



Analytical Two-Dimensional Modeling of Blood Flow in a Balloon with Periodic Inflation and Deflation; Application in Intra- and Extra-Aortic Cardiac Assist Devices

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Rahmani S.¹ PhD,
Heidary S.H.R.¹ Msc,
Navidbakhsh M.*¹ PhD,
Alizadeh M.¹ PhD

How to cite this article

Rahmani S, Heidary S.H.R, Navidbakhsh M, Alizadeh M. Analytical Two-Dimensional Modeling of Blood Flow in a Balloon with Periodic Inflation and Deflation; Application in Intra- and Extra-Aortic Cardiac Assist Devices. Modares Mechanical Engineering. 2019;19(3):569-576.

¹Biomechanics Department, Mechanical Engineering School, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering School, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
Phone: +98 (21) 77209027
Fax: +98 (21) 77240488
mnavid@iust.ac.ir

Article History

Received: July 03, 2018
Accepted: October 24, 2018
ePublished: March 01, 2019

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate hemodynamic parameters such as radial and longitudinal velocities, pressure gradients, and wall shear stress of blood flow through a time-varying radius tube with one end closed. Application of this research is in the intra (as AVICENA) and extra cardiac assist devices, in which their balloons can increase the blood's energy by its periodic inflation and deflation and it makes the blood to be pumped strongly into the aorta. The equation is considered as a two-dimensional model with axial symmetry and analyzed as an analytical solution for aorta. This research shows the continuation of the numerical analysis of the intra- and extra-aortic cardiac assist device in the past papers of the authors in an analytical and two-dimensional model. Results show that the longitudinal velocity is increased as we move from balloon inlet to the balloon outlet along the length of balloon. At a specific time as we move from the balloon walls towards the centerline of the balloon, the radial velocity of blood flow decreases. It means that the blood flow radial velocity at the centerline of the balloon is close to zero. Pressure is decreased as we move from the end closed to the balloon outlet. Although the wall shear stress increases during contracting of balloon, its value is less than that of existing in aorta, thereby concluding that the chosen-balloon properties may be appropriate to be used for the balloon implanted in the aorta.

Keywords Cardiac Assist Device; Balloon Contracting; AVICENA; Theoretical Model; Hemodynamic Parameters

CITATION LINKS

[1] Peristaltic pumping [2] Pulse Propagation Theory. In: Lighthill MJ. Mathematical Biofluidynamics [3] Foundations of mathematical biology [4] Left ventricular assist device and drug therapy for the reversal of heart failure [5] Extended mechanical circulatory support with a continuous-flow rotary left ventricular assist device [6] Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device [7] Long-term implantable ventricular assist devices (VADs) and total artificial hearts (TAHs) [8] Total artificial hearts: Past, present, and future [9] Pneumatic paracorporeal ventricular assist device as bridge to transplant in children ≤ 20 kg: Krakow experience [10] Intrapericardial left ventricular assist device for advanced heart failure [11] The future of adult cardiac assist devices: Novel systems and mechanical circulatory support strategies [12] Rheological parameters for the viscosity viscoelasticity and thixotropy of blood [13] Pulsatile flow of non-Newtonian fluid in distensible models of human arteries [14] On the application of a constitutive equation for whole human blood [15] Flows in stenotic vessels [16] On coupling a lumped parameter heart model and a three-dimensional finite element aorta model [17] Physiological simulation of blood flow in the aorta: Comparison of hemodynamic indices as predicted by 3-D FSI, 3-D rigid wall and 1-D models [18] Modeling of balloon part of a new cardiac assist device known as AVICENA [19] Hemodynamic simulation of blood flow in a new type of cardiac assist device named AVICENA [20] Investigation of a new prototype of multi-balloons LVAD using FSI

حل تحلیلی جریان دوبعدی خون در بالن با باز و بسته شدن به صورت متناوب، کاربرد در دستگاه‌های کمک قلبی داخل و خارج آئورتی

شاهرخ رحمانی PhD

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

سیدحمیدرضا حیدری MSc

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

مهدی نویدبخش PhD*

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

منصور علیزاده PhD

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

هدف این مقاله مطالعه و بررسی پارامترهای همودینامیک خون مانند سرعت‌های شعاعی و طولی، تغییرات فشار و تنش برشی دیواره در یک بالن با یک طرف بسته است. کاربرد این تحقیق در دستگاه کمک قلبی داخل آئورتی (مثلا آویسنا) یا خارج آئورتی همراه با بالن است که به صورت متناوب باز و بسته می‌شود است. باز و بسته شدن این بالن باعث افزایش انرژی خون و پمپاژ بهتر آن به سمت سیستم خون‌رسانی بدن می‌شود. مساله به صورت مدل دوبعدی با تقارن محوری و به صورت حل تحلیلی برای رگ آئورت بررسی می‌شود. تحقیق پیش رو ادامه حل عددی دستگاه کمک قلبی داخل و خارجی آئورتی در مقالات گذشته نویسندگان حاضر به صورت تحلیلی و دو بعدی را نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهند که سرعت طولی جریان خون با حرکت از ابتدا یعنی طرف بسته به سمت انتهای بالن افزایش می‌یابد. در یک زمان معین با حرکت از دیواره‌های بالن به سمت مرکز بالن، سرعت شعاعی خون کاهش می‌یابد که مبین سرعت نزدیک به صفر جریان خون در مرکز بالون است. هرچه به سمت انتهای بالن نزدیک می‌شویم فشار در طول بالن کاهش می‌یابد. اگرچه تنش برشی دیواره با کوچک شدن بالن افزایش می‌یابد اما مقدار متوسط آن از مقدار تنش برشی دیواره در حالت طبیعی در رگ آئورت کمتر است که می‌تواند بیان‌کننده این مطلب باشد که ماده انتخاب شده برای جنس بالن، برای استفاده در طرح دستگاه کمک قلبی مناسب است.

کلیدواژه‌ها: وسایل کمک قلبی، بسته شدن بالن، آویسنا، مدل ریاضی، پارامترهای همودینامیک

تاریخ دریافت: ۹۷/۰۴/۱۲

تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۸/۰۲

* نویسنده مسئول: mnavid@iust.ac.ir

۱- مقدمه

خروج خون از بطن چپ به سمت آئورت به دلیل انقباض بطن چپ در فاز سیستول رخ می‌دهد. خون از میان رگ‌ها با تولید موج‌های ضربانی جریان می‌یابد. ویژگی‌های این جریان خونی به شدت به تغییر شکل مواد دیواره‌ها بستگی دارد که تحقیقات زیادی در این زمینه انجام شده است [1-3]. یکی از مشکلات رایج و خطرناک مربوط به قلب انسان، عملکرد ضعیف بطن چپ در پمپ‌کردن خون به سمت آئورت است که امروزه مردم بسیار زیادی به این عارضه گرفتار شده‌اند. در واقع در چنین مواردی بازده کاری بطن چپ در منقبض و منبسط شدن متوالی کاهش می‌یابد و سیکل قلبی دچار نقصان می‌شود. داروها و وسایل کمکی زیادی توسعه داده شده‌اند تا نه تنها اثرات بد مربوط به این بیماری را کاهش دهند، بلکه به بطن چپ کمک کنند تا دوباره به عملکرد طبیعی خود برگردد [4-6]. به طور کلی دستگاه‌های حمایت‌کننده سیستم گردش خون به دو

