



Aortic Valve Hemodynamic Analysis through Computational Modeling ALE

Hashemifard, Alireza¹ / Fatourae, Nasser^{2*} / Nabaei, Malikeh³

¹ - Ph.D. Student, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Associate Professor, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - Assistant Professor, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2021080.1881

Received: 23 January 2024

Revised: 22/2/2024 – 2/3/2024

Accepted: 2 March 2024

KEYWORDS

Sinus Valsalva
FSI
Re-Meshing
Left Ventricle Pressure
GOA
Kinetic Energy
Viscous Dissipation
Valve Resistance

ABSTRACT

The crucial responsibility of the aortic valve is to prevent returning of blood flow from the aorta back to the left ventricle. In-time and accurate opening and closing of the aortic valve can effectively produce the desired blood pressure and cardiac output. For this reason, aortic valve simulation can identify changes related to aortic valve hemodynamics and their relationship. Diagrams of the left ventricular pressure, the left ventricular pressure difference relative to the aortic artery, GOA, blood flow, the left ventricle pressure-to-volume, the left ventricular energy, kinematic energy density, viscous dissipation, valve resistance, fluid pressure difference in two the surface side of the leaflets, and the momentary pressure difference of the longitudinal axis of the aortic valve compared to the pressure of the aortic artery are reported in this research and based on these, the process of opening and closing of the aortic valve is analyzed using numerical methods named ALE. The moving of the aortic leaflet as the displacement of the solid boundary in the fluid-solid interaction method causes the fluid mesh to undergo displacement and change, which is repaired by the sequence of re-meshing in the fluid domain. In this process, problems occur, the details of which and the resolving method are explained in detail.

***Corresponding Author**

Address: Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Postal Code: 1591634311

E-Mail: nasser@aut.ac.ir

Tel: +98-21-64542368





تحلیل همودینامیک دریچه‌ی آئورت از طریق مدل‌سازی محاسباتی به روش لاگرانژی اویلری اختیاری

هاشمی‌فرد، علیرضا^۱ / فتورائی، ناصر^{۲*} / نبئی، ملیکه^۳

^۱ - دانشجوی دکتری، آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - دانشیار، آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۳ - استادیار، آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2021080.1881

پذیرش: ۱۲ اسفند ۱۴۰۲

بازنگری: ۱۴۰۲/۱۲/۳ - ۱۴۰۲/۱۲/۱۲

ثبت در سامانه: ۳ بهمن ۱۴۰۲

چکیده

وظیفه‌ی مهم و اساسی دریچه‌ی آئورت، جلوگیری از بازگشت خون از شریان آئورت به بطن چپ است. باز شدن و بسته شدن به موقع و دقیق دریچه‌ی آئورت می‌تواند به تامین فشار خون مناسب و برون‌ده قلبی مطلوب کمک کند. به همین دلیل شبیه‌سازی عمل کرد دریچه‌ی آئورت می‌تواند به شناخت نحوه‌ی عمل کرد اجزای آن کمک کرده و محدوده‌ی تغییرات کمیت‌های مرتبط با همودینامیک دریچه‌ی آئورت و ارتباط آن‌ها را مشخص سازد. بر این اساس در این پژوهش مدل محاسباتی دریچه‌ی آئورت به روش لاگرانژی اویلری اختیاری حل شده و نمودارهای فشار بطن چپ و اختلاف فشار بطن چپ نسبت به شریان آئورت، سطح باز بین لتهای دریچه، میزان جریان خون، منحنی فشار به حجم بطن چپ، انرژی بطن چپ، دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی و اتلاف لزجی، مقاومت دریچه، اختلاف فشار سیال در دو طرف سطح لتهای و اختلاف فشار لحظه‌ای محور طولی دریچه نسبت به فشار شریان آئورت گزارش شده و بر اساس آن فرایند باز شدن و بسته شدن دریچه‌ی آئورت تحلیل شده است. حرکت لتهای به عنوان جابه‌جایی مرز جامد در روش تعامل سیال و جامد، شبکه‌ی محاسباتی سیال را دستخوش جابه‌جایی و تغییر کرده که با توالی بازسازی شبکه‌ی محاسباتی سیال تصحیح می‌شود. در طی این فرایند مشکلاتی رخ می‌دهد که جزئیات و چگونگی پرهیز از بروز آن در این مقاله به تفصیل بیان شده است.

