

شبیه‌سازی عددی تاثیر تغییر فشار ناشی از فروپاشی حباب بر لخته خون درون شریان ریوی

سارا کاوه‌ئی

دانشجوی کارشناسی ارشد، آزمایشگاه پژوهشی توربولانس و دینامیک سیالات محاسباتی، گروه مهندسی مکانیک،

دانشگاه قم، قم، ایران، sara.kavehei@yahoo.com

محمد کاظم مویدی*

دانشیار، آزمایشگاه پژوهشی توربولانس و دینامیک سیالات محاسباتی، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه قم، قم، ایران،

moayyedi@qom.ac.ir

رامین کمالی مقدم

دانشیار، پژوهشکده سامانه‌های فضاوردی، پژوهشگاه هوا فضا، ایران، rkamali@ari.ac.ir

چکیده

شبیه‌سازی اثرات لخته موجود در شریان مهمی همچون شریان ریوی توسط روش دینامیک سیالات محاسباتی کمک بسیاری به پیش‌بینی فرایند تخریب و حل کردن لخته خون می‌کند. تعیین مقدار فشار مناسب و تنش وارد شده به لخته که باعث تخریب لخته و حرکت آن درون جریان خون شریان ریوی می‌شود، اثر قابل توجهی در درمان حل کردن لخته توسط امواج اولتراسوند دارد. در این پژوهش به منظور تعیین مدل سیال غیرنیوتنی از مدل کارنو استفاده شد. در مدل سیال غیرنیوتنی افزایش ۰/۰۹ درصدی برای تنش برشی و کاهش $10^{-7} \times 4$ درصدی برای نیروی پسای وارد شده به لخته نسبت به مدل نیوتنی مشاهده شد. همچنین بیشینه تنش بدست آمده بر روی لخته که ناشی از اعمال پالس فشار ورودی به شریان و فروپاشی حباب است ۳۷۵۴۶ پاسکال و در لحظه $10^{-7} \times 9/15$ ثانیه می‌باشد. لذا این مقدار از تنش برشی وارد بر لخته از مقدار مقاومت نهایی آن بیشتر است، در نتیجه لخته تغییر شکل داده و متلاشی خواهد شد.

واژه‌های کلیدی: شبیه‌سازی عددی، لخته‌خون، شریان‌ریوی، سیال غیرنیوتنی، تنش برشی، تغییر فشار.

Numerical Simulation of the Effect of Pressure Change Due to Bubble Collapse on the Blood Clot inside the Pulmonary Artery

S. Kavehei

CFD and Turbulence Research Laboratory, Department of Mechanical Engineering, University of Qom, Qom, Iran

M. K. Moayyedi

CFD and Turbulence Research Laboratory, Department of Mechanical Engineering, University of Qom, Qom, Iran

R. Kamali Moghadam

Astronautical Systems Department, Aerospace Research Institute, Iran

Abstract

Simulating the effects of the clot in an important artery such as the Pulmonary artery by the computational fluid dynamics method helps a lot to predict the process of breaking and dissolving the blood clot. Determining the appropriate amount of pressure and stress applied to the clot, which causes the clot to break and move into the blood flow of the Pulmonary artery, has a significant effect in thrombolytic treatment by ultrasound waves. In this research, Carreau model was used to determine the non-Newtonian fluid model. In the non-Newtonian fluid model, an increase of 0.09% for the shear stress and a decrease of 4×10^{-7} % for the drag force applied to the clot compared to the Newtonian model were observed. Also, the maximum stress obtained on the clot, which is caused by the application of the pressure pulse entering the artery and the collapse of the bubble, is 37546 pascals and at the moment is 9.15×10^{-7} seconds. Therefore, this value of the shear stress applied to the clot is greater than its ultimate strength, as a result, the clot will be deformed and crushed.

Keywords: Numerical Simulation, Blood Clot, Pulmonary Artery, non-Newtonian Fluid, Shear Stress, Pressure Change.

۱- مقدمه

فیبرین و تجزیه گلبول‌های قرمز کمک می‌کند [۱]. تالایرو و همکاران مدل‌سازی عددی خارج کردن لخته خون را با استفاده از لخته‌برداری به روش مکش انجام دادند. آنها به بررسی هندسه لوله مکش نیز پرداختند و به این نتیجه رسیدند که لخته‌برداری به روش مکش یک انتخاب مناسب برای کانال‌سازی مجدد رگ‌هاست [۲]. وحیدی و همکارش یک مدل محاسباتی را با استفاده از برهم‌کنش سازه و سیال، به منظور بررسی حرکت فیزیکی لخته خونی درون شریان کاروتید^۳ انسان توسعه دادند [۳]. باجد و همکاران ارتباط بین اندازه تکه‌های تخریب‌شده لخته خون و سرعت جریان پلاسما^۴ را بررسی کردند. بهترین مطابقت بین نتایج تجربی و مدل‌ها برای نیروهای اتصال‌دهنده حجم و مدل جریان لایه‌ای بدست آمد. بدین صورت که بیشینه اندازه تکه‌های لخته، بصورت خطی به سرعت جریان پلاسما وابسته‌اند [۴]. سرسا و همکاران

لخته خون در پا به دلیل انباشته‌شدن و تشکیل توده‌ای از خون در وریدهایی ایجاد می‌شود که وظیفه انتقال خون به سمت قلب را دارند. لخته خون در بسیاری از موارد، علامت مشخصی ندارد اما اگر درمان نشود می‌تواند منجر به مرگ بافت و سکتة شود. استفاده از سیستم‌های کامپیوتری و دینامیک سیالات محاسباتی می‌تواند پیش‌بینی تاثیر برخی روش‌های نوین درمانی را آسان کند. بدین منظور دانشمندان زیادی از جمله هندلی و همکاران با بکاربردن پارامترهای آکوستیک^۱، نشان دادند که تخریب لخته در حضور rt-PA^۲ توسط تجزیه فیبرین و تجزیه گلبول‌های قرمز ایجاد می‌شود. همچنین نشان دادند که فعالیت حباب خردسازی بافت با امواج فراصوت به طور مساوی به تجزیه

³ Carotid

⁴ Plasma

¹ Acoustic

² Recombinant Tissue-Plasminogen Activator

شبیه‌سازی دینامیک انحلال لخته خون در حین درمان حل کردن لخته را انجام دادند. ابتدا در چند دقیقه اول بعد از تزریق دارویی عامل حل‌کننده لخته به خون، عامل حل‌کننده لخته در لایه‌های سطحی لخته جمع می‌شود. سپس جریان کانال به سرعت گسترش می‌یابد و میزان تخریب لخته و سرعت خون، به دلیل حفظ حجم جریان، کاهش می‌یابند [۵]. کادری و همکاران اولین اندازه‌گیری (داخل بدن)، را در مورد میزان تحمل تنش توسط لخته، قبل از اینکه به اطراف جریان خون کشیده شود، ارائه کرده‌اند [۶]. باجد و همکارش مدل‌سازی ریاضی تکه‌تکه شدن لخته خون به واسطه جریان در اثر لخته‌زدایی را انجام دادند. آنها با شبیه‌سازی نشان دادند که انحلال لخته خون با جریان سریع‌تر پلاسما، سریع‌تر صورت می‌گیرد و تجزیه لخته به صورت تکه‌هایی با اندازه‌های مختلف وابسته به جریان رخ می‌دهد [۷]. پیپالکز و همکارش یک مدل چندپارامتره را ارائه دادند که قادر به شبیه‌سازی تجزیه لخته خون در یک جریان ماکرومقیاس با معرفی فعال‌کننده پلازمینوژن^۱ بافتی است [۸]. جیونگ و همکاران یک مطالعه تجربی در مورد اثرات فشار نفوذی بر روی انحلال لخته انجام دادند. آنها به این نتیجه رسیدند که تزریق به درون لخته کارآمدتر از تزریق بر روی سطح لخته است [۹]. یوکر به‌روزرسانی‌ای از درمان حل کردن لخته برای ترومبوآمبولیسم پولموناری^۲ حاد ارائه کرده‌است [۱۰]. جهانگیری و همکاران، تاثیر شش مدل لزجت غیرنیوتنی را بر روی پارامترهای جریان خون ضربه‌دار در شریان کرونری راست بررسی کردند. نتایج نشان داد که در مدل‌های قاعده توانی^۳ و والبرن-اشنک^۴ برخلاف مدل‌های دیگر، مقادیر تنش برشی قبل و بعد از گرفتگی، کوچکتر از مدل‌های نیوتنی بودند [۱۱]. جانستون و همکاران نشان دادند که در سرعت‌های پایین جریان خون، اثرات غیرنیوتنی مهم می‌شوند [۱۲]. آمورنسمنکول و همکاران از مدل غیرنیوتنی کارنو^۵ استفاده کردند و افت فشار، سرعت محوری و تنش برشی دیواره را بررسی کردند. آنها نشان دادند که در تنش‌های برشی بیشتر از ۱۰۰ برثانیه، خون بصورت یک سیال نیوتنی رفتار می‌کند [۱۳]. فریدون‌نژاد و همکاران، رفتار شکست لخته، وابسته به ترکیب لخته خون را مورد بررسی قرار دادند. این پژوهش اولین مشخصات تجربی از خواص شکست وابسته به ترکیب لخته‌های خونی را ارائه می‌دهد. آنها مقدار مقاومت نهایی لخته را ۱۰/۲ کیلوپاسکال گزارش کردند [۱۴]. کاسا و همکاران، نقش نرخ برشی بالا را در لخته بررسی کردند. معمولاً نرخ برشی دیواره رگ در وریدهای بزرگ از ۱۰ برثانیه تا ۱۰۰۰ برثانیه در شریان‌ها می‌باشد. در شرایط بیماری‌زا مانند وجود انسداد یا تنگی، نرخ برشی ممکن است بیشتر از ۵۰۰۰ برثانیه افزایش یابد [۱۵]. هو و همکاران، به بررسی فناوری‌های فراصوت در زمینه تصویربرداری و تحویل دارو پرداختند. آنها پیشرفت‌های فناوری فراصوت درمان-تشخیصی را بازنگری کردند. در این پژوهش به ارزیابی الاستوگرافی^۶ موج برشی، تصویربرداری اولتراسوند فرکانس بالا، تصویربرداری باکیفیت تصویر فراصوت و