نوع کلی قلب مصنوعی (TAH) و سیستم‌های مکانیکی کمک‌کننده بطن (VAD) تقسیم‌بندی می‌شود. به کارگیری هر یک از دو گروه ذکر شده مزایا و معایب خاص خود را دارد. اگر چه قلب مصنوعی می‌تواند تمامی عملکردهای مربوط به قلب را به درستی به اجرا در آورد، اما احتیاج به انعقاد خون، جلوگیری از خونریزی، نیاز به ترومبوآمبولیک و همچنین محدودیت استفاده از جهت سائز برای استفاده از این وسایل نیاز به مطالعات و بررسی‌های بیشتری است [7، 8]. دستگاه‌های مکانیکی کمک‌کننده خود دارای انواع مختلفی از جمله ضربانی الکتریکی و پنیوماتیک یا غیرضربانی شامل انواع پمپ‌های غلتنکی، گریز از مرکز و محوری وجود دارند. از یک پمپ پنیوماتیک ضربانی برای کمک به بطن چپ در پمپاژ خون استفاده شده است. از مزایای این پمپ می‌توان به کاهش پس‌بار در لحظه‌های اولیه سکنه مغزی و افزایش خون شریانی کرونری اشاره کرد [9]. استفاده از پمپ‌های گریز از مرکز به دلیل آسیب کمتر به سلول‌های خون، منجر به همولیزیز خون، ارزان و ساده بودن به صورت متداول در اکثر عمل‌های جراحی صورت می‌گیرد [10]. به طور کلی مقایسه از نقطه نظر نوع وسیله، نوع جریان تولیدکننده، موقعیت قرارگیری، مقدار دبی حجمی تولیدی، میزان نیاز به مواد ضدانعقادی و مدت زمان استفاده از هر یک از وسایل کمک‌کننده مورد مطالعه قرار گرفته است [11]. از معایب استفاده از دستگاه‌های حمایتی گردش خون می‌توان به عارضه مربوط به ترومبوآمبولیک، انواع عفونت، خونریزی و اختلال در عملکرد بطن راست اشاره کرد.

بررسی پارامترهای همودینامیک خون مانند سرعت‌های شعاعی و طولی، تغییرات فشار و تنش برشی دیواره در یک بالن از جمله موارد ضروری در طراحی وسایل کمک‌کننده بطن چپ در پمپاژ خون هستند. رفتارشناسی خون با در نظر گرفتن ویسکوزیته غیرنیوتنی و با رفتار ویسکوالاستیک و تیکسوتروپ انجام شده است [12]. جریان ضربانی خون در رگ‌ها با حالت‌های چندشاخه هم به صورت عددی و هم تجربی با در نظر گرفتن تغییر شکل‌پذیری دیواره رگ مورد بررسی قرار گرفته و براساس این بررسی اختلاف سرعت زیادی در این حالت نسبت به حالت جریان آنالوگ مشاهده شده است [13]. با استفاده از مدل‌های مختلف غیرنیوتنی به منظور شبیه‌سازی جریان خون در رگ‌های بزرگ، نشان داده شده که تنش تسلیم خون روی پروفایل سرعت و تنش برشی دیواره رگ تأثیری ندارد [14]. تنش برشی دیواره پایین دست جریان در رگ با گرفتگی با تقارن محوری با در نظر گرفتن نیروهای همودینامیک اعمالی بر پلاک مدل‌سازی ریاضی شده است [15]. آئورت به صورت سه‌بعدی با استفاده از روش پارامتر لامپ، مدل‌سازی ریاضی شده است [16]. شبیه‌سازی فیزیولوژیکی جریان خون در رگ آئورت مورد توجه قرار گرفته و پارامترهای همودینامیک در دو حالت رگ صلب و الاستیک با استفاده از معادلات و مرسلی بررسی شده است [17].

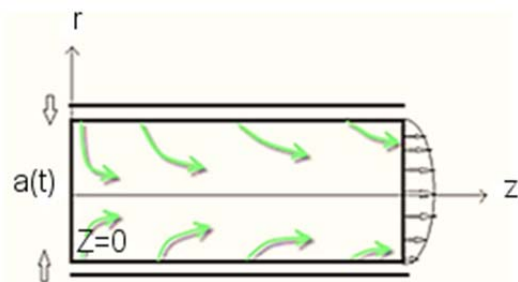
در این مقاله پس از مطالعه و بررسی جریان شارش شده خون در مدل دوبعدی بالن هنگام انبساط و انقباض بالن، مدل‌سازی ریاضی از جریان خون با فرض تغییرات شعاعی مجرا با زمان که از نوآوری‌های این پژوهش به شمار می‌آید، انجام گرفته و از طریق آن پارامترهای همودینامیک از جمله سرعت‌های شعاعی و طولی، تغییرات فشار و تنش برشی دیواره مورد بررسی قرار گرفته است. در واقع، به منظور حل تحلیلی مساله، معادلات ناویر-استوکس و پیوستگی با اعمال شرایط مرزی حاکم بر مساله با کمک گرفتن از کارهای گذشته، ساده‌سازی و سپس پارامترهای همودینامیک فرمول‌بندی خواهند شد. پس از استخراج روابط به دست آمده برای

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} + v \frac{\partial u}{\partial r} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) \quad (3)$$

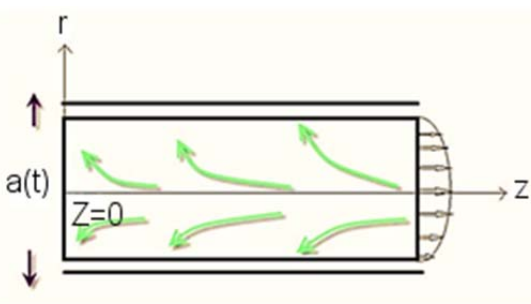
$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial z} + v \frac{\partial v}{\partial r} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \nu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} - \frac{v}{r^2} \right) \quad (4)$$

$$\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} = 0 \quad (5)$$

که در معادلات فوق متغیر Z مختصه محوری بوده که در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است.