واژه‌های کلیدی

سینوس والسالوا
تعامل سیال و جامد
بازسازی شبکه‌ی محاسباتی
فشار بطن چپ
سطح باز دریچه
انرژی سینماتیکی
اتلاف لزجی
مقاومت دریچه

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن: +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۸

پست الکترونیک: nasser@aut.ac.ir

کد پستی: ۱۵۹۱۶۳۴۳۱۱



۱- مقدمه

محققان طی سال‌ها در حال بررسی عوارض و بیماری‌هایی هستند که جان و سلامتی انسان را به مخاطره انداخته است. در گذشته‌های دور تحقیقات مربوط به این حیطه به روش‌های بالینی و آزمایشگاهی منحصر شده اما به لطف تکنولوژی مدرن، روش مدل‌سازی محاسباتی به کمک رایانه نیز به جمع روش‌های ممکن افزوده شده است. هر یک از این روش‌ها دارای مزایا و معایب و توانمندی‌ها و محدودیت‌هایی هستند و به طور انحصاری نمی‌توان اثر مثبت روش‌های دیگر را نادیده گرفت. در سال‌های اخیر کاربرد مدل‌سازی محاسباتی به دلیل ویژگی‌های خاصی که دارد، بسیار بیش‌تر از پیش شده است. حتی برخی از محققان در کنار و همراه تحقیق بالینی و یا آزمایشگاهی، بخش‌هایی از نتایج تحقیق خود را به کمک روش مدل‌سازی محاسباتی استخراج می‌کنند [۱، ۲]. در همین راستا تکنیک‌های متنوعی برای مدل‌سازی محاسباتی ارائه شده است. در این مقاله به مدل‌سازی محاسباتی دریچه‌ی آئورت پرداخته شده و نتایج به دست آمده از این روش تحلیل شده است.

۱-۱- دریچه‌ی آئورت

دریچه‌ی آئورت به محدوده‌ی انتهایی بطن چپ و قسمت ابتدایی ریشه‌ی آئورت گفته می‌شود که این دو قسمت روی حلقه‌ی موسوم به آنولوس^۱ آئورت وجه مشترک دارند به انضمام لت‌های^۲ دریچه‌ی آئورت که خون داخل بطن چپ را از خون آئورت جدا کرده و مانند یک پرده‌ی نازک از حلقه‌ی آنولوس شروع شده و در تماس با بدنه‌ی سینوس والسالوا^۳ تا ابتدای آئورت صعودی^۴ ادامه می‌یابد [۳].

در ابتدای زمان سیستول و به دلیل فزونی فشار خون داخل بطن چپ نسبت به شریان آئورت، این اختلاف فشار باعث باز شدن لت‌های دریچه شده و آن‌ها را به کنار می‌راند. در این زمان لت‌ها به سینوس والسالوا نزدیک شده و دریچه باز می‌شود تا مانعی در مقابل حرکت خون به سمت آئورت نباشد. از آنجا که لت‌ها بسیار منعطف می‌باشند از حالت مقعر و قاشقی شکل خود خارج شده و در طی زمان سیستول و زمانی که کاملاً باز هستند به شکل محدب و تقریباً هم‌انحنای سینوس والسالوا تبدیل می‌شوند. در طی سیستول و مدتی که خون با شدت از سطح باز دریچه عبور می‌کند، بدنه و لبه‌ی آزاد لت‌های آئورت در تعامل با خون در حال گذر از دریچه، به لرزش در آمده [۴] و مانند پرچمی در برابر باد به حرکت در می‌آید.