تصویربرداری جریان خون با وضوح فوق‌العاده نیز پرداخته شده‌است [۱۶]. اونجلوس، به توسعه یک ابزار محاسباتی با در نظر گرفتن برهمکنش سازه و سیال پرداخت تا شبیه‌سازی عددی جریان‌های حفره‌ای را در حوزه‌های پیچیده یا حوزه‌هایی با مرزهای متحرک دلخواه، ساده‌سازی کند. در این شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی، روش مرز غوطه‌ور توسعه یافته‌است. بر اساس این روش، شبکه ای که حوزه محاسباتی را گسسته می‌کند، نیازی به مطابقت با هندسه ندارد و مرزهای جامد بر روی یک شبکه متعارف ثابت با تناوب معادلات حاکم در مجاورت آنها مدل می‌شوند. او این روش را برای جریان ضربه‌دار درون یک دریچه قلب مکانیکی با در نظر گرفتن تنش برشی، به کار برد. این روش مدل‌سازی، در زمینه حل عددی و هزینه محاسباتی سودمند است [۱۷]. بولن و همکاران، یک مدل لخته وریدی انسانی را به درون ورید تزریق کردند و اثر خردسازی بافت با امواج فراصوت در ترکیب با rt-PA و بدون ترکیب با rt-PA، برای فعالیت حباب ایجادشده توسط پالس‌های خردسازی بافت با امواج فراصوت بررسی شد. نتایج نشان داد که خردسازی بافت با امواج فراصوت می‌تواند اثربخشی انحلال لخته را در مدل لخته وریدی افزایش دهد. همچنین، انتشارات صوتی با درجه اثربخشی انحلال لخته مرتبط است و نشان می‌دهد که rt-PA و پالس خردسازی بافت با امواج فراصوت تک یا چند چرخه این درمان را بهبود می‌دهند. از سوی دیگر، نوع فعالیت حباب ایجادشده توسط خردسازی بافت با امواج فراصوت نیز به مدت زمان پالس بستگی دارد [۱۸]. انسدادهای حل‌کننده لخته در سگته مغزی، آمبولی ریوی و عروق محیطی به طور فزاینده‌ای با مکش (رویکرد مبتنی بر لوله که از مکش برای استخراج لخته‌ها از طریق لوله توخالی استفاده می‌کند). درمان می‌شوند. متأسفانه، مکش اغلب در استخراج لخته‌های چالش‌برانگیزتر ناموفق است. گنگ و همکاران، استخراج لخته را با استفاده از خردسازی بافت با امواج فراصوت بررسی کردند و دریافتند که می‌توان این استخراج را با استفاده از خردسازی بافت با امواج فراصوت برای تخریب یکپارچگی مکانیکی مواد لخته در یک مبادله‌کن استوانه‌ای توخالی که در نوک یک لوله مکش قرار می‌گیرد، افزایش داد [۱۹]. درمان استاندارد برای لخته ورید عمقی شامل داروهای ضد انعقاد یا حل‌کننده‌های لخته لوله است، اما لخته‌های مزمن موجود در بسیاری از موارد اغلب به این درمان مقاوم هستند. خردسازی بافت با امواج فراصوت یک درمان کمکی امیدوارکننده است که با استفاده از عمل مکانیکی ابرهای حبابی حفره‌ای برای افزایش فعالیت حل‌کننده لخته این کار انجام می‌شود. یانگ و همکاران، اثربخشی خردسازی بافت با امواج فراصوت و انحلال لخته با هدایت لوله را در لخته‌های خوک با انقباض زیاد در شرایط آزمایشگاهی بررسی کردند و نتیجه گرفتند که خردسازی بافت با امواج فراصوت همراه با rt-PA هدایت شده توسط لوله، اثر حل‌کنندگی لخته بیشتری نسبت به خردسازی بافت با امواج فراصوت با سالین^۷ هدایت شده توسط لوله داشت، اما در هر دو گروه‌های درمانی، به کار بردن خردسازی بافت با امواج فراصوت، کانال‌سازی مجدد انجام شد [۲۰]. در این پژوهش، شبیه‌سازی عددی جریان خون برای مدل سه‌بعدی شریان

¹ Plasminogen

² PTE

³ Power-Law

⁴ Walburn-schneck

⁵ Carreau

⁶ Elastography

⁷ Saline

خطی و معادله انرژی می‌باشند. در ادامه، به این معادلات و معادله برهم‌کنش سازه و سیال پرداخته خواهد شد.

۲-۱- معادلات حاکم بر حرکت سیال (خون)

معادلات حاکم بر سیال تراکم‌ناپذیر (خون) شامل معادله بقای جرم، بقای اندازه حرکت خطی و انرژی [۲۶] به صورت زیر می‌باشند:

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} u_i u_j = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\nu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] + \frac{f_i}{\rho} \quad (2)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + u \frac{\partial T}{\partial x} + v \frac{\partial T}{\partial y} + w \frac{\partial T}{\partial z} = \alpha \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \frac{\nu}{c_p} \phi \quad (3)$$

بطوریکه ν لزجت سینماتیکی، f_i نماینده نیروهای بدنی، T دما، t زمان، u ، v و w مولفه‌های سرعت در راستای دستگاه مختصات موردنظر هستند. همچنین α پخشندگی گرمایی، c_p گرمای ویژه و ϕ جمله اتلاف لزج است. در این پژوهش ابتدا خون با فرض سیال نیوتنی و مقدار لزجت 0.03 کیلوگرم بر مترثانیه در نظر گرفته شده‌است. در مرحله بعد با در نظر گرفتن خون به صورت سیال غیرنیوتنی، تغییرات لزجت آن با مدل کارنو (مطابق مراجع، مانند [۲۴ و ۲۵]) شبیه‌سازی شده‌است. مدل‌های سیال نیوتنی در Fluent، مدل ۴ power law، μ_{∞} ، μ_0 و γ از Herschel-Bulkley می‌باشند و زمانی که جریان آشفته باشد، این مدل‌ها قابل دستیابی نخواهند بود. با انتخاب هر کدام از این مدل‌ها، طبق روابط ریاضی متفاوتی، مختص هر مدل، لزجت محاسبه خواهد شد. مدل کارنو یک نوع از سیال نیوتنی تعمیم‌یافته است که در نرخ برش کم، بعنوان یک سیال نیوتنی ($n=1$) و در نرخ برش زیاد، بعنوان سیال قانون توانی رفتار می‌کند. در این مدل می‌توان لزجت را به دو صورت وابستگی لزجت به نرخ برش و وابسته بودن به نرخ برش و دما تنظیم کرد. در این پژوهش، لزجت طبق معادله (۴) (که از قسمت Help نرم‌افزار Ansys، گرفته‌شده) محاسبه و وابسته به نرخ برش و دما در نظر گرفته شده‌است.

$$\mu = H(T) [\mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) (1 + \gamma^2 \lambda^2)^{(n-1)/2}] \quad (4)$$

بطوریکه μ لزجت، $H(T)$ تابع دما، μ_{∞} بالاترین محدوده مقدار لزجت سیال (لزجت برشی بی‌نهایت)، μ_0 پایین‌ترین محدوده مقدار لزجت سیال (لزجت برشی صفر)، γ مقدار برش، λ ثابت زمانی و n شاخص قاعده توانی می‌باشند. در واقع n انحراف سیال، از خاصیت نیوتنی را بررسی می‌کند و طبق یک قاعده کلی، اگر n برابر ۱ باشد، سیال نیوتنی، اگر n بیشتر از ۱ باشد، سیال دیلاتانت (غیرنیوتنی) و اگر n کمتر از ۱ باشد، سیال شبه‌پلاستیک (غیرنیوتنی) خواهد بود. هر سه مدل سیال، برای جریان خون در شریان‌ها مناسب هستند، چون فرضیه رفتار نیوتنی خون، برای جریان نرخ برشی زیاد (مثل جریان در شریان‌های بزرگتر) قابل قبول است. ولی این فرضیه در نرخ برشی کم، مثل جریان در شریان‌های کوچک‌تر و در پائین‌دست گرفتگی، صدق نمی‌کند [۲۴]. $H(T)$ تابع وابسته به دما و به عنوان قانون Arrhenius (که از قسمت Help نرم‌افزار Ansys، گرفته‌شده) شناخته می‌شود:

$$H(T) = \exp \left[\alpha_1 \left(\frac{1}{T - T_0} - \frac{1}{T_a - T_0} \right) \right] \quad (5)$$

در این معادله، مقدار α_1 ، به عنوان نسبت انرژی فعال‌سازی به ثابت ترمودینامیکی صفر در نظر گرفته شده‌است. به این دلیل مقدار این کمیت صفر در نظر گرفته شده که تغییرات دمای جریان خون ناچیز

ریوی به طول ۳۰ و قطر ۳ میلی‌متر، به همراه لخته کروی شکل، به قطر ۳ میلی‌متر قرارگرفته در میانه شریان انجام و روش درمانی خردسازی بافت با امواج فراصوت در نظر گرفته شده‌است. جهت ساده‌سازی مساله، انعطاف‌پذیری دیواره و پیچیدگی و انحناهای شریان و لخته در نظر گرفته نشده‌است و دیواره شریان و قسمتی از لخته که با شریان در تماس است، ثابت در نظر گرفته شده‌است. از آنجاکه شبیه سازی های عددی همواره با محدودیتهای هزینه محاسباتی و تعداد شبکه و محدودیتهای مدلسازی فیزیک واقعی مساله روبروست، در این مساله نیز در نظر گرفتن تمام شرایط واقعی مساله مانند انعطاف‌پذیری دیواره رگ، علاوه بر اینکه زمان حل را به شدت افزایش میدهد، با توجه به مطالعات صورت گرفته و هدف این مساله، تاثیر قابل توجهی در نتایج نداشت. هدف از این پژوهش، مطالعه رفتار لخته خون به عنوان عاملی در تغییر ساختار میدان جریان درون رگ و تأثیر تغییرات کمیت‌های میدان جریان از جمله فشار بر تغییر شکل لخته و متلاشی‌شدن آن به عنوان یک حالت بهینه برای رفع انسداد ایجاد شده در مسیر جریان خون می‌باشد که با در نظر گرفتن پارامترها و شرایط مختص روش درمانی مذکور و کوپل بین سازه (لخته) و سیال (خون)، مورد بررسی قرار گرفته‌است. همچنین، هدف پژوهش‌های پیشین انجام‌شده در این زمینه، مانند [۷، ۲۱، ۲۲ و ۲۳]، صرفاً از بین بردن لخته بوده و به توزیع فشار پرداخته نشده‌است. در این بررسی، جریان خون ابتدا با فرض سیال نیوتنی و سپس غیرنیوتنی حل شده است. جریان تحت تاثیر اعمال فشار ثابت، ضربان‌دار و پالس ورودی ناشی از فروپاشی حباب بررسی شده‌است. سپس تاثیر هر یک فرم‌های توزیع فشار ورودی بر تغییرات پارامترهایی همچون فشار کل، تنش برشی سطحی و نیروی پسای وارد بر لخته مورد بررسی قرار گرفته‌است. همچنین کمیت‌ها و پارامترها در تابع تعریف‌شده توسط کاربر^۱ طوری تعریف شدند که مقدار تنش برشی بدست‌آمده بر روی لخته می‌تواند از مقدار مقاومت نهایی لخته عبور کرده، لخته را دچار تغییر شکل کرده و بشکند. در نهایت این تکه‌های لخته به راحتی دفع خواهند شد.

۲- معادلات حاکم

همانطور که در بخش قبل اشاره شد، در این مساله از تعامل سازه و سیال استفاده شده‌است. حل‌های تعاملی به دو دسته یکپارچه^۲ و مجزا^۳ تقسیم می‌شوند. در حل‌های تعاملی از نوع یکپارچه، معادلات مربوط به سیال و جامد، به ترتیب نوشته شده و بصورت تحلیلی و یا عددی حل می‌شوند که الزامات مخصوص به خود را دارند و جواب‌های دقیق‌تری خواهند داشت اما برای همه مسائل کاربرد ندارد، زیرا نمی‌توان همه معادلات را به روش تحلیلی حل کرد. در حل‌های تعاملی از نوع مجزا، هر کدام از بخش‌های سیال و جامد بصورت جداگانه حل شده، و بنابر هدف مساله و انتخاب کوپل یک‌طرفه^۴ یا دوطرفه^۵، این دو بخش، تاثیرات را از هم گرفته و با یکدیگر کوپل خواهند شد. معادلات حاکم بر سیال تراکم‌ناپذیر (خون) شامل معادله بقای جرم و بقای اندازه حرکت

¹ User Defined Function (UDF)

² Monolithic

³ Partitioned

⁴ One-way Coupling

⁵ Two-way Coupling

است و حتی اگر معادله انرژی حل شود می‌توان آن را صفر در نظر گرفت. T_a مقدار دمای مرجع بوده که برای آن $H(T)$ برابر ۱ و معادل ۲۰ درجه سلسیوس می‌باشد. T_0 مقدار دما بوده که به طور پیش‌فرض صفر در نظر گرفته می‌شود و مرتبط با پائین‌ترین دمایی است که از نظر ترمودینامیکی قابل قبول است. کلیه مقادیر ورودی مورد نیاز برای کمیت‌های ذکر شده مطابق جدول ۱ و [۲۵] در نظر گرفته شده‌اند.

جدول ۱- پارامترهای ورودی در مدل کارنو

$\lambda(s)$	n	$\mu_0(kg/m.s)$	$\mu_\infty(kg/m.s)$	$T_a(K)$	$\alpha_1(K)$
۳/۳۱۳	۰/۳۵	۰/۰۵۶	۰/۰۰۳۵	۲۹۳/۱۵	صفر

۲-۲- معادله برهم‌کنش سازه و سیال

با توجه به اینکه تغییر شکل سازه (لخته) در ابعاد کوچک اتفاق می‌افتد و هدف این پژوهش، بررسی اثر رفتار سیال (پالس فشار اعمالی به ورودی شریان) بر رفتار سازه (لخته) می‌باشد، این مساله با کوپل یک‌طرفه حل شده و معادله برهم‌کنش سازه و سیال (که از قسمت Help نرم‌افزار Ansys، گرفته شده) به صورت زیر است:

$$\{F(t)\} = [M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} \quad (6)$$

در این معادله، $[M]$ ماتریس جرمی، $[C]$ ماتریس میرایی، $[K]$ ماتریس سختی، $\{\ddot{u}\}$ بردار شتاب گره‌ای، $\{\dot{u}\}$ بردار سرعت گره‌ای، $\{u\}$ بردار جابجایی گره‌ای و $\{F(t)\}$ بردار بارگذاری می‌باشند.

۳- روش حل عددی

در این پژوهش، جهت گسسته‌سازی کلیه معادلات مربوط به حرکت سیال، از الگوریتم Simple با دقت مرتبه دوم استفاده شده‌است. سیمپل، نمایانگر روش نیمه‌ضمنی برای معادلاتی است که توسط فشار به هم مرتبط می‌باشند. در این حلگر از حدس اولیه یا تکرارهای قبلی برای محاسبه گرادین فشار و از معادله بقای اندازه حرکت خطی برای محاسبه میدان سرعت استفاده می‌شود. در این الگوریتم به ترتیبی که در ادامه ذکر می‌شود، محاسبات انجام خواهد شد. ۱. ابتدا میدان فشار p^* حدس زده می‌شود. ۲. معادلات مقدار حرکت، مانند معادلات (۷)، (۸) و (۹) حل می‌شود تا u^* و w^* از مقادیر ستاره‌دار آن‌ها محاسبه شود.

$$a_e u_e^* = \sum a_{nb} u_{nb}^* + b + (p_p^* - p_e^*) A_e \quad (7)$$

$$a_n v_n^* = \sum a_{nb} v_{nb}^* + b + (p_p^* - p_n^*) A_n \quad (8)$$

$$a_t w_t^* = \sum a_{nb} w_{nb}^* + b + (p_p^* - p_t^*) A_t \quad (9)$$

۳. معادله (۱۰) حل می‌شود. برای محاسبه پارامترهای a_S, a_N, a_W, a_E, a_P و a_B به [۲۶] رجوع شود.

$$a_p p_p^* = a_E p_E^* + a_W p_W^* + a_N p_N^* + a_S p_S^* + a_T p_T^* + a_B p_B^* + b \quad (10)$$

۴. p از معادله (۱۱) با اضافه کردن p^* به p^* محاسبه می‌شود.

$$p = p^* + p' \quad (11)$$

۵. با استفاده از فرمول‌های تصحیح سرعت (۱۲)، (۱۳) و (۱۴) مقادیر u, v, w از مقادیر ستاره‌دار آن‌ها محاسبه می‌شود.

$$u_e = u_e^* + d_e(p_p' - p_e') \quad (12)$$

$$v_n = v_n^* + d_n(p_p' - p_n') \quad (13)$$

$$w_t = w_t^* + d_t(p_p' - p_t') \quad (14)$$

۶. در نهایت، فشار تصحیح شده p را به عنوان فشار حدسی جدید p^* استفاده کرده، به گام ۲ برگشته و تمام روش تا به دست آمدن جواب همگرا شده تکرار می‌شود [۲۶]. در این پژوهش، ابتدا جریان خون داخل رگ در حالت گذرا و لایه‌ای و با فشار ضریب‌دار ورودی به شریان، ناشی از تپش قلب مبتنی بر یک کد تعریف شده توسط کاربر برای دو مدل سیال (نیوتنی و غیرنیوتنی) حل شده‌است. سپس به منظور اعمال فشار پالس ورودی به شریان ناشی از فروپاشی حباب، یک کد پالسی به مدل اعمال شده‌است.