شکل (۱) مدل دو بعدی پر شدن بالن



شکل (۲) مدل دو بعدی خالی شدن بالن

دیواره بالن، فقط در جهت شعاعی حرکت می‌کند و شعاع آن فقط تابعی از زمان است. همچنین با باز و بسته شدن بالن فرض شده است که سرعت طولی در جهت طول بالن تغییرات داشته و در جهت شعاع بالن هیچ تغییری نداشته باشد. توجه داریم که سرعت شعاعی سیال در دیواره (v_m) برابر با سرعت دیواره ($\dot{a} = \frac{da}{dt}$) فرض می‌شود. با توجه به مطالب ذکر شده، شرایط مرزی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\frac{\partial u}{\partial r} = 0 \quad r = a(t) \quad (6)$$

$$v = 0 \quad r = 0 \quad (7)$$

جریان حجمی عبورکننده از مقطع بالن در فاصله x از مبدأ، به وسیله مقدار سیالی که هم‌اکنون در حجم بین صفر و x قرار دارد، تغذیه می‌شود. همچنین طول بالن، L در نظر گرفته شده است. بنابراین سرعت متوسط جریان (u_m) به صورت زیر محاسبه می‌شود که بعداً برای محاسبه تابع جریان لازم است:

$$(2\pi a L) \dot{a} = \pi a^2 u_m \Rightarrow u_m = -2x \frac{\dot{a}}{a} \quad (8)$$

در برقراری معادله ۸، به این موضوع پرداخته شد که مقدار حجم کم شده توسط کوچک شدن بالن، برابر با مقدار حجم خون

دو شرایط مرزی اولیه ایده‌آل و واقعی، نمودارهای به دست آمده از گرادیان فشار، سرعت و تنش برشی مورد تفسیر و بحث قرار می‌گیرند تا صحت و درستی نتایج به دست آمده از مدل سازی ریاضی مساله مورد ارزیابی قرار گیرد. کاربرد این تحقیق در دستگاه کمک قلبی داخل آئورتی (مثلاً آویسنا) یا خارج آئورتی همراه با بالن است که به صورت متناوب باز و بسته می‌شود. باز و بسته شدن این بالن باعث افزایش انرژی خون و پمپاژ بهتر آن به سمت سیستم خون‌رسانی بدن می‌شود. مساله به صورت مدل دو بعدی با تقارن محوری و به صورت حل تحلیلی برای رگ آئورت بررسی می‌شود. تحقیق پیش رو، ادامه حل عددی دستگاه کمک قلبی داخل و خارجی آئورتی در مقالات گذشته به صورت تحلیلی و دو بعدی را نشان می‌دهد [18-20].

۲- حل تحلیلی مساله مورد بررسی

پس از فرارگیری بالن در قسمت نزولی آئورت، هنگامی که خون در فاز سیستول می‌خواهد به سمت جلو پمپ شود، قسمت بالادست پمپ بسته می‌شود و باعث جریان یافتن خون به قسمت پایین دست بالن و در نتیجه آئورت خواهد شد. برای مدل سازی این پدیده می‌توان بالن را به صورت یک استوانه در نظر گرفت که یک طرف آن بسته بوده و شعاع آن با زمان و سرعتی که از منحنی فشار پمپ گرفته می‌شود، در حال کوچک شدن است. با کاهش شعاع بالن، خون به سمت جلو پمپاژ می‌شود و دارای سرعت‌های طولی و شعاعی می‌شود.

در این تحقیق، استوانه به صورت متقارن محوری در نظر گرفته شده است. بنابراین معادلات ناویر-استوکس در مختصات استوانه‌ای نوشته می‌شوند. مساله ابتدا برای شرایط اولیه صفر حل می‌شود. به عبارت دیگر، فرض می‌شود که خون در زمان صفر در حالت سکون قرار دارد. با توجه به این که گرادیان فشار در ابتدا و انتهای بالن تقریباً ناچیز بوده، به همین دلیل فشار درون بالن با فشار خروجی در لحظه اول برابر است. برای ورود به معادلات حاکم و حل آنها نخست نیاز است که پارامترهایی برای ساده سازی و رسیدن به نتایج مطلوب معرفی شوند. یکی از این پارامترها تابع جریان است که به منظور یکسان سازی حل معادلات ناویر-استوکس می‌تواند مفید واقع شود و به صورت زیر تعریف می‌شود که متناسب با طول بالن، شعاع بالن و تابع F است.

$$\psi \propto x \cdot f(a) \cdot F(\eta, t) \quad (1)$$

که در آن، x فاصله طولی از مبدأ، a شعاع استوانه در لحظه t بوده و پارامتر η یک پارامتر بی بعد است که برابر است با:

$$\eta = \frac{r}{a} \quad (2)$$

که در آن، r معرف فاصله شعاعی از مرکز لوله به شعاع a است. به منظور درک بهتر از مساله مورد نظر، شکل شماتیک بالن در حالت‌های کوچک و بزرگ شونده در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود، جریان در بالن در حالت بزرگ شدن شعاع به صورت برگشتی عمل می‌کند. باید توجه شود که ضمن کوچک و بزرگ شدن بالن به ترتیب به طول بالن اضافه و کم می‌شود. در مدل سازی که در این مقاله انجام گرفته، برای ساده سازی از این مقدار از تغییر طول صرف نظر شده است. برای به دست آوردن رفتار سیال در بالن با تغییر شعاع، معادلات ناویر-استوکس و معادله پیوستگی به صورت زیر نوشته می‌شوند:

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[u \left(\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) - \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} + v \frac{\partial u}{\partial r} \right) \right] = 0 \quad (17)$$

اگر از معادله ۳ استفاده کنیم، باید از دو طرف معادله نسبت به r مشتق بگیریم که با تکرار روند فوق، منجر به معادله مشابه در رابطه ۱۷ می‌شود.

حال با جای‌گذاری معادلات ۱۵ در معادله ۱۷ و استفاده از مشتق‌گیری زنجیره‌ای، یک معادله بر حسب تابع F به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\begin{aligned} & \frac{1}{a^3} \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial F}{\partial \eta} - \frac{1}{\eta} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} \right) + \left(\frac{v}{a^3} \right) \left(- \frac{\partial F}{\partial \eta} \right)^2 - \frac{1}{\eta^2} \frac{\partial F}{\partial \eta} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} \\ & - \frac{v}{a^3} \left(- \frac{\partial F}{\partial \eta} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} + \eta F \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} - \frac{1}{\eta^2} F \frac{\partial^3 F}{\partial \eta^3} \right) \\ & + \frac{v}{a^3} \left(\frac{1}{\eta^2} F \frac{\partial F}{\partial \eta} - \frac{1}{\eta^3} F \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} \right) \quad (18) \\ & = \frac{v}{a^3} \left(\left(1 + \frac{2}{\eta^2} \right) \frac{\partial^3 F}{\partial \eta^3} - \frac{2}{\eta^3} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} - \frac{1}{\eta} \frac{\partial^4 F}{\partial \eta^4} \right) \\ & + \frac{v}{a^3} \left(\frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} \left(1 + \frac{1}{\eta^2} \right) - \frac{1}{\eta} \frac{\partial^3 F}{\partial \eta^3} \right) - \frac{v}{a^3} \left(\frac{\partial F}{\partial \eta} - \frac{1}{\eta} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} \right) \end{aligned}$$

همان طور که ملاحظه می‌شود، معادله فوق یک معادله غیرخطی با متغیرهای t و η است که حل آن به صورت تحلیلی امکان‌پذیر نیست. اما اگر دقت کنیم، می‌بینیم که خود متغیر η با زمان تغییر می‌کند. در نتیجه می‌توان با بهره‌گیری از روش تشابه، معادله فوق را فقط بر حسب یک متغیر نوشت [18]. با استفاده از روش تشابه و حذف متغیر t ، معادله ۱۸ به صورت زیر ساده‌سازی می‌شود:

$$\begin{aligned} & \frac{d}{d\eta} \left[\frac{1}{\eta} \frac{d(\eta G)}{d\eta} \right] = \frac{a_0^2 \alpha}{2\nu} \left[\frac{G}{\eta} \frac{dF}{d\eta} - F \frac{d}{d\eta} \left(\frac{G}{\eta} \right) + \eta \frac{dG}{d\eta} + 3G \right] \quad (19) \\ & G = \frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{dF}{d\eta} \right) \end{aligned}$$