با رسیدن به انتهای سیستول و افول فشار بطن چپ در مقابل فشار شریان آئورت، از سرعت خون عبوری از دریچه‌ی آئورت کاسته شده و جهت حرکت خون به سمت بطن چپ معکوس می‌شود. این برگشت ناگهانی و سریع خون، لت‌های دریچه را به سمت بطن چپ و محور دریچه رانده، لبه‌های آزاد لت‌ها را به هم چسبانده و می‌فشارد و هم‌چون مانعی در مقابل خون برگشتی از سمت آئورت به بطن چپ قرار می‌دهد. بسته شدن ناگهانی لت‌ها و تحمل ضربه‌ای که از خون برگشتی به سمت بطن چپ به لت‌ها وارد شده، در تلفیق با خاصیت ارتجاعی لت‌ها باعث لرزش آن‌ها در هنگام بسته شدن دریچه می‌شود [۵]. لت‌های دریچه‌ی آئورت در عین نازک بودن و انعطاف‌پذیری بالا، تفاوت فشار بالای بین بطن چپ و شریان آئورت در طول زمان دیاستول را به خوبی تحمل می‌کنند.

اگرچه در اصطلاح کلی از این لت‌ها به نام دریچه‌ی آئورت یاد می‌شود اما سینوس والسالوا و ریشه‌ی آئورت نیز هم‌چون لت‌های دریچه روی هم‌دینامیک آن موثر بوده و به همین جهت نمی‌توان از حضور آن‌ها چشم‌پوشی کرد.

۱-۲- مدل هندسی

ساده‌ترین مدلی که می‌توان برای دریچه‌ی آئورت در نظر گرفت شامل لت یا لت‌های دریچه‌ی آئورت به عنوان جامد و خون به عنوان سیال گذرنده از دریچه‌ی آئورت بوده که توسط دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت و سینوس والسالوا محصور شده است. برخی از محققان هر سه لت دریچه‌ی آئورت را به صورت متقارن و یا نامتقارن مدل کرده [۲، ۶] و برخی نیز برای کاهش هزینه‌ی محاسباتی، تنها یک لت را به عنوان مدل یک‌سوم [۷] و یا حتی نصف یک لت را به عنوان مدل یک‌ششم مدل کرده‌اند [۸، ۹]. در مدل‌سازی دریچه‌های بیولوژیکی، لت‌ها به صورت منعطف در نظر گرفته شده به طوری که توانایی تغییر شکل دارند [۱۰] و انحنای سطح لت‌ها متاثر از فشار و حرکت سیال تغییر می‌کند. در مدل‌سازی‌های مربوط به دریچه‌های مکانیکی، لت‌ها جابه‌جا شده اما توانایی تغییر شکل ندارند [۱۱] مانند یک در که روی محور خود می‌چرخد اما تغییر شکل نمی‌دهد. در تمام انواع این مدل‌سازی‌ها، لت‌ها متاثر از حرکت سیال در طول محور شعاعی جابه‌جا می‌شوند. لت‌ها در هر دو حالت که یا مانند دریچه‌های بیولوژیکی تغییر شکل داشته و یا مانند دریچه‌های مکانیکی تنها توانایی جابه‌جایی داشته باشند، باید در طول محور شعاعی دریچه حرکت کرده و در طی زمان سیستول از

^۱ Sinus of Valsalva^۲ Ascending Aorta^۱ Annulus^۲ Leaflets



در پشت‌لت‌ها و مشرف به آئورت است. در این بازه‌ی زمانی، لت‌ها بیش‌ترین اختلاف فشار خون دو طرف خود را در طی سیکل قلبی تجربه می‌کنند. برخی از محققان در راستای ساده‌سازی، از انجام محاسبات مربوط به این بازه‌ی زمانی صرف نظر می‌کنند. برای مثال چاندررا و هم‌کارانش تنها به محاسبات مربوط به ابتدای سیستول تا ابتدای دیاستول که سیال ناحیه‌ی دو طرف لت با هم در ارتباط است بسنده کرده‌اند [۱۹].