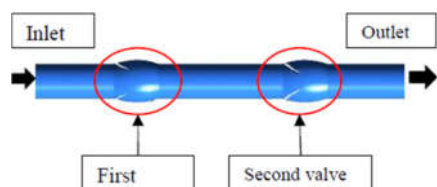
۴- شرایط مرزی و شبکه محاسباتی

تعیین شرایط مرزی در شبیه‌سازی عددی جریان سیال بسیار مهم و تاثیرگذار است. بطور کلی انواع مختلفی از شرایط مرزی برای شبیه‌سازی جریان وجود دارد. استفاده از شرط مرزی مناسب بستگی به عواملی مانند نوع رژیم جریان، اطلاعات موجود در ورودی و خروجی جریان و سازگاری نوع حلگر و الگوریتم عددی استفاده شده دارد. انتخاب نادرست و نامناسب شرط مرزی در یک مساله می‌تواند منجر به واگرایی حل یا کندی سرعت همگرایی و در نهایت ایجاد نتایج غیرفیزیکی شود. شبیه‌سازی تعامل سیال و سازه در نرم‌افزار Ansys، با کوپل کردن ماژول‌های Fluent و Mechanical با System Coupling صورت می‌گیرد و بنا بر هدف و شرایط مساله می‌توان از جفت‌سازی یک‌طرفه یا دوطرفه استفاده کرد. در این پژوهش، به دلیل تغییر شکل لخته در ابعاد کوچک و بررسی اثر رفتار سیال (پالس فشار اعمالی به ورودی شریان) بر رفتار سازه (لخته)، از کوپل یک‌طرفه استفاده شده‌است. همچنین، مدل‌سازی و شبکه‌بندی هندسی برای لخته با استفاده از ماژول Transient Structural و برای شریان ریوی با استفاده از Fluent Meshing صورت گرفته‌است. هندسه کلی مساله و شرایط مرزی مورد بررسی در این پژوهش مطابق شکل ۱ می‌باشد. مطابق این شکل، ورودی شریان با شرط مرزی فشار ورودی، خروجی شریان با شرط مرزی فشار خروجی و دیواره‌های شریان با شرط مرزی دیواره لزوج (عدم لغزش) تعیین شده‌اند. در بخش سازه (لخته)، سطحی از لخته که در تماس با دیواره شریان است، دارای شرط Fixed Support و سطح دیگر آن دارای شرط Fluid Solid Interface و نوع حلگر این بخش Program Controlled می‌باشد.

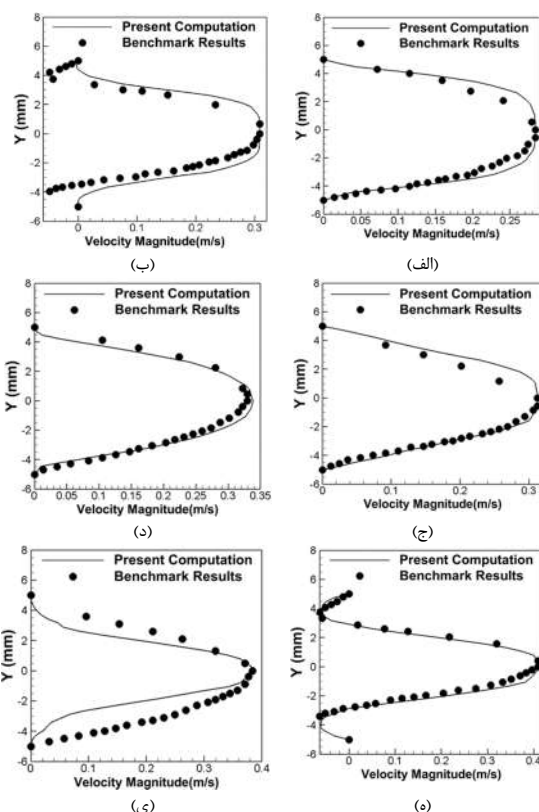


شکل ۱- شرایط مرزی حاکم بر مساله مورد بررسی

ساختار هندسی و شبکه‌بندی مدل مورد نظر مطابق شکل ۲ می‌باشد. بطور کلی در این مطالعه، مدل‌سازی به صورت سه‌بعدی در تمامی مراحل انجام شده‌است. به منظور مدل‌سازی شریان ریوی از یک استوانه به قطر ۳ میلی‌متر و طول ۳۰ میلی‌متر استفاده شده‌است [۲۱]. همچنین لخته به صورت کروی با قطر ۳ میلی‌متر طوری تنظیم شده که حدود ۱ میلی‌متر از فضای شریان را اشغال می‌کند. از شبکه‌بندی بی‌سازمان برای شریان و لخته استفاده و برای شریان شبکه لایه مرزی



شکل ۳- دامنه محاسباتی ورید رکبی در داده‌های مرجع [۲۸]

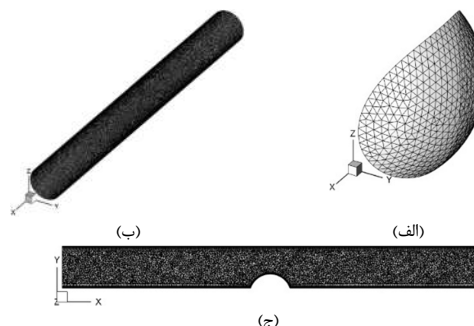


شکل ۴- تغییرات سرعت در راستای عرضی (الف) $x=0.026$ متر (ب) $x=0.034$ متر (ج) $x=0.042$ متر (د) $x=0.066$ متر (ه) $x=0.074$ متر (ی) $x=0.082$ متر و نتایج مرجع [۲۸]

۶- بررسی استقلال حل از شبکه

در هر شبیه‌سازی، مطالعه استقلال حل از شبکه یکی از مهم‌ترین بخش‌ها بوده و به معنی انتخاب بهینه‌ترین شبکه برای دریافت نتایج و پاسخ‌های صحیح است. در این پژوهش مطابق جدول ۳ کیفیت‌های مختلف شبکه برای مدل موردنظر بررسی شده‌است. سپس با استفاده از نمودار توزیع فشار کل، بهترین شبکه از میان آن‌ها انتخاب و ادامه محاسبات با آن انجام شده‌است. شکل ۵ توزیع تنش برشی روی دیواره لخته در صفحه تقارن عرضی آن با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان را نشان می‌دهد. مطابق این شکل، نمودار تغییرات تنش برشی روی پوسته لخته در شبکه‌بندی ریز و متوسط تقریباً بر هم منطبق بوده و این تفاوت در شبکه‌بندی درشت بیشتر نمایان است. لذا با توجه به نتایج حاصل و به منظور کاهش هزینه و زمان محاسبات، از شبکه‌بندی ریز با تعداد نقاط ۲۷۶۱۷۹ استفاده شده‌است.

با تعداد ۵ لایه و نرخ رشد $1/2$ در نظر گرفته شده‌است. مطابق شبیه‌سازی انجام‌شده تعداد نودها و المان‌های لخته و شریان به ترتیب ۵۳۲۸، ۹۵۱۱ و ۲۴۶۲۴ می‌باشند. مشخصات لخته و خون نیز در جدول ۲ آورده شده‌است.



شکل ۲- شبکه‌بندی (الف) لخته خون (ب) شریان ربوی (ج) شریان ربوی در صفحه تقارن عرضی.

جدول ۲- مشخصات لخته و خون

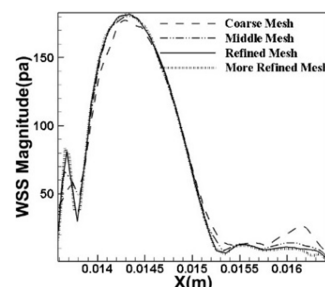
پارامتر	خون	لخته
چگالی	۱۱۱۰ کیلوگرم بر مترمکعب [۲۱]	۵۹۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب [۲۱]
مدول یانگ	-	$1/9 \times 10^6$ پاسکال [۲۱]
نرخ پواسون	-	0.49 [۲۱]
مدول بالک	-	$3/1667 \times 10^7$ پاسکال
مدول برشی	-	$6/3758 \times 10^5$ پاسکال
دما	۲۰ سلسیوس	-
گرمای ویژه	۳۶۱۰ ژول بر کیلوگرم کلونین [۲۸]	۳۵۰۰ ژول بر کیلوگرم کلونین [۲۸]
لزجت	۳۶۱۰ ژول بر کیلوگرم کلونین [۲۸]	-
رسانندگی گرمایی	۰/۵۲ وات بر متر کلونین [۲۸]	-

۵- اعتبارسنجی حل عددی

به منظور اعتبارسنجی حل عددی و بررسی میزان دقت نتایج حاصل از شبیه‌سازی، مدلی که ابراهیم و همکاران مطابق شکل ۳ به تحلیل آن پرداخته بودند، مورد بررسی قرار گرفته‌است [۲۸]. در این مدل‌سازی در طول ورید رکبی دو دریچه با اندازه‌های متفاوت در نظر گرفته شده‌است. سپس با اعمال سرعت 0.2 متر بر ثانیه در ورودی آن، تغییرات شدت سرعت در فواصل مختلف از ورودی مجرا و در راستای عرضی مورد بررسی قرار گرفته‌است. با توجه به شکل ۴ با درصد کمی از خطا ((الف) 0.01 درصد، (ب) 0.03 درصد، (ج) 0.02 درصد، (د) 0.02 درصد، (ه) 0.09 درصد، (ی) 0.02 درصد)، نتایج حاصل از حل عددی با نتایج مرجع منطبق می‌باشد.

جدول ۳- کیفیت شبکه‌های بکار رفته برای شبیه‌سازی میدان جریان

تعداد نقاط شبکه	نوع شبکه
۲۷۶۱۷۹	ریز
۳۷۷۶۴۷	ریزتر
۱۳۴۵۷۲	متوسط
۴۶۳۴۷	درشت



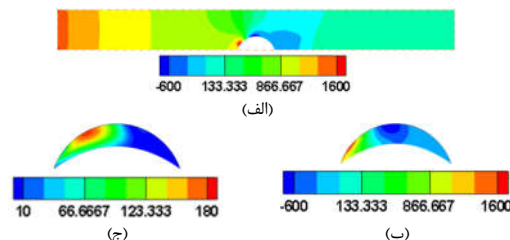
شکل ۵- استقلال حل از شبکه برای توزیع تنش برشی دیواره لخته در صفحه تقارن عرضی لخته به ازای اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان

۷- نتایج و بحث

در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی جریان خون با اعمال فشار ورودی ثابت، فشار ورودی ضربان‌دار و فشار ورودی ناشی از فروپاشی حباب به شریان مورد بررسی قرار گرفته و اثرات این تغییرات فشار بر لخته خون نیز ارائه شده‌است.

۷-۱- شبیه‌سازی جریان خون شریان ریوی با اعمال فشار ثابت به ورودی شریان

در این مدل فشار ثابت ۲۶۶۶ پاسکال به ورودی شریان اعمال شده‌است. شکل ۶ خطوط همتراز توزیع فشار کل درون شریان و توزیع فشار کل و تنش برشی بر روی دیواره لخته را در لحظه ۲/۶۴ ثانیه نشان می‌دهد که ناشی از اعمال فشار ثابت ۲۶۶۶ پاسکال به ورودی شریان است. در این مسئله جریان خون به صورت گذرا و لایه‌ای با عدد رینولدز ۱۵۵۲ و در مدت ۶ ثانیه مدل‌سازی شده‌است. به دلیل اعمال فشار ورودی ثابت به شریان، مقادیر فشار و تنش در ابتدای حل و تا لحظه ۰/۲۴ ثانیه تغییر کرده و پس از آن ثابت باقی می‌مانند. لازم به ذکر است که در این مدل فشار عملیاتی ۱۰۱۳۲۵ پاسکال در نظر گرفته شده و فشار ورودی ۲۶۶۶ پاسکال، فشار نسبی می‌باشد.



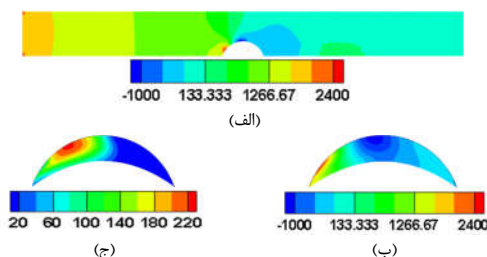
شکل ۶- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان (ب) فشار کل بر روی سطح لخته (ج) تنش برشی بر روی سطح لخته در لحظه ۲/۶۴ ثانیه در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ثابت ۲۶۶۶ پاسکال به شریان (خون به عنوان سیال نیوتنی)

۷-۲- شبیه‌سازی جریان خون شریان ریوی با اعمال فشار ضربان‌دار به ورودی شریان

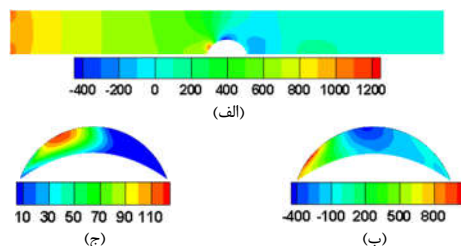
در این مسئله به منظور شبیه‌سازی تغییرات فشار ناشی از ضربان قلب، فشار ضربان‌دار مطابق رابطه (۱۵) به ورودی شریان اعمال شده است [۲۱].

$$P = 2666 + 1000 \sin(\pi t) \quad (15)$$

شکل‌های ۷ و ۸ خطوط همتراز توزیع فشار کل درون شریان و توزیع فشار کل و تنش برشی بر روی دیواره لخته با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان را در لحظه ۲/۶۴ و ۳/۶ ثانیه نشان می‌دهند. مقادیر تنش و فشار درون شریان و روی سطح لخته نسبت به مقادیر این پارامترها در مسئله اعمال فشار ورودی ثابت افزایش یافتند. بیشینه این پارامترها به صورت متناوب در سطح جانبی لخته که مقابل مرز ورودی شریان قرار دارد، اتفاق می‌افتد. در این مسئله میدان جریان به صورت گذرا و لایه‌ای با عدد رینولدز ۱۵۱۱ و در مدت ۶ ثانیه حل شده‌است. همچنین فشار عملیاتی ۱۰۱۳۲۵ پاسکال در نظر گرفته شده و تابع فشار ورودی ضربان‌دار، شامل فشار نسبی می‌باشد.



شکل ۷- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان (ب) فشار کل بر روی سطح لخته (ج) تنش برشی بر روی سطح لخته در لحظه ۲/۶۴ ثانیه در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان (خون به عنوان سیال نیوتنی)



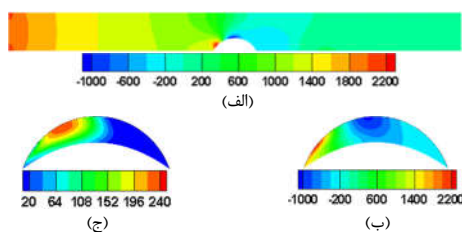
شکل ۸- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان (ب) فشار کل بر روی سطح لخته (ج) تنش برشی بر روی سطح لخته در لحظه ۳/۶ ثانیه در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان (خون به عنوان سیال نیوتنی)

۷-۳- مقایسه تغییرات فشار، تنش برشی و نیروی پسای وارد به لخته و دیواره آن در مدل‌های اعمال فشار

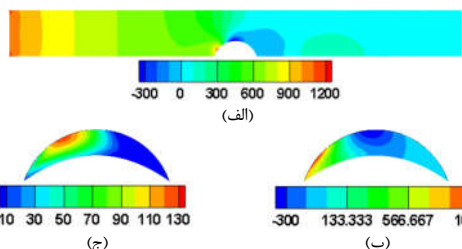
ورودی ثابت و فشار ورودی ضربان‌دار به شریان

با توجه به شکل ۹ با اعمال فشار ثابت ۲۶۶۶ پاسکال به ورودی شریان، مقادیر فشار کل و تنش برشی وارد شده به لخته و دیواره آن در گام‌های زمانی اول و آخر برهم منطبق‌اند و تفاوتی در این پارامترها بین

ضربان‌دار به شریان را نشان می‌دهند. با در نظر گرفتن سیال بصورت غیرنیوتنی، مقدار تنش برشی وارد شده به لخته نیز تغییر کرده و مقدار آن نسبت به مدل سیال نیوتنی افزایش یافته‌است.



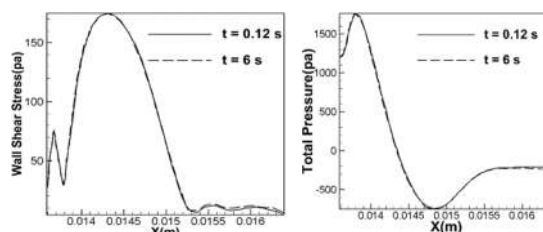
شکل ۱۲- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان (ب) فشار کل بر روی سطح لخته (ج) تنش برشی روی سطح لخته در لحظه ۲/۶۴ ثانیه در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان (خون به عنوان سیال غیرنیوتنی)



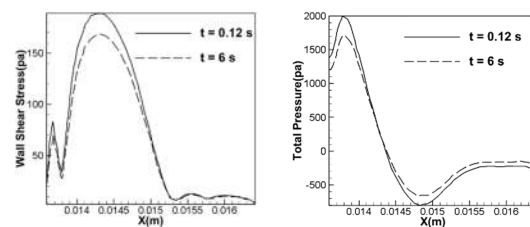
شکل ۱۳- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان (ب) فشار کل بر روی سطح لخته (ج) تنش برشی روی سطح لخته در لحظه ۳/۶ ثانیه در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان (خون به عنوان سیال غیرنیوتنی)

همانطور که در شکل ۱۴ مشاهده می‌شود، در این مرحله به دلیل در نظر گرفتن خاصیت غیرنیوتنی برای خون، مقدار لزجت در طول زمان متغیر می‌باشد. توجه به این نکته ضروری است که با افزایش لزجت، تنش برشی افزایش یافته، اصطکاک بین لایه‌های سیال بیشتر شده، در نتیجه ایستایی خون بیشتر خواهد بود. با توجه به خطوط همتراز لزجت و سرعت در شکل ۱۴ می‌توان نتیجه گرفت که مقدار لزجت پیش از لخته بیشتر از مقدار آن در نواحی انتهایی شریان و پس از لخته می‌باشد. همچنین مقدار سرعت در نیمه ابتدایی شریان و پیش از لخته کمتر از مقدار آن در نیمه انتهایی شریان و بعد از لخته است. بطور کلی در مدت ۶ ثانیه، فشار ضربان‌دار سه مرتبه به ورودی شریان اعمال شده‌است. در لحظه ۰/۱۲ ثانیه به دلیل اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان در مرتبه اول، مقدار لزجت در ورودی شریان بیشتر شده‌است. لحظه ۴/۵۶ ثانیه نیز اندکی بعد از شروع سومین مرتبه از اعمال این فشار ضربانی می‌باشد. مطابق شکل ۱۵ می‌توان نتیجه گرفت که با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان در مدل سیال غیرنیوتنی مقادیر تنش برشی و نیروی پسای وارد شده به لخته به ترتیب با ۰/۰۹ درصد افزایش و مقدار بسیار اندکی کاهش نسبت به مدل نیوتنی تغییر کرده‌اند.

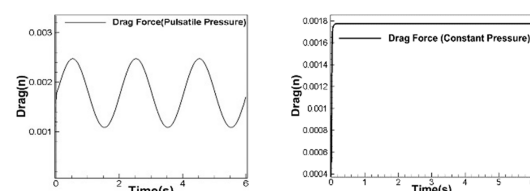
این دو گام زمانی وجود ندارد. مطابق شکل ۱۰ با اعمال فشار ضربان‌دار در ورودی شریان، کاهش حدود ۲/۹۹ درصدی برای پارامتر فشار کل بر روی سطح لخته و کاهش حدود ۰/۲ درصدی برای پارامتر تنش برشی روی دیواره لخته در قله‌های نمودارهای گام زمانی اول و آخر مشاهده شده‌است. با توجه به شکل ۱۱ مقدار نیروی پسای وارد بر سطح لخته در مدل اعمال فشار ورودی ثابت به شریان تا لحظه ۰/۲۴ ثانیه تغییر و بعد از آن ثابت باقی می‌ماند. در مدل اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان نیز نیروی پسای وارد بر سطح لخته بصورت متناوب تغییر می‌کند.



شکل ۹- توزیع فشار کل و تنش برشی وارد شده به لخته و دیواره آن در صفحه تقارن عرضی ناشی از اعمال فشار ورودی ثابت ۲۶۶۶ پاسکال به شریان



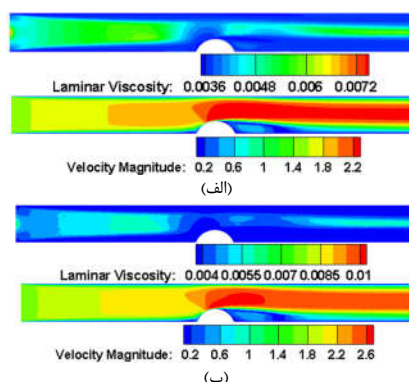
شکل ۱۰- توزیع فشار کل و تنش برشی وارد شده به لخته و دیواره آن در صفحه تقارن عرضی ناشی از فشار ورودی ضربان‌دار به شریان



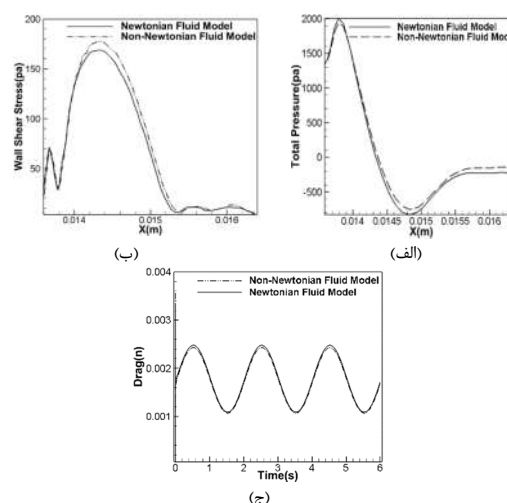
شکل ۱۱- نیروی پسای وارد شده به لخته با اعمال فشار ورودی ثابت و فشار ورودی ضربان‌دار به شریان

۴-۷- مدل سیال غیرنیوتنی جریان خون با اعمال فشار ورودی ضربان‌دار به شریان

به منظور بررسی تاثیر مدل سیال نیوتنی و غیرنیوتنی بر روی فشار کل و تنش وارد شده به لخته ابتدا خون به صورت یک سیال نیوتنی و سپس به صورت سیال غیرنیوتنی در نظر گرفته شده‌است. همان طور که در بخش معادلات حاکم بر حرکت سیال اشاره شد، از مدل کارنو برای توصیف رفتار غیرنیوتنی سیال خون استفاده و فشار ورودی ضربان‌دار به شریان مطابق رابطه (۱۵) به مدت ۶ ثانیه اعمال شده‌است. شکل‌های ۱۲ و ۱۳ خطوط همتراز توزیع فشار کل درون شریان و توزیع فشار کل و تنش برشی روی لخته و دیواره آن در زمان ۲/۶۴ و ۳/۶ ثانیه با فرض مدل سیال غیرنیوتنی، ناشی از اعمال فشار ورودی



شکل ۱۴- خطوط همتراز لزجت و سرعت جریان خون با مدل سیال غیرنیوتنی و اعمال فشار ورودی ضربان دار در صفحه تقارن عرضی در زمان های (الف) ۰/۱۲ ثانیه (ب) ۴/۵۶ ثانیه



شکل ۱۵- توزیع (الف) فشار کل (ب) تنش برشی (ج) نیروی پسای وارد شده به سطح لخته و دیواره آن در صفحه تقارن عرضی با اعمال فشار ورودی ضربان دار در دو مدل سیال نیوتنی و غیرنیوتنی

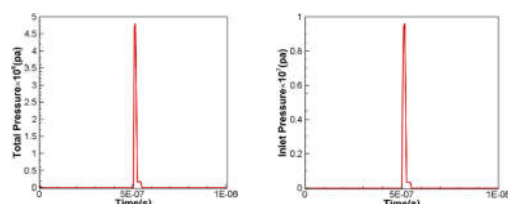
۷-۵- شبیه سازی میدان جریان با اعمال فشار پالس در ورودی ناشی از فروپاشی حباب

همانطور که پیش تر گفته شد، اعمال پیوسته امواج فراصوت باعث ایجاد حباب درون شریان شده و با فروپاشی حباب یک پالس فشار به وجود می آید. این پالس فشار ورودی به شریان مطابق رابطه (۱۶) باعث تغییر شکل لخته و نهایتاً متلاشی شدن آن می شود.

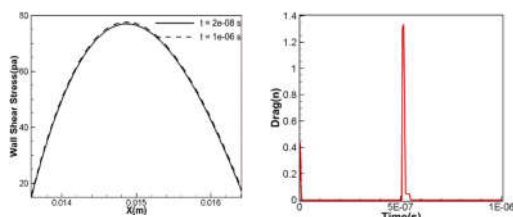
$$P = 2666 + P_0 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) \quad (16)$$

در این پژوهش، P_0 دامنه پالس فشار است که با اندازه حباب و فروپاشی آن تغییر کرده و T دوره تناوب می باشد. مقدار P_0 برابر 10^7 پاسکال و مقدار T برابر 10^{-7} ثانیه در نظر گرفته شده است [۲۱]. پالس فشار ناشی از فروپاشی حباب به صورت تابع تعریف شده توسط کاربر به نرم افزار Fluent وارد و به ورودی شریان اعمال شده است. در این مساله فشار عملیاتی 101325 پاسکال در نظر گرفته شده و تابع فشار ورودی، فشار نسبی می باشد. شکل ۱۶ نمودار پالس فشار ورودی به شریان ناشی از فروپاشی حباب در طول زمان را نشان می دهد. این پالس فشار

ورودی با بیشینه فشار 10^7 پاسکال در بازه زمانی 5×10^{-7} ثانیه تا 5×10^{-6} ثانیه اتفاق می افتد. شکل ۱۷ فشار کل اعمال شده بر پوسته لخته ناشی از فروپاشی حباب را نشان می دهد. این فشار پالس ورودی با برخورد به لخته بیشینه فشار 479×10^6 پاسکال را در بازه زمانی 5×10^{-7} ثانیه تا 5×10^{-6} ثانیه به لخته اعمال می کند. همچنین نیروی پسای وارد شده به لخته ناشی از فشار پالس ایجاد شده که با فروپاشی حباب اتفاق می افتد، مطابق شکل ۱۸ می باشد. نیروی پسای دو پالس بر روی لخته اثر می گذارد که بیشینه اولین پالس $0/43$ نیوتن و بیشینه دومین پالس برابر $1/32$ نیوتن می باشد. شکل ۱۹ نمودار تنش برشی وارد شده به دیواره لخته (مربوط به بخش سیال) را نشان می دهد. همانطور که در این نمودار مشاهده می شود، مقادیر تنش در گام های زمانی اول و آخر تفاوت چشمگیری با یکدیگر ندارند.



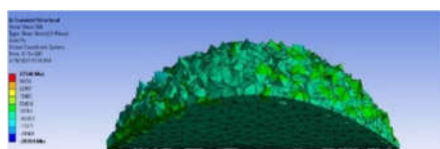
شکل ۱۶- فشار پالس ورودی به شریان ناشی از فروپاشی حباب
شکل ۱۷- فشار کل اعمال شده بر پوسته لخته ناشی از فروپاشی حباب



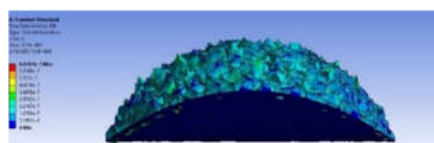
شکل ۱۸- نیروی پسای اعمال شده بر پوسته لخته ناشی از فروپاشی حباب
شکل ۱۹- تنش برشی اعمال شده بر دیواره پوسته لخته در صفحه تقارن عرضی ناشی از فروپاشی حباب

شکل ۲۰ خطوط همتراز توزیع فشار کل درون شریان و توزیع فشار کل و تنش برشی بر روی لخته و دیواره آن را در لحظه $5/2 \times 10^{-7}$ ثانیه نشان می دهد. در این شکل بیشترین مقدار اعمال فشار در سطح جانبی لخته که مقابل ورودی شریان قرار دارد اتفاق می افتد. همچنین بیشترین مقدار تنش برشی وارد شده به دیواره لخته در قسمت لبه میانی لخته مشاهده می شود. مطابق شکل ۲۱ در این مساله مقدار لزجت ثابت نبوده و در طول زمان متغیر است. مقدار سرعت در ابتدا و انتهای شریان کم است و ایستایی خون در این ناحیه بیشتر می باشد. در نتیجه لزجت در این نواحی بیشتر است. همچنین بیشینه مقدار سرعت بر روی پوسته لخته اتفاق می افتد و لزجت در این ناحیه کمتر از سایر نواحی خواهد بود. مدت زمان کلی حل این مساله نیز 10^{-6} ثانیه می باشد.

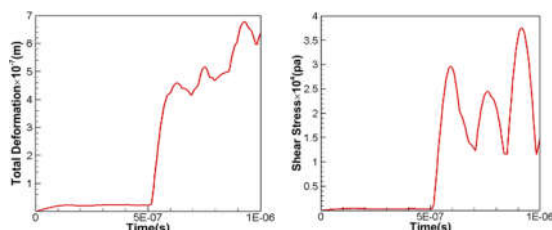
مطابق شکل‌های ۲۴ و ۲۵ بیشترین مقدار تنش برشی لخته برابر 37546×10^{-7} پاسکال در زمان $9/15 \times 10^{-7}$ ثانیه و مقدار بیشینه تغییرشکل برابر $6/6561 \times 10^{-7}$ متر در زمان $9/15 \times 10^{-7}$ ثانیه بدست آمده‌است. این مقدار تنش برشی بدست آمده بدین معنی است که لخته قابلیت متلاشی‌شدن را دارد. شکل ۲۶ نحوه تغییرات بیشینه تنش برشی لخته در طول بازه زمانی 10^{-6} ثانیه را نشان می‌دهد. این مقدار تنش مربوط به تنش برشی وارد شده به لخته (بخش جامد) بوده و بیشینه مقدار 37546 پاسکال را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۲۷ مشاهده می‌شود، متأثر از اعمال فشار پالس ورودی به شریان، بیشترین میزان تغییر شکل لخته برابر $6/77 \times 10^{-7}$ متر و در زمان $9/30 \times 10^{-7}$ ثانیه بدست آمده‌است.



شکل ۲۴- بیشینه تنش برشی وارد بر لخته با اعمال فشار پالس ورودی به شریان در لحظه $9/15 \times 10^{-7}$ ثانیه



شکل ۲۵- بیشینه تغییرشکل کلی لخته با اعمال فشار پالس ورودی به شریان در لحظه $9/15 \times 10^{-7}$ ثانیه

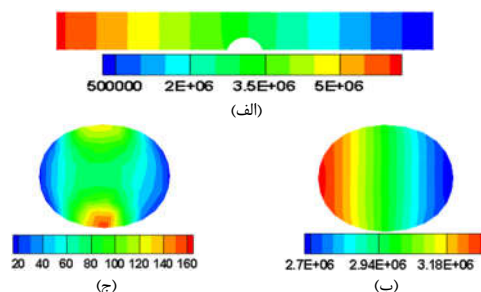


شکل ۲۶- بیشینه تنش برشی وارد بر لخته تحت تاثیر پالس فشار ورودی در طول زمان

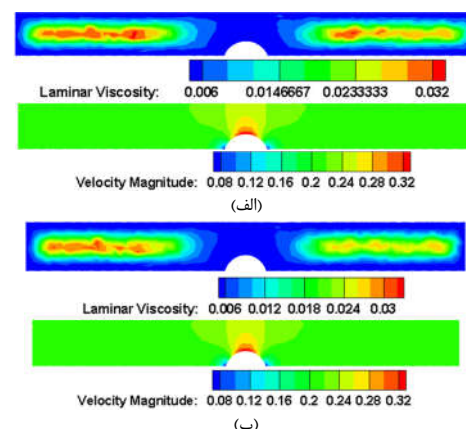
شکل ۲۷- بیشینه تغییر شکل کلی لخته تحت تاثیر پالس فشار ورودی در طول زمان

۸- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، به بررسی تاثیر فشار ناشی از فروپاشی حباب بر لخته خون درون شریان ریوی با استفاده از روش تعامل سازه و سیال پرداخته شد. در این پژوهش، به دلیل تغییرشکل لخته در ابعاد کوچک و بررسی اثر رفتار سیال (پالس فشار اعمالی به ورودی شریان) بر رفتار سازه (لخته)، از کوپل یک‌طرفه استفاده شد. همچنین، به دلیل ساده‌سازی مساله و کوتاه‌شدن زمان حل، از انعطاف‌پذیری دیواره شریان صرف نظر شد. ابتدا شبیه‌سازی جریان خون شریان ریوی با اعمال فشار ثابت و ضربان‌دار ورودی به شریان با مدل سیال نیوتنی مورد بررسی قرار گرفت. سپس میدان جریان با اعمال فشار ضربان‌دار به ورودی شریان و با در نظر گرفتن خون به صورت یک سیال غیرنیوتنی حل شده‌است. از مدل کارنو برای توصیف رفتار غیرنیوتنی



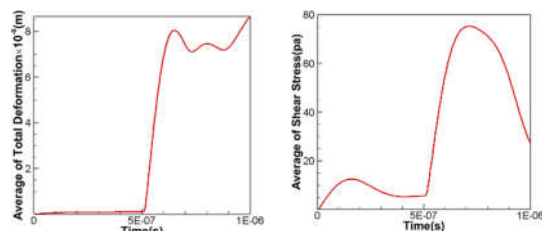
شکل ۲۰- خطوط همتراز (الف) فشار کل درون شریان در صفحه تقارن عرضی (ب) فشار کل بر روی سطح لخته در دید از بالا (ج) تنش برشی روی سطح لخته در دید از بالا در لحظه $5/2 \times 10^{-7}$ ثانیه



شکل ۲۱- خطوط همتراز لزجت و سرعت جریان خون با مدل سیال غیرنیوتنی و اعمال فشار پالس ورودی به شریان ناشی از فروپاشی حباب در صفحه تقارن عرضی در زمان‌های (الف) 2×10^{-8} ثانیه (ب) $5/2 \times 10^{-7}$ ثانیه

۶-۷- شبیه‌سازی تغییر شکل لخته خون با اعمال فشار پالس ورودی ناشی از فروپاشی حباب

به منظور تخریب و متلاشی‌شدن لخته باید مقدار تنش برشی وارد بر لخته بیشتر از مقدار مقاومت نهایی لخته باشد. از آنجایی که مقدار مقاومت نهایی لخته 10200 پاسکال است [۱۴، ۲۹]، مقادیر پارامترها در تابع فشار پالس ورودی طوری تنظیم شده که مقدار تنش برشی وارد بر لخته بر مقدار مقاومت نهایی آن غلبه کند. شکل‌های ۲۲ و ۲۳ تغییرات تنش برشی متوسط وارد بر لخته و تغییرشکل متوسط لخته ناشی از اعمال فشار پالس ورودی به شریان را در طول زمان نشان می‌دهند.



شکل ۲۲- تغییرات تنش برشی متوسط لخته در طول زمان

شکل ۲۳- تغییر شکل متوسط لخته در طول زمان

- [10] Ucar, Elif Yilmazel, Update on Thrombolytic Therapy in Acute Pulmonary Thromboembolism. *Eurasian Journal of Medicine*. 2019;51:186-190.
- [11] Mehdi Jahangiri, Mohsen Saghaian and Mahmood Reza Sadeghi, Effect of six non-Newtonian viscosity models on hemodynamic parameters of pulsatile blood flow in stenosed artery. *Journal of Computational and Applied Research in Mechanical Engineering*. 2018;7:199-207.
- [12] Barbara M. Johnston, Peter R. Johnston, Stuart Corney, David Kilpatrick, Non Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations. *Journal of Biomechanics*. 2006;39:1116-1128.
- [13] Amornsamankul, S., Wiwatanapatapee, B., Wu, Y., Lenbury, Y., Effect of non-Newtonian behaviour of blood on pulsatile flows in stenotic arteries. *World Academy of Science, Engineering and Technology*. 2007;1:787-791.
- [14] Fereidoonhezad B, Dwivedi A, Johnson S, McCarthy R, McGarry P, Blood clot fracture properties are dependent on red blood cell and fibrin content. *Acta Biomater*. 2021;127:213-228.
- [15] Casa LD, Deaton DH, Ku DN., Role of high shear rate in thrombosis. *J Vasc Surg*. 2015;61:1068-1080.
- [16] Ho YJ, Huang CC, Fan CH, Liu HL, Yeh CK., Ultrasonic technologies in imaging and drug delivery. *Cell Mol Life Sci*. 2021;78:6119-6141.
- [17] Stavropoulos-Vasilakis, E., Immersed boundary method for cavitating and biological flows, Doctoral thesis, University of London, 2020.
- [18] Bollen V, Hendley SA, Paul JD, Maxwell AD, Haworth KJ, Holland CK, Bader KB., In Vitro Thrombolytic Efficacy of Single- and Five-Cycle Histotripsy Pulses and rt-PA. *Ultrasound Med Biol*. 2021;46:336-349.
- [19] Gong, Li, Alex R. Wright, Kullervo Hynynen and David E. Goertz, Histotripsy of blood clots within a hollow cylindrical transducer for aspiration thrombectomy applications. *Medical Physics*. 2024;1-33.
- [20] Yang S, Zemzemi C, Escudero DS, Vela DC, Haworth KJ, Holland CK., Histotripsy and Catheter-Directed Lytic: Efficacy in Highly Retracted Porcine Clots In Vitro. *Ultrasound Med Biol*. 2024;50:1167-1177.
- [21] M. Najafi, R. KamaliMoghadam, M. Azadegan, N. SahranavardFard and M. Mohammadi, Ultrasound Bubble Control for Blood Clot Deformation in a Vessel Connected to a Pulmonary Artery. *American Control Conference*. 2021:1464-1469.
- [22] Bajd F, Serša I. A concept of thrombolysis as a corrosion-erosion process verified by optical microscopy. *Microcirculation*. 2012;19:632-641.
- [23] Bajd F, Vidmar J, Blinc A, Sersa I. Microscopic clot fragment evidence of biochemo-mechanical degradation effects in thrombolysis. *Thromb Res*. 2010;126:137-143.
- [24] Noreen Sher Akbar, S. Nadeem, Carreau fluid model for blood flow through a tapered artery with a stenosis. *Ain Shams Engineering Journal*. 2014;5:1307-1316.
- [25] Cho YI, Kensey KR., Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part I: Steady flows. *Biorheology*. 1991;28:241-262.
- [26] پروفیسور س. و پاتانکار، انتقال حرارت و حرکت سیالات. انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ۱۳۹۰.
- [27] Nahirnyak VM, Yoon SW, Holland CK., Acousto-mechanical and thermal properties of clotted blood. *J Acoust Soc Am*. 2006;119:3766-3772.
- [28] Nabilah Ibrahim, Nur Shazilah Abd Aziz, Abreeza Noorlina Abd Manap, Vein mechanism simulation study for deep vein thrombosis early diagnosis using cfd. *Journal of Physics: Conf. Series* 822. 2017:1-6.
- [29] Krasokha, N., Theisen, W., Reese, S., Mordasini, P., Brekenfeld, C., Gralla, J., Slotboom, J., Schrott, G. and Monstadt, H., Mechanical properties of blood clots – a new test method. *Mat.-wiss. u. Werkstofftech*. 2010;41:1019-1024.

سیال استفاده و فشار ضربان‌دار در ورودی شریان استفاده شد. مقادیر تنش برشی و نیروی پسای وارد شده به لخته در مدل سیال غیرنیوتنی نسبت به مدل سیال نیوتنی به ترتیب ۰/۰۹ درصد افزایش و مقدار بسیار اندکی کاهش یافتند. همچنین مقدار لزجت در نیمه ابتدایی شریان بیشتر از سایر نواحی مشاهده شد. با در نظر گرفتن خردسازی بافت با امواج فراصوت به عنوان روش درمانی برای متلاشی کردن و از بین بردن لخته، با فروپاشی حباب موجود در پشت لخته، بیشینه فشار 479×10^6 پاسکال به لخته وارد شده است. نیروی پسا به صورت دو پالس بر روی لخته اثر می‌گذارد که بیشینه اولین پالس ۰/۴۳ نیوتن و بیشینه دومین پالس برابر ۱/۳۲ نیوتن می‌باشد. با اعمال این فشار پالسی مقدار سرعت در ابتدا و انتهای شریان کم است در نتیجه ایستایی و لزجت خون در این نواحی بیشتر می‌باشد. بیشینه تنش برشی و تغییر شکل کلی بدست آمده برای لخته در این پژوهش به ترتیب 37546 پاسکال و $6/77 \times 10^{-7}$ متر می‌باشد. لذا می‌توان گفت باتوجه به مقادیر ذکر شده و مقاومت نهایی لخته، لخته تغییر شکل داده و متلاشی خواهد شد. همانطور که پیش‌تر ذکر شد، زمان کلی حل 10^{-6} ثانیه بوده و این زمان، زمان کوچکی برای مشاهده لحظه متلاشی شدن لخته است و برای این کار، باید حداقل زمان حل به ۱ تا ۲ ثانیه افزایش یابد که به دلیل عدم دسترسی به سخت‌افزار مناسب این بررسی تا 10^{-6} ثانیه انجام شد.

۹- مراجع

- [1] Hendley SA, Paul JD, Maxwell AD, Haworth KJ, Holland CK, Bader KB., Clot Degradation Under the Action of Histotripsy Bubble Activity and a Lytic Drug. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2021;68:2942-2952.
- [2] Talayero, Carlos, Romero, Gregorio, Pearce, Gillian, and Wong, Julian, Numerical modelling of blood clot extraction by aspiration thrombectomy. Evaluation of aspiration catheter geometry. *Journal of Biomechanics*. 2019;94:193-201.
- [3] Vahidi, Bahman, Fatourae, Nasser, Large deforming buoyant embolus passing through a stenotic common carotid artery: A computational simulation. *Journal of Biomechanics*. 2012;45:1312-1322.
- [4] Bajd, Franci, Vidmar, Jernej, Blinc, Ales and Sersa, Igor, Analysis of blood clot degradation fragment sizes in relation to plasma flow velocity. *General Physiology and Biophysics*. 2012;31:237-245.
- [5] Sersa, Igor, Tratar, Gregor and Blinc, Ales, Blood Clot Dissolution Dynamics Simulation during Thrombolytic Therapy. *Journal of Chemical Information and Modeling*. 2005;45:1686-1690.
- [6] Kadri, Olufemi Emmanuel, Chandran, Vishnu Deep, Surlblyte, Migle and Voronov, Roman S., In vivo measurement of blood clot mechanics from computational fluid dynamics based on intravital microscopy images. *Computers in Biology and Medicine*. 2019;106:1-11.
- [7] Bajd, Franci, Sersa, Igor, Mathematical Modeling of Blood Clot Fragmentation During Flow-Mediated Thrombolysis. *Biophysical Journal*. 2013;104:1181-1190.
- [8] Piebalgs, Andris, Yun Xu, X., Towards a multi-physics modelling framework for thrombolysis under the influence of blood flow. *Journal of the Royal Society Interface*. 2015;12:1-10.
- [9] Jeong, Woo WON, Jang, An Sik, and Rhee, Kyehan, Whole blood clot dissolution: in vitro study on the effects of permeation pressure. *Engineering in Medicine: SAGE Journals*. 2007;221:357-363.