که در آن α به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\alpha = \frac{\dot{a}a}{\nu} \quad (20)$$

برابر با شعاع بالن در لحظه اولیه است. بنابراین شرایط مرزی در η مساوی با صفر و یک بر حسب تابع F و پارامتر بی‌بعد η به صورت زیر تغییر می‌کند:

$$\frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{dF_n}{d\eta} \right) = 0 \quad \frac{F_n}{\eta} = 0 \quad \eta = 0 \quad (21)$$

$$\frac{1}{\eta} \frac{dF_n}{d\eta} = 0 \quad \frac{F_n}{\eta} = -\alpha \quad \eta = 1 \quad (22)$$

برای حل معادلات فوق، توابع F و G را به صورت سری توانی و با ضریبی از R می‌نویسیم. در حل معادله فوق از روش شبه اغتشاش هموتوبی استفاده کرده‌ایم.

$$F = \sum_{i=0}^{\infty} F_i R^i \quad (23)$$

$$G = \sum_{i=0}^{\infty} G_i R^i$$

با جای‌گذاری معادلات ۲۳ در معادله ۱۹ خواهیم داشت:

خارج‌شده از بالن بوده و معادله فوق نشان می‌دهد که مقدار u_m با x متناسب است.

به منظور حل معادلات ناویر-استوکس به صورت یکسان نیاز است که سرعت‌های شعاعی و طولی بر حسب یک تابع بازنویسی شوند. تابعی که می‌تواند این ارتباط را برقرار سازد، تابع جریان است. بنابراین تابع جریان که لازمه حل معادلات ناویر-استوکس است به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\begin{aligned} u &= \frac{1}{r} \frac{\partial \psi}{\partial r} \quad (9) \\ v &= - \frac{1}{r} \frac{\partial \psi}{\partial z} \end{aligned}$$

برای ساده‌سازی می‌توان از تابع ورتیسیته ζ به صورت زیر بهره جست:

$$\zeta = \frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\partial u}{\partial r} = - \frac{1}{r} \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} - \frac{1}{r} \frac{\partial^2 \psi}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial \psi}{\partial r} \quad (10)$$

با مشتق‌گیری نسبت به r و z در معادلات ۳ و ۴ و با حذف فشار از معادلات حرکت و همچنین استفاده از معادله ۱۰، معادله ورتیسیته به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\frac{\partial \zeta}{\partial t} + u \frac{\partial \zeta}{\partial z} + v \frac{\partial \zeta}{\partial r} - \frac{1}{r} v \zeta = \nu \left(\frac{\partial^2 \zeta}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 \zeta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \zeta}{\partial r} - \frac{1}{r^2} \zeta \right) \quad (11)$$

حال با جای‌گذاری معادلات ۹ و ۱۰ در معادله ۱۱، یک معادله دیفرانسیل بر حسب ψ به دست می‌آید. حال می‌خواهیم تناسب مربوط به عبارت ۲ را به معادله تبدیل کنیم. برای این کار، معادله به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\psi = x^m f(a). F(\eta, t) \quad (12)$$

برای به دست آوردن مقدار m ، از معادله ۸ و ۹ داریم:

$$\begin{aligned} u &= \frac{1}{r} \frac{\partial \psi}{\partial r} = \frac{1}{r} x^m f(a) \cdot \frac{\partial}{\partial r} (F(\eta, t)) = -2x \frac{\dot{a}}{a} \quad (13) \\ \Rightarrow m &= 1 \end{aligned}$$

برای پیدا کردن ضریب $f(a)$ با جای‌گذاری معادلات ۹ و ۱۰ در معادله ۱۱ و مقایسه ابعادی ترم‌های اینرسی (متناسب با $\frac{x f^2}{a^5}$) و ترم‌های ویسکوز (متناسب با $\frac{x f \dot{\theta}}{a^5}$)، ضریب $f(a)$ به صورت $f(a) = \dot{\theta}$ به دست می‌آید. در نتیجه، عبارت تابع جریان ψ به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\psi = x \cdot \nu \cdot F(\eta, t) \quad (14)$$

پس از به دست آوردن تابع جریان، معادلات ۹ می‌توانند به صورت زیر بازنویسی شوند:

$$u = \left(\frac{\nu}{a^2} \right) (1+x) \left(\frac{1}{\eta} \frac{\partial F}{\partial \eta} \right) \quad (15)$$

$$v = - \left(\frac{\nu}{a} \right) \left(\frac{1}{\eta} F \right)$$

چون v در معادله ۱۵ مستقل از طول بالن است، ورتیسیته به صورت $\zeta = - \frac{\partial u}{\partial r}$ در می‌آید. از معادله پیوستگی خواهیم داشت:

$$\frac{v}{r} = - \frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial v}{\partial r} \quad (16)$$

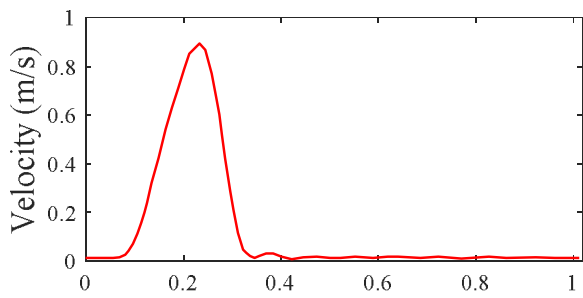
با جای‌گذاری ورتیسیته و معادله ۱۶ در معادله ۱۱ داریم:

به دلیل ترم های طولانی این پارامترهای همودینامیک از آوردن معادلات نهایی مربوط به آنها پرهیز خواهیم کرد. پس از به دست آوردن گرادیان های سرعت و استفاده از روابط تنش برشی برای سیالات نیوتنی از معادله زیر، تنش برشی مربوط به دیواره بالن قابل محاسبه خواهد بود.

$$\tau = \mu \left(\frac{\partial x}{a^3} \right) \left(\frac{1}{\eta} \frac{\partial^2 F}{\partial \eta^2} - \frac{\partial F}{\partial \eta} \right) \quad (۳۰)$$

۳- معادلات حاکم بر مساله در شرایط نزدیک به واقعیت

در بخش قبل، مقادیر سرعت های طولی و شعاعی، تغییرات فشار در طول بالن و همچنین تنش برشی به صورت تحلیلی برای شرایطی که خون در داخل بالن در لحظه اولیه بدون سرعت است، محاسبه شدند. اما در واقع، هنگام شروع کوچک شدن بالن، خون دارای سرعت ناشی از پمپاژ خون به وسیله بطن چپ است. در این قسمت، معادلات صحیح حاکم بر مساله برای حالتی که ابتدای بالن دارای سرعت اولیه متغیر با زمان است، تکرار می شود. در نمودار ۱، سرعت جریان خون در ابتدای بالن نشان داده شده و لازم به توضیح است که به منظور دستیابی به تابع سرعت، با استفاده از سری فوریه، منحنی مناسب بر داده های سرعت، برازش شده است.



نمودار ۱) سرعت ورودی جریان خون به بالن

همانند بخش قبلی برای ورود به معادلات حاکم و حل آنها، نخست نیاز است که پارامترهایی برای ساده سازی و رسیدن به نتایج مطلوب معرفی شوند. یکی از این پارامترها تابع جریان است که به منظور یکسان سازی حل معادلات ناویر-استوکس می تواند مفید واقع شود و به صورت زیر که متناسب با طول بالن، شعاع بالن و تابع F است، تعریف می شود. لازم به توضیح است که به دلیل این که در مکان $x=0$ خون دارای سرعت است، تابع جریان در این حالت به صورت معادله زیر تعریف می شود:

$$\psi \propto (n+x^m) f(a).F(\eta, t) \quad (۳۱)$$

که در معادله فوق تمامی پارامترها مانند حالت شرایط ایده آل تعریف شده اند.

در حالت نزدیک به واقعیت، شرایط مرزی مانند معادلات زیر در r مساوی صفر و $a(t)$ و همچنین x در صفر مانند زیر تعریف می شوند:

$$v = v_w = \dot{a}(t) = \frac{da}{dt} \quad r = a(t) \quad (۳۲)$$

$$\frac{\partial u}{\partial r} = 0 \quad v = 0 \quad r = 0 \quad (۳۳)$$

$$\frac{d}{d\eta} \left[\frac{1}{\eta} \frac{d(\eta G_0 + \eta G_1 R + \eta G_2 R^2 + \dots)}{d\eta} \right] = R \left[\frac{G_0 + G_1 R + G_2 R^2 + \dots}{\eta} \frac{d(F_0 + F_1 R + F_2 R^2 + \dots)}{d\eta} - \frac{d(G_0 + G_1 R + G_2 R^2 + \dots)}{d\eta} \right] + R \left[\eta \frac{d(G_0 + G_1 R + G_2 R^2 + \dots)}{d\eta} + 3(G_0 + G_1 R + G_2 R^2 + \dots) \right] \quad (۲۴)$$

با برابر قراردادن ضرایب توان های برابر از R همانند روش هموتویی در حل معادلات غیرخطی، معادلات زیر به دست می آیند:

$$\frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{d(\eta G_0)}{d\eta} \right) = 0 \quad (۲۵)$$

$$G_0 = \frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{dF_0}{d\eta} \right)$$

و برای مرتبه ۱ و بالاتر داریم:

$$\frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{d(\eta G_n)}{d\eta} \right) = R \left[\sum_{i=0}^{n-1} \left(\frac{G_i}{\eta} \frac{dF_{n-i-1}}{d\eta} - F_i \frac{d}{d\eta} \left(\frac{G_{n-i-1}}{\eta} \right) \right) + \eta \frac{dG_{n-1}}{d\eta} + 3G_{n-1} \right] \quad (۲۶)$$

$$G_n = \frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{dF_n}{d\eta} \right)$$

و شرایط مرزی معادلات ۲۵ و ۲۶ به صورت زیر تعریف می شود:

$$\frac{d}{d\eta} \left(\frac{1}{\eta} \frac{dF_0}{d\eta} \right) = 0 \quad \frac{F_0}{\eta} = 0 \quad \eta = 0 \quad (۲۶)$$

$$\frac{1}{\eta} \frac{dF_0}{d\eta} = 0 \quad \frac{F_0}{\eta} = -\alpha \quad \eta = 1 \quad (۲۷)$$

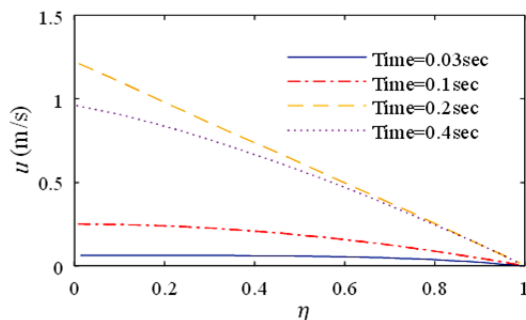
توابع F و G به صورت زیر به دست می آیند:

$$F(\eta) = (2\eta^2 - \eta^4) + \frac{R\eta^2}{36} (\eta^2 - 1)^2 (\eta^2 - 10) + \frac{R^2\eta^2}{1940400} (\eta^2 - 1)^2 (2\eta^6 - 101\eta^4 + 596\eta^2 - 1057) + \frac{R^3\eta^2}{5882034651} (\eta^2 - 1)^2 (3\eta^8 - 56\eta^6 + 113\eta^4 - 32\eta^2 + 1102) + O(R^4) \quad (۲۸)$$

$$G(\eta) = -8\eta + \frac{2R}{3} (2\eta^4 - 12\eta^3 + 7) - \frac{R^2\eta}{135} (3\eta^8 - 105\eta^6 + 480\eta^4 - 705\eta^2 + 271) + \frac{R^3\eta^2}{1024} (5\eta^{12} - 761\eta^{10} + 905\eta^8 - 1003\eta^6 + 65\eta^4 - 102\eta^2 - 722) + O(R^4) \quad (۲۹)$$

با به دست آوردن توابع F و G، سرعت های طولی و شعاعی به دست آمده و جای گذاری آنها در معادلات ناویر-استوکس، گرادیان فشار در راستای طول بالن قابل محاسبه خواهد بود که در این مقاله

در دیواره که صفر است، می‌رسد. سرعت طولی جریان خون در لحظه ۰/۱ ثانیه افزایش پیدا می‌کند، در حالی که شکل پروفایل سرعت تغییر چندانی نکرده و فقط کمی از حالت تختی منحنی در مرکز بالن دور شده است. نکته قابل توجه دیگر، مربوط به سرعت ماکزیمم جریان در وسط بالن که برابر با ۰/۲ بوده، در ۰/۰۷ ثانیه تقریباً ۴ برابر شده است و این مفهوم را می‌رساند که تغییر شعاعی بالن تاثیر زیادی بر میزان خون خروجی از بالن دارد. در این قسمت نیز، سرعت در دیواره برابر صفر و در مرکز بالن دارای ماکزیمم مقدار خود یعنی ۰/۲۵ است. شکل نمودار در لحظه ۰/۲ ثانیه تقریباً خطی است. همچنین سرعت خروجی جریان خون افزایش پیدا کرده، به طوری که سرعت ماکزیمم بیشتر از سرعت ماکزیمم خون در شرایط نرمال شده است. نکته قابل توجه این است که با توجه به این نمودارهای سرعت هر چه از شعاع بزرگتر به شعاع کوچکتر برای بالن می‌رسیم، شکل منحنی از حالت غیرخطی دور می‌شود و به شکل خطی نزدیک می‌شود. در توجیه این قضیه شاید بتوان گفت که در ابتدای حرکت بالن در جهت شعاعی، اغتشاشی به جریان وارد می‌شود که این باعث می‌شود مدتی طول بکشد تا جریان خون، حالت پایداری به خود بگیرد. برای کامل شدن بحث در رابطه با سرعت خون در جهت طولی، سرعت در لحظه ۰/۴ ثانیه نیز بررسی می‌شود. همان طور که از نمودار ۲ پیداست، شکل نمودار نسبت به لحظه ۰/۲ ثانیه، کمی تغییر کرده و به حالت منحنی نزدیک شده، اما سرعت فرق کرده، به این معنی که سرعت کمتر شده است. در این حالت، سرعت کوچک شدن شعاع بالن نیز کمتر شده است و شاید این مساله خود دلیل قانع کننده‌ای برای شکل منحنی ایجاد شده باشد.



نمودار ۲) سرعت طولی جریان خون در بالن حین کوچک شدن (پُرشدن) بالن

سرعت شعاعی جریان خون در بالن حین کوچک شدن بالن برای زمان‌های مختلف در فاصله محوری ۱۰ سانتی‌متری از دهانه بالن در نمودار ۳ نشان داده شده است. در لحظه ۰/۰۳ ثانیه، سرعت شعاعی خون در بالن در دیواره برابر با سرعت داده شده به دیواره است. در مرکز بالن، همان طور که مورد انتظار بود، این مقدار برابر با صفر است. نکته قابل توجه این بوده که ماکزیمم سرعت شعاعی تقریباً در ۰/۷ شعاع اتفاق افتاده و احتمالاً به این دلیل بوده که اغتشاش در موقعیت کمی دورتر از دیواره‌های بالن، تاثیر بیشتری بر حرکت خون در جهت شعاعی نسبت به خون نزدیک دیواره داشته است. به دلیل سرعت کم دیواره در ثانیه‌های ابتدایی، مقادیر سرعت شعاعی خون نیز سرعت کمتری به خود گرفته و سرعت شعاعی خون در بالن در زمان ۰/۱ ثانیه تغییر چندانی نکرده است. با توجه به نمودار ۳ مشخص بوده که سرعت شعاعی خون در این زمان تقریباً برابر با مقدار آن در لحظه قبلی است. در این موقعیت نیز سرعت خون در دیواره برابر با سرعت خود دیواره است. سرعت شعاعی در مرکز بالن کمترین مقدار خود یعنی صفر و در تقریباً ۰/۸ شعاع

$$u = u_0 \quad v = 0 \quad x = 0 \quad (34)$$

که در آن برابر با سرعت خون در ابتدای بالن است. با توجه به مطالب قبلی در این قسمت نیز، m برابر با یک و $f(a)$ نیز برابر با ویسکوزیته سینماتیک محاسبه می‌شود. با این تفاوت که در سمت راست معادله ۱۳، ترم u_0 اضافه می‌شود. با استفاده از معادلات ورتیسیتته و بهره‌گیری از تابع جریان، عبارات مربوط به سرعت‌های طولی و شعاعی به صورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$u = \left(\frac{v}{a^2}\right)(n+x) \left(\frac{1}{\eta} \frac{\partial F}{\partial \eta}\right) = \left(\frac{vn}{a^2}\right) \left(\frac{1}{\eta} \frac{\partial F}{\partial \eta}\right) + \left(\frac{vx}{a^2}\right) \left(\frac{1}{\eta} \frac{\partial F}{\partial \eta}\right) \quad (35)$$

$$v = -\left(\frac{v}{a}\right) \left(\frac{1}{\eta} F\right)$$

همان طور که ملاحظه می‌شود، سرعت شعاعی جریان خون بدون تغییر باقی می‌ماند. در نتیجه می‌توان گفت که این سرعت طولی بر سرعت شعاعی بی‌تاثیر خواهد بود. حال دو مجهول F و n داریم که باید محاسبه شوند. مجهول n ناشی از ورود سرعت خون در ابتدای بالن است که باید با استفاده از تابع سرعت نمودار ۱ به دست آید. معادله سری فوریه تابع سرعت ورودی خون به بالن به صورت زیر تخمین زده می‌شود:

$$f(t) = 0.1181 + a_n \cos(6.28t) + b_n \sin(6.28t) \quad (36)$$

مقادیر ضرایب a_n و b_n در جدول ۱ تا $n=9$ آورده شده است.

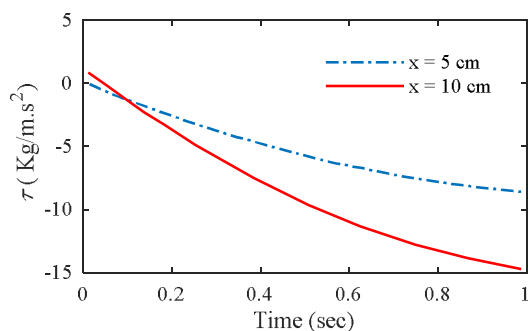
جدول ۱) ضرایب سری فوریه

b_n	a_n	N
۰/۲۱۷۸	۰/۰۵۳۳	۱
۰/۰۹۲۱	-۰/۱۷۰	۲
-۰/۱۱۱	۰/۰۹۹	۳
۰/۰۸۲۶	۰/۰۶۱۶	۴
۰/۰۳۰۹	۰/۰۵۳۳	۵
-۰/۱۷۰	۰/۰۱۸۷	۶
۰/۰۳۰	۰/۰۹۹	۷
-۰/۰۱۰۷	۰/۰۱۷۹	۸
۰/۰۰۰۷۸	۰/۰۱۷۹۵۳	۹

۴- استخراج نتایج و تفسیر آنها

در این بخش بر آنیم که نتایج حاصل از معادلات تحلیلی پارامترهای همودینامیک را در قالب نمودار مورد بحث قرار دهیم. در واقع، نمودارهای سرعت طولی و شعاعی، تغییرات فشار در طول بالن و همچنین تنش برشی در شعاع‌های مختلف که بالن در حال کوچک شدن است را با توجه به معادلات به دست آمده از حل تحلیلی برای حالت نزدیک به واقعیت رسم و تفسیر می‌کنیم. برای صحت‌سنجی روش مورد مطالعه، معادلات سیال خون داخل رگ بدون در نظر گرفتن حرکت دیواره، حل و نتایج با تحقیقات موجود از نظر سرعت خروجی خون و فشار ورودی رگ مقایسه شد. نتایج از توافق خوبی برخوردار بود و در ادامه، سرعت دیواره در جهت طولی به مدل مورد نظر، اضافه و مساله از نو با روش ذکر شده حل شد. سرعت طولی جریان خون در بالن حین کوچک شدن بالن برای زمان‌های مختلف در فاصله محوری ۱۰ سانتی‌متری از دهانه بالن در نمودار ۲ نشان داده شده‌اند. در لحظه ۰/۰۳ ثانیه، شکل نمودار سرعت طولی شبیه به قسمتی از منحنی سهمی شکل است. چون در ابتدای حرکت دیواره بالن هستیم، ماکزیمم سرعت طولی جریان خون کم و تقریباً برابر با ۰/۰۷ متر بر ثانیه است. با توجه به نمودار، سرعت از ماکزیمم مقدار خود در وسط بالن به مینیمم سرعت خود

نمودار تنش برشی (به دلیل اهمیت تنش برشی در دیواره) در دیواره بر حسب شعاع در دو طول مختلف از بالن در نمودار ۵ رسم شده است. چون در تحلیل مساله، بسته شدن بالن در نظر گرفته شده، تنش برشی بر حسب زمان در دو طول مختلف از بالن در محدوده زمان صفر تا ۰/۴ ثانیه رسم شده است. با توجه به نمودار تنش برشی در دیواره در وسط بالن و در فاصله محوری ۵ سانتی‌متر مشاهده می‌شود که تنش برشی از مقدار صفر در لحظه اول به بیشترین مقدار خود یعنی ۸/۵ کیلوگرم بر متر بر مجذور ثانیه در ثانیه ۰/۴ می‌رسد. با مشاهده نمودار ۵ معلوم می‌شود که هر چه بالن کوچک‌تر می‌شود، تنش برشی در دیواره افزایش می‌یابد. اما شیب این افزایش رو به کاهش بوده، به این معنا که در لحظات ابتدایی کوچک شدن بالن افزایش تنش برشی در دیواره بیشتر از لحظات انتهایی کوچک شدن بالن است. همچنین تغییرات تنش برشی در دیواره در نزدیکی انتهای بالن بر حسب زمان کوچک شدن بالن و در فاصله محوری ۱۰ سانتی‌متر در نمودار ۵ رسم شده است. با توجه به نمودار ۵ مشخص است که تنش برشی در دیواره در این مکان، از صفر در لحظه اول به مقدار ۱۴/۵ کیلوگرم بر متر بر مجذور ثانیه می‌رسد. همانند نمودار پیشین، هر چه بالن کوچک‌تر می‌شود، تنش برشی در دیواره افزایش می‌یابد. اما شیب این افزایش رو به کاهش بوده، به این معنا که در لحظات ابتدایی کوچک شدن بالن افزایش تنش برشی در دیواره بیشتر از لحظات انتهایی کوچک شدن بالن است.

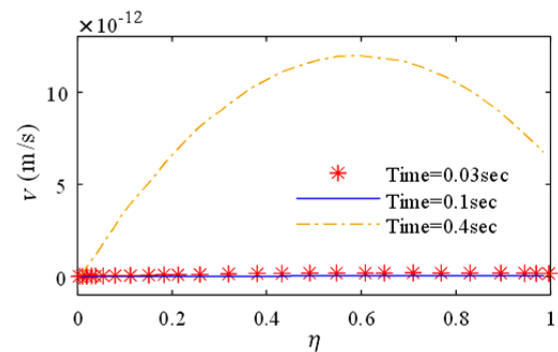


نمودار ۵) تنش برشی دیواره حین کوچک شدن بالن

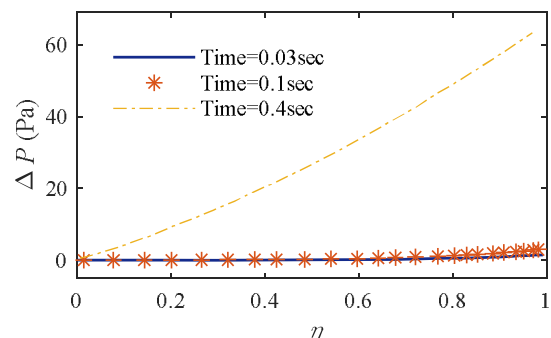
۵- نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق، مدل‌سازی جریان خون در یک بالن مربوط به دستگاه کمک قلبی در حال کوچک شدن بود. به این صورت که با کوچک شدن شعاع بالن با گذشت زمان، خون به بیرون پمپاژ می‌شود. در این تحقیق، محاسبات تا زمانی انجام شد که تقریباً ۷۵٪ خون داخل بالن به بیرون پمپاژ شود. اگر چه مبنای کلی این تحقیق بر ریاضیات صرف بود، اما می‌تواند کاربرد متعددی داشته باشد. این بالن می‌تواند همان بالن استفاده شده در طرح آویسنا باشد. به همین دلیل با در نظر گرفتن شرایط مرزی ایده‌آل و نزدیک به واقعیت مدل‌سازی حاکم بر مساله در رگ آئورت انجام شد. در واقع، در این مقاله پس از مطالعه جریان خون در مدل دو بعدی بالن هنگام انقباض و انقباض بالن، مدل‌سازی ریاضی از جریان خون با فرض تغییرات شعاعی مجرا با زمان که از نوآوری‌های این پژوهش به شمار می‌آید، انجام گرفته و از طریق آن پارامترهای همودینامیک از جمله سرعت‌های شعاعی و طولی، تغییرات فشار و تنش برشی دیواره مورد بررسی شده است. در قسمت آخر با توجه به مدل‌سازی انجام شده، نمودارهای مربوط به پارامترهای همودینامیک برای زمان‌های ابتدایی و انتهایی سیکل

نسبت به مرکز لوله دارای بیشترین مقدار خود بوده و قسمت قله منحنی به سمت راست، جابه‌جا شده است. همانند مطالب ذکر شده در قسمت قبل، این پدیده احتمالاً به این دلیل است که اغتشاش در موقعیت کمی دورتر از دیواره‌های بالن، تاثیر بیشتری بر حرکت خون در جهت شعاعی نسبت به خون نزدیک دیواره داشته است. نمودار ۳ در لحظه ۰/۴ ثانیه نشان می‌دهد که سرعت شعاعی جریان خون در این لحظه به شدت کاهش یافته است. مقدار ماکزیمم سرعت در ۰/۶ شعاعی نسبت به مرکز بالن قرار دارد. با کاهش سرعت، شکل کلی نمودار تقریباً به حالت منحنی در لحظات اولیه حرکت بالن نزدیک شده است. همان طور که در نمودار ۴ در لحظه ۰/۳ ثانیه نشان داده شده، تغییرات فشار در طول بالن در شعاع‌های مختلف در لحظه اولیه بسیار کم و بیشترین آن در حدود ۵/۵ پاسکال است. البته این بدیهی به نظر می‌رسد، زیرا در لحظات اولیه، سرعت بالن کم بوده و به خاطر برابری فشار ابتدا و انتهای بالن در زمان اولیه، تغییرات فشار ناچیز است. تغییرات فشار در مرکز لوله و نزدیک به آن تقریباً صفر است. با وجود این که سرعت دیواره بالن در لحظه ۰/۱ ثانیه کمی کمتر از سرعت دیواره بالن در لحظه ۰/۳ ثانیه بوده، اما تغییرات فشار در طول بالن افزایش پیدا کرده است. در توجیه این قضیه می‌توان گفت که اگر چه سرعت کم شده، اما بالن از حرکت باز نایستاده و این یعنی تاثیر موقعیت قبلی بر موقعیت بعدی انجام گرفته است. نکته قابل توجه این بوده که شکل نمودار بدون تغییر باقی مانده است. با توجه به نمودار فوق متوجه می‌شویم که تغییرات فشار در طول بالن در لحظه ۰/۴ ثانیه افزایش یافته، زیرا سرعت دیواره بالن در حال کوچک شدن افزایش پیدا کرده است. نکته قابل توجه این است که اگر به سه نمودار تغییرات فشار نگاه کنیم، می‌بینیم که شیب نمودار از لحظه اول تا کوچک شدن بالن، افزایش چشمگیری داشته و این به مفهوم تغییرات شعاع بالن است که باعث ایجاد تغییر فشار در طول بالن خواهد شد. بیشترین تغییرات فشار در نزدیکی دیواره مشاهده می‌شود که تقریباً برابر با ۶۷ پاسکال است.