به دلیل حرکت لت‌ها در فضای بینابینی دریچه‌ی آئورت، شبکه‌ی سیال دچار به هم ریختگی می‌شود. کیوی این ناسامانی را با بازسازی شبکه‌ی محاسباتی در هر گام زمانی ترمیم کرده است [۲۰]. با توجه به بالا بودن هزینه‌ی زمانی و محاسباتی این ترمیم در هر گام زمانی، در اغلب نرم‌افزارهای محاسباتی مانند نرم‌افزار کامسول، شرایط متنوعی برای ارزیابی کیفیت اجزای شبکه‌ی محاسباتی در نظر گرفته شده است که با احراز افت کیفیت شبکه‌ی محاسباتی به دلیل محقق شدن هر یک (یا ترکیبی از چند حالت) از این شرایط می‌توان بازسازی شبکه‌ی محاسباتی را انجام داد [۲۱]. این شرایط ارزیابی به اشکال متنوع در اکثر نرم‌افزارهای محاسباتی دیده می‌شود.

برای مثال قرائی به جهت پیش‌گیری از واگرایی در گام‌های زمانی بعدی، به ارزیابی شبکه‌ی محاسباتی مدل خود در نرم‌افزار فلوئنت پرداخته و با بروز بزرگی یا کوچکی بیش از حد در ابعاد هر یک از اجزای شبکه و یا گزری^۲ بیش از حد آن‌ها اقدام به بازسازی شبکه‌ی محاسباتی نموده است [۲۲].

یک دریچه‌ی آئورت سالم دارای سه لت هلالی شکل بوده که هر یک از لت‌ها از سه لایه‌ی متفاوت تشکیل شده است [۲۳]. لایه‌ی اول فیبروزی^۴ بوده که سرشار از کلاژن^۵ است و با خون داخل آئورت در تماس می‌باشد. لایه‌ی دوم اسفنجی^۶ بوده که توسط گلیکوزامینوگلیکان^۷ها غنی شده و در میانه‌ی دو لایه‌ی دیگر قرار گرفته است. لایه‌ی سوم نیز بطنی^۸ بوده که پر از الاستین^۹ است و با خون داخل بطن چپ در تماس می‌باشد [۲۴]. الیاف الاستینی لایه‌ی بطنی در جهت شعاعی و فیبرهای کلاژنی در راستای محیطی و موازی با لبه‌ی مشترک لت‌ها و سینوس والسالوا کشیده شده است [۲۵].

بر این اساس رفتار بافت لت‌ها را نمی‌توان خطی در نظر گرفت اما به جهت ساده‌سازی و کاهش هزینه‌های محاسباتی و مدل‌سازی، در بسیاری از پژوهش‌ها و شبیه‌سازی‌ها از رفتار

جلوی سیال کنار زده شوند تا خون از سمت بطن چپ به سمت آئورت جاری شود و در طول زمان دیاستول جلوی بازگشت خون از سمت آئورت به سمت بطن چپ را مسدود کنند.

با توجه به این که این گونه مسائل به روش تعامل سیال و جامد حل می‌شوند، باید در مرز مشترک سیال و جامد که در مدل ساده شده‌ی دریچه‌ی آئورت همان سطوح دو طرف لت‌ها است، مقادیر مربوط به فشار از سمت سیال به مدل جامد و جابه‌جایی‌های جامد به مدل سیال منتقل شود که در این بین، شبکه‌ی محاسباتی نقش اصلی را به عهده دارد.

۱-۳- مدل‌سازی محاسباتی

روش مرز مستغرق^۱ در سال ۱۹۷۲ توسط پسکین برای مدل‌سازی محاسباتی دریچه‌ی قلب معرفی شده است [۱۲]. در این روش، دامنه‌ی سیال توسط شبکه‌ی محاسباتی ثابت مدل شده و گره‌های شبکه‌ی محاسباتی جامد به صورت آزادانه روی این شبکه حرکت می‌کنند. این روش هم‌چنان در حال توسعه بوده [۱۳، ۱۴] و مطالعات بسیاری در حوزه‌ی مدل‌سازی دریچه‌های قلبی به این روش انجام شده است [۱۵، ۱۶]. دلیل تمایل برخی از محققان به این روش این است که از جهت محاسباتی، راندمان و سرعت این روش بهتر بوده [۱۷] و به بازسازی شبکه‌ی محاسباتی سیال نیازی ندارد. با این حال این روش به دلیل استفاده از میان‌یابