه‌سازی را افزایش می‌دهد [۱۹-۱۶]. افزون بر این، سرعت حرکت خون در رگ‌های کوچک تحت تأثیر تغییر شکل دیواره، به صورت چشمگیری تغییر نمی‌کند [۲۰]. با این وجود، تغییر شکل رگ‌های بزرگ مانند آئورت بر سرعت حرکت خون تأثیر گذار می‌باشد [۲۳-۲۱]. افزون بر این، در صورت وجود تنگی شدید در رگ، دیواره قادر به حرکت نخواهد بود [۲۴]. نظر به اهمیت رگ‌های بزرگ مانند آئورت در خون رسانی، وجود گرفتگی جزئی در این رگ‌ها ممکن است عملیات خون رسانی را با مشکل روبه‌رو کرده و سلامت فرد به خطر بیفتد. همچنین؛ حضور لخته در جریان خون می‌تواند به دیواره رگ تنش برشی چشمگیری وارد کند و بخشی از دیواره رگ دچار آسیب دیدگی و تخریب شود. حضور توامان گرفتگی در رگ و وجود لخته در خون در رگ‌های بزرگ می‌تواند مشکل دوجندانی ایجاد نماید. در این پژوهش، یک رگ با دیواره انعطاف ناپذیر که در یک بخش دارای گرفتگی متقارن می‌باشد، شبیه‌سازی شده و سرعت حرکت خون، تنش‌های وارده بر دیواره رگ و نحوه عبور گلوله‌های قرمز در دو حالت عادی و با حضور لخته مورد بررسی قرار گرفته است.

### بخش نظری

#### معادله‌های حاکم

به منظور بررسی روابط حاکم بر سرعت خون و تنش‌های برشی وارده از معادله‌های پیوستگی ناویر-استوکس استفاده شده است. فرض شده که خون سیالی تراکم ناپذیر می‌باشد [۲۵]:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (1)$$

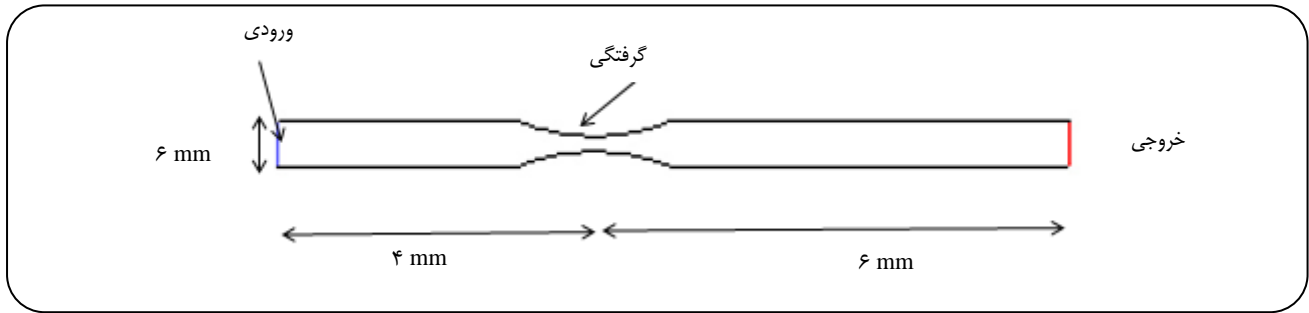
$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} \quad (2)$$