نمودار ۳) سرعت شعاعی جریان خون در بالن حین کوچک شدن بالن



نمودار ۴) اختلاف فشار در طول بالن حین کوچک شدن بالن

Boyle AJ, et al. Extended mechanical circulatory support with a continuous-flow rotary left ventricular assist device. *Journal of the American College of Cardiology*. 2009;54(4):312-321.

6- Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, Russell SD, Conte JV, Feldman D, et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *The New England Journal of Medicine*. 2009;361(23):2241-2251.

7- Kumar A, Khanwilkar PS. Long-term implantable ventricular assist devices (VADs) and total artificial hearts (TAHs). *Comprehensive Biomaterials*. 2011;6:389-402.

8- Cohn WE, Timms DL, Frazier OH. Total artificial hearts: Past, present, and future. *Nature Reviews Cardiology*. 2015;12(10):609-617.

9- Rai V, Gładki M, Dudyńska M, Jery J, Mroczek T, Kołcz J, et al. Pneumatic paracorporeal ventricular assist device as bridge to transplant in children ≤ 20 kg: Krakow experience. *Indian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2018;34(1):19-24.

10- Rogers JG, Pagani FD, Tatroles AJ, Bhat G, Slaughter MS, Birks EJ, et al. Intrapericardial left ventricular assist device for advanced heart failure. *The New England Journal of Medicine*. 2017;376(5):451-460.

11- Bartoli CR, Dowling RD. The future of adult cardiac assist devices: Novel systems and mechanical circulatory support strategies. *Cardiology Clinics*. 2011;29(4):559-582.

12- Thurston GB. Rheological parameters for the viscosity viscoelasticity and thixotropy of blood. *Biorheology*. 1979;16(3):149-162.

13- Lipsch D, Moravec ST. Pulsatile flow of non-Newtonian fluid in distensible models of human arteries. *Biorheology*. 1984;21(4):571-586.

14- Rodkiewicz CM, Sinha P, Kennedy JS. On the application of a constitutive equation for whole human blood. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1990;112(2):198-206.

15- Berger SA, Jou LD. Flows in stenotic vessels. *Annual Review of Fluid Mechanics*. 2000;32(1):347-382.

16- Kim HJ, Vignon-Clementel IE, Figueroa CA, LaDisa JF, Jansen KE, Feinstein JA, et al. On coupling a lumped parameter heart model and a three-dimensional finite element aorta model. *Annals of Biomedical Engineering*. 2009;37(11):2153-2169.

17- Reymond P, Crosetto P, Deparis S, Quarteroni A, Stergiopoulos N. Physiological simulation of blood flow in the aorta: Comparison of hemodynamic indices as predicted by 3-D FSI, 3-D rigid wall and 1-D models. *Medical Engineering and Physics*. 2013;35(6):784-791.

18- Tehrani P, Rahmani Sh, Karimi A, Alizadeh M, Navidbakhsh M. Modeling of balloon part of a new cardiac assist device known as AVICENA. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. 2014;4(10):772-777.

19- Alizadeh M, Tehrani P, Rahmani Sh. Hemodynamic simulation of blood flow in a new type of cardiac assist device named AVICENA. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*. 2014;228(8):824-832.

20- Rahmani Sh, Navidbakhsh M, Alizadeh M. Investigation of a new prototype of multi-balloons LVAD using FSI. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2018;40(1):8.

بسته شدن آئورت و همچنین در حالت‌های مختلف محوری از دهانه ابتدایی رگ رسم شد. نتایج حاصل از این نمودارها در زیر به طور خلاصه لیست شده است.

۱- سرعت طولی جریان خون با حرکت از ابتدا یعنی طرف بسته به سمت انتهای بالن افزایش می‌یابد.

۲- در یک زمان معین، با حرکت از دیواره‌های بالن به سمت مرکز بالن، سرعت شعاعی خون کاهش می‌یابد که مبین سرعت نزدیک به صفر جریان خون در مرکز بالن است.

۳- هر چه به سمت انتهای بالن نزدیک می‌شویم، فشار در طول بالن کاهش می‌یابد.

۴- اگر چه تنش برشی دیواره با کوچک شدن بالن افزایش می‌یابد، اما مقدار متوسط آن از مقدار تنش برشی دیواره در حالت طبیعی در رگ آئورت کمتر بوده که می‌تواند بیان‌کننده این مطلب باشد که ماده انتخاب شده برای جنس بالن، برای استفاده در طرح آویسنا مناسب است.

نتایج این تحقیق می‌تواند هم برای طراحان دستگاه‌های کمک قلبی و هم برای جراحان مفید واقع شود. به این صورت که طراحان دستگاه کمک قلبی با توجه به انتخاب‌های گوناگون میان جنس بالن از جمله پلیورتان، سیلیکون رابر یا حتی بالنی از جنس بافت رگ می‌توانند بالن دستگاه را به طور مناسب انتخاب کنند. در مورد جراحان این نکته قابل اهمیت است که پایگاه داده‌ای را از نظر پارامترهای همودینامیک هنگام عملکرد دستگاه کمک قلبی در بدن بیمار در اختیار آنها قرار می‌دهد که بهترین تصمیم‌گیری را هنگام کاشت این نوع دستگاه‌ها داشته باشند.

تشکر و قدردانی: نویسندگان از جناب آقای دکتر حسین احمدی تفتی، جراح و فلوشیپ قلب و عروق در مرکز قلب تهران به دلیل همکاری در انجام بهتر این تحقیق کمال تشکر دارند.

تاییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

سهم نویسندگان: شاہرخ رحمانی (نویسنده اول)، پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری (۲۵٪)؛ سیدحمیدرضا حیدری (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه/نگارنده بحث (۲۵٪)؛ مهدی نویدبخش (نویسنده سوم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی/تحلیلگر آماری (۲۵٪)؛ منصور علیزاده (نویسنده چهارم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی/تحلیلگر آماری (۲۵٪)

منابع مالی: این تحقیق، هیچ گونه منابع مالی دریافت نکرده است.

منابع

1- Jaffrin M, Shapiro AH. Peristaltic pumping. *Annual Review of Fluid Mechanics*. 1971;3(1):13-37.

2- Lighthill SJ. Pulse Propagation Theory. In: Lighthill MJ. *Mathematical Biofluidynamics*. 17th Volume. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics; 1975. pp.

3- Rosen R, editor. *Foundations of mathematical biology*. 3rd Volume. New York: Academic Press; 1973.

4- Birks EJ, Tansley PD, Hardy J, George RS, Bowles CT, Burke M, et al. Left ventricular assist device and drug therapy for the reversal of heart failure. *The New England Journal of Medicine*. 2006;355(18):1873-1884.

5- Pagani FD, Miller LW, Russell SD, Aaronson KD, John R,