$$\frac{v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} \quad (3)$$

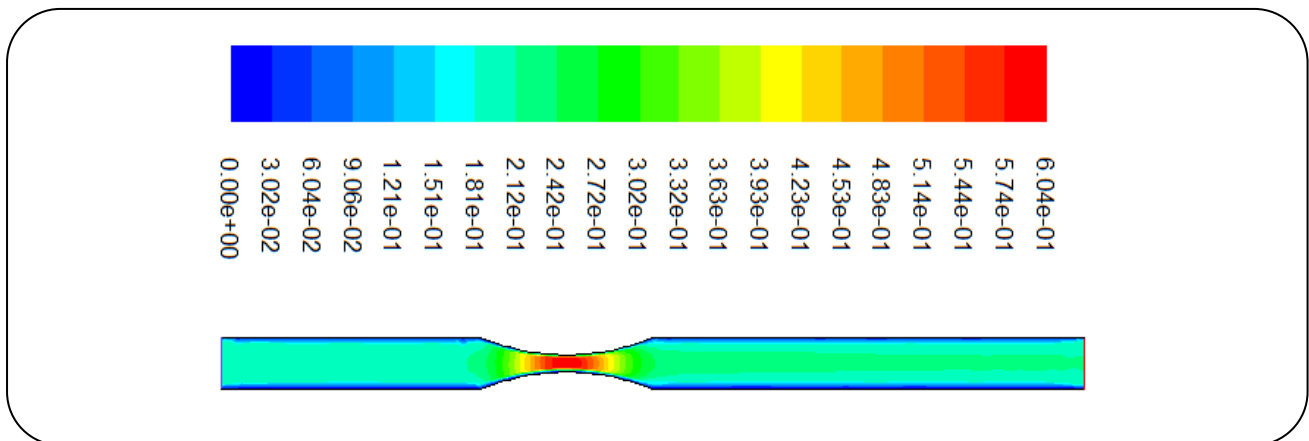
که در آن،  $u$  و  $v$  مولفه‌های سرعت،  $\rho$  چگالی خون،  $P$  فشار خون،  $t$  زمان و  $\tau$  تنش برشی می‌باشد. تنش برشی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (4)$$

$$\tau_{xx} = 2\mu \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \tau_{yy} = 2\mu \frac{\partial v}{\partial y}$$



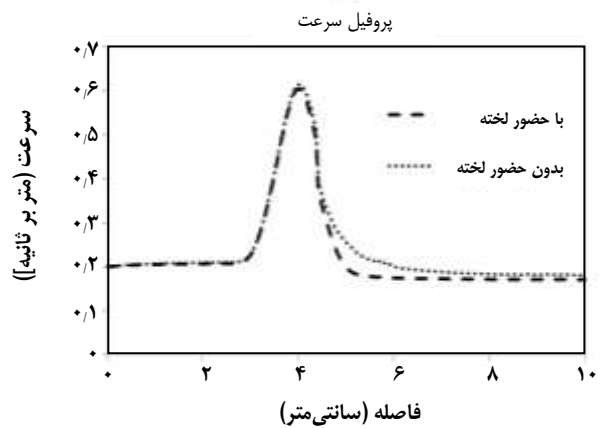
شکل ۱- شمای رگ شبیه سازی شده.



شکل ۲- پروفیل سرعت در یک رگ دارای گرفتگی.

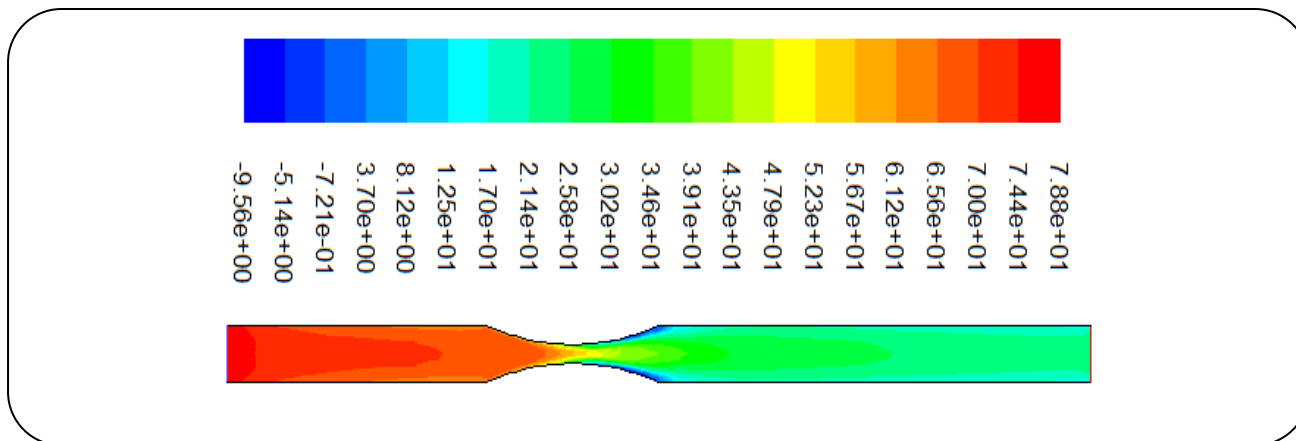
گرفتگی کمتر از فشار پیش از گرفتگی می‌باشد. مقایسه شکل ۴ و شکل ۵ نشان می‌دهد که زمانی که لخته در خون وجود داشته باشد؛ نمی‌تواند براحتی از محل گرفتگی عبور کند و فشار خون پیش از گلوگاه افزایش می‌یابد. مسلماً در صورتی که اندازه لخته در حدی باشد که نتواند از گلوگاه عبور کند، فشار وارده افزایش چشمگیری خواهد داشت.

شکل ۶ تغییرهای تنش را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشخص است تنش، روند تغییرهای سرعت را دنبال می‌کند. در قسمت تنگی چون میزان بزرگی سرعت یکسان، ناگهان افزایش می‌یابد؛ در نتیجه گرادیان سرعت نیز بیشتر می‌شود و بزرگی تنش نیز افزایش می‌یابد. همچنین دیده می‌شود که در صورت حضور لخته خون، تنش وارده بر دیواره رگ بویژه در محل گرفتگی افزایش می‌یابد. با توجه به نتیجه‌های ارائه شده مشخص است که سرعت جریان در قسمت تنگی مجرا به دلیل عبور شدت جریان مشخص از یک مجرای باریک‌تر، افزایش می‌یابد. پس از عبور از محل گرفتگی، با توجه به اتلاف‌های صورت گرفته، مقدار سرعت تا حدی کاهش می‌یابد.

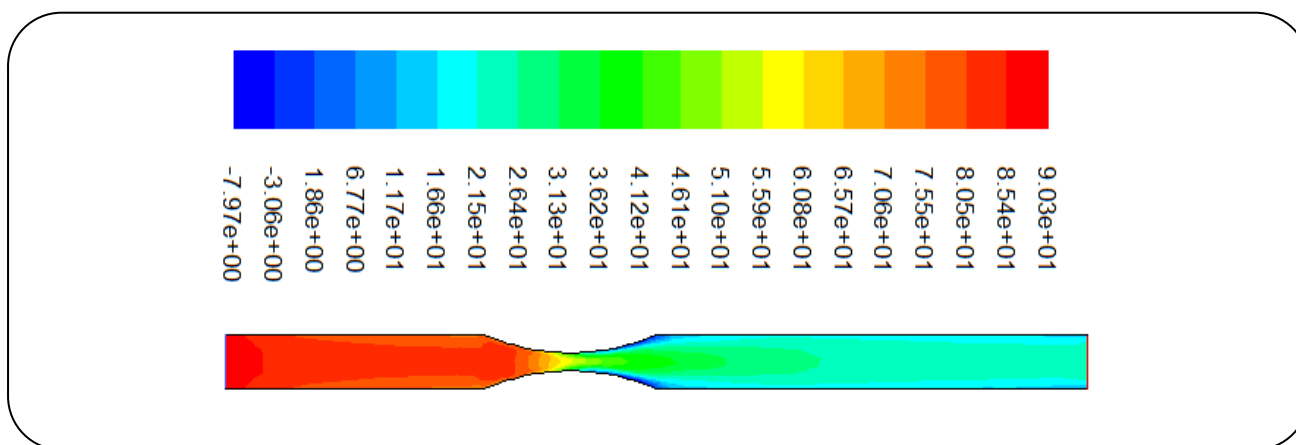


شکل ۳- پروفیل سرعت در خط مرکزی رگ.

شکل ۴ و شکل ۵ تغییر فشار در طول رگ را نشان می‌دهند. واضح است که چون در قسمت تنگ رگ سرعت افزایش می‌یابد افت فشار چشمگیری دیده می‌شود با توجه به این که رگ نمی‌تواند همه افت فشار ایجاد شده را بازبایی کند، فشار خون پس از



شکل ۴- پروفایل فشار در یک رگ دارای گرفتگی بدون حضور لخته.



شکل ۵ - پروفایل فشار در یک رگ دارای گرفتگی با حضور لخته.

به گونه ای که مقدار تنش برشی به ویژه در محل گرفتگی افزایش می یابد. با توجه به اینکه تنش برشی از جنس فشار می باشد و بیشینه مقدار آن به دیواره ها وارد می شود، با افزایش آن احتمال پارگی رگ افزایش می یابد.

### نتیجه گیری

در این مقاله، با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی یک رگ خونی با گرفتگی متقارن مورد مطالعه قرار گرفت. به این منظور، شبیه سازی در دو مرحله انجام گرفت: در مرحله اول خون بدون حضور لخته وارد رگ شده و حرکت آن مورد بررسی قرار گرفت. در مرحله دوم خون دارای لخته، وارد رگ شده و حرکت، توزیع غلظت و میزان تنش های وارده بر دیواره مورد بررسی قرار گرفت.

این نتیجه ها با نتیجه های فیگورا<sup>(۱)</sup> و همکاران [۲۸] و وینل<sup>(۲)</sup> و همکاران [۲۹] همخوانی دارد. افزون بر این، در صورتی که تنگی مجرا اجازه حرکت به خون را بدهد، چه در حالت عادی و چه با حضور لخته، بیشینه سرعت در محل گرفتگی اتفاق می افتد. روشن است اگر قطر لخته یا گلبول های قرمز بزرگتر از قطر مجرا باشد، انسداد ایجاد شده و سرعت به شدت کاهش پیدا کرده و اثر آن به صورت فشار ظاهر می شود.

تنش برشی به علت گرادیان سرعت بوجود می آید. بنابراین روشن است که در نقاط ابتدایی رگ که به علت ورود به سامانه تغییرهای سرعت ایجاد می شود و در محل گرفتگی بیشترین تنش برشی را داشته باشیم. این نتیجه ها با نتیجه های لی و همکاران [۲۵] همخوانی دارد. این امر با حضور لخته در خون تشدید می شود.

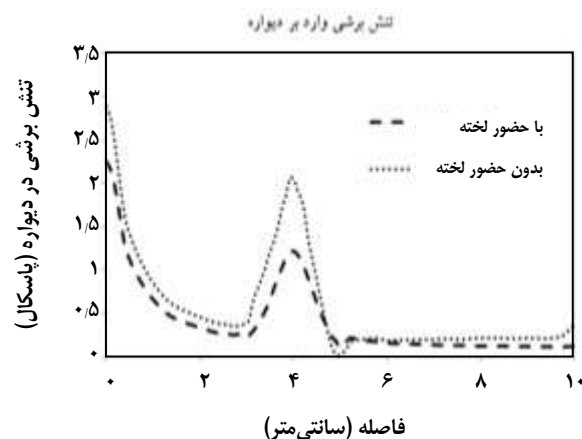
(۱) Figueroa

(۲) Dzwinel

می‌دهد که این امر می‌تواند منجر به آسیب دیدن یا پارگی رگ در محل گرفتگی شود.

### فهرست نمادها

P	فشار خون
t	زمان
u	مولفه سرعت
v	مولفه سرعت
$\mu$	ویسکوزیته
$\rho$	چگالی خون
$\tau$	تنش برشی



شکل ۶ - تنش وارده بر دیواره رگ از طرف خون.

نتیجه‌های شبیه‌سازی نشان می‌دهد که حضور لخته خون، پروفایل سرعت، فشار و تنش را به‌ویژه در محل گرفتگی افزایش

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵، ۷، ۲۴ ؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵، ۱۱، ۱۱

### مراجع

- [1] LaDisa Jr. J.F., Guler I., Olson L.E., Hettrick D.A., Kersten J.R., Warltier D.C., Page P.S., [Three-Dimensional Computational Fluid Dynamics Modeling of Alterations in Coronary Wall Shear Stress Produced by Stent Implantation](#), *Ann. Biomed. Engrg.*, **31**(8): 972-980 (2003).
- [2] Song X., Throckmorton A.L., Wood H.G., Allaire P.E., Olsen D.B., [Transient and Quasi-Steady Computational Fluid Dynamics Study of a Left Ventricular Assist Device](#), *Asaio J.*, **50**(5): 410-417 (2004).
- [3] Stuhne G.R., Steinman D.A., [Finite-Element Modeling of the Hemodynamics of Stented Aneurysms](#), *Trans. ASME J. Biomech. Engrg.*, **126**(3): 382-387 (2004).
- [4] de Leval M.R., Dubini G., Migliavacca F., Jalali H., Camporini G., Redington A., Pietrabissa R., [Use of Computational Fluid Dynamics in the Design of Surgical Procedures: Application to the Study of Competitive Flows in Cavo-Pulmonary Connections](#), *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, **111**(3): 502-513(1996).
- [5] Lagana K., Dubini G., Migliavacca F., Pietrabissa R., Pennati G., Veneziani A., Quarteroni A., [Multiscale Modelling as a Tool to Prescribe Realistic Boundary Conditions for the Study of Surgical Procedures](#), *Biorheology*, **39** (3-4): 359-364 (2002).
- [6] Migliavacca F., Kilner P.J., Pennati G., Dubini G., Pietrabissa R., Fumero R., de Leval M.R., [Computational Fluid Dynamic and Magnetic Resonance Analyses of Flow Distribution between the Lungs After Total Cavopulmonary Connection](#), *IEEE Trans. Biomed. Engrg.*, **46**(4): 393-399 (1999).

- [7] Taylor C.A., Draney M.T., Ku J.P., Parker D., Steele B.N., Wang K., Zarins C.K., [Predictive Mmedicine: Computational Techniques in Therapeutic Decision-Making](#), *Comput. Aided Surg.*, **4**(5): 231–247 (1999).
- [8] Perktold K., Resch M., Peter R.O., [Three-Dimensional Numerical Analysis of Pulsatile Flow and Wall Shear Stress in the Carotid Artery Bifurcation](#), *J. Biomech.*, **24** (6): 409–420 (1991).
- [9] Steinman D.A., [Image-Based Computational Fluid Dynamics Modeling in Realistic Arterial Geometries](#), *Ann. Biomed. Engrg.*, **30**(4): 483–497 (2002).
- [10] Taylor C.A., Hughes T.J.R., Zarins C.K., [Finite Element Modeling of Three-Dimensional Pulsatile Flow in the Abdominal Aorta: Relevance to Atherosclerosis](#), *Ann. Biomed. Engrg.*, **26**(6): 1–14 (1998).
- [11] Taylor C.A., Hughes T.J.R., Zarins C.K., [Finite Element Modeling of Blood Flow in Arteries](#), *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **158**: 155–196 (1998).
- [12] Oshima M., Torii R., Kobayashi T., Taniguchi N., Takagi K., [Finite Element Simulation of Blood Flow in the Cerebral Artery](#), *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **191** (6–7): 661–671(2001).
- [13] Cebra J.R., Castro M.A., Soto O., Lohner R., Alperin N., [Blood-Flow Models of the Circle of Willis From Magnetic Resonance Data](#), *J. Engrg. Math.*, **47**(3-4): 369–386 (2003).
- [14] Shojima M., Oshima M., Takagi K., Torii R., Hayakawa M., Katada K., Morita A., Kirino T., [Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm – Computational Fluid Dynamic study of 20 Middle Cerebral Artery Aneurysms](#), *Stroke*, **35** (11): 2500–2505 (2004).
- [15] Salmon S., Thiriet M., Gerbeau J.F., [Medical Image-Based Computational Model of Pulsatile Flow in Saccular Aneurysms](#), *Math. Modell. Numer. Anal.*, **37**(4): 663–679 (2003).
- [16] Zhou H., Sun P., Ha S., Lundine D., Xiong G., [Watertight Modeling and Segmentation of Bifurcated Coronary Arteries for Blood Flow Simulation Using CT Imaging](#), *Computerized Med. Imaging Graphics*, **53**: 43-53 (2016).
- [17] Balogh P., Bagchi P., [A Computational Approach to Modeling Cellular-Scale Blood Flow in Complex Geometry](#), *J. Computational Physics*, **334**: 280-307 (2017).
- [18] Audebert C., Bucur P., Mohamed Bekheit, Eric Vibert, Irene E. Vignon-Clementel, Jean-Frédéric Gerbeau, [Kinetic Scheme for Arterial and Venous Blood Flow, and Application to Partial Hepatectomy Modeling](#), *Computer Meth. Appl. Mech. Eng.*, **314**: 102-125 (2017).
- [۱۹] احمدلوی داراب، م.؛ قالیچی، ف.؛ رضانی، ا.؛ [اثرهای شکل هندسی بای پس کرونری – کرونری بر روی رژیم‌های جریان خون در نواحی انشعاب، نشریه شیمی و مهندسی شیمی ایران، ۲۹: ۱۰۱–۱۰۹ \(۱۳۸۹\)](#).
- [20] Perktold K., Rappitsch G., [Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel Mechanics in a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model](#), *J. Biomech.*, **28**(7): 845–856 (1995).
- [21] Formaggia L., Gerbeau J.F., Nobile F., Quarteroni A., [On the Coupling of 3D and 1D Navier–Stokes Equations for Flow Problems in Compliant Vessels](#), *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **191**(6/7): 561–582 (2001).

- [22] Vignon-Clementel I.E., Figueroa C.A., Jansen K.E., Taylor C.A., **Outflow Boundary Conditions for Three-Dimensional Finite Element Modeling of Blood Flow and Pressure in Arteries**, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **195**: 3776–3796 (2006).
- [23] Riahi D.N., **Modeling unsteady Two-Phase Blood Flow in Catheterized Elastic Artery with Stenosis**, *Eng. Sci. Tech., I. J.*, **19**: 1233-1243 (2016).
- [24] Lia M.X., Beech-Brandt J.J., John L.R., Hoskins P.R., Easson W.J., **Numerical Analysis of Pulsatile Blood Flow and Vessel Wall Mechanics in Different Degrees of Stenosis**, *Journal of Biomechanics*, **40**: 3715-3724 (2007).
- [25] Eric Li, G.R. Liu, George X.Xu, Vincent Tan, Z.C. He, **Numerical Modeling and Simulation of Pulsatile Blood Flow in Rigid Vessel Using Gradient Smoothing Method**, *Engineering Analysis with Boundary Elements*, **36**: 322–334 (2012).
- [۲۶] ا. زهروی، مدل‌سازی جریان خون در رگ‌ها، بخش اول: دستگاه قلبی و عروقی، گروه دینامیک سیالات محاسباتی دانشگاه صنعتی اصفهان، <http://CFD.iut.ac.ir>
- [27] Farsaci F., Tellone E.r, Russo A., Galtieri A., Ficarra S., **Rheological Properties of Human Blood in the Network of Non-Equilibrium Thermodynamic with Internal Variables by Means of Ultrasound Wave Perturbation**, *Journal of Molecular Liquids*, **231**: 206-212 (2017).
- [28] Figueroa C.A., Vignon-Clementel I.E., Jansen K.E., Hughes T.J.R., Taylor C.A., **A Coupled Momentum Method for Modeling Blood Flow in Three-Dimensional Deformable Arteries**, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, **195**: 5685–5706 (2006).
- [29] Dzwinel W., Boryczko K., Yuen D.A., **A Discrete-Particle model of Blood Dynamics in Capillary Vessels**, *Journal of Colloid and Interface Science*, **258**: 163–173 (2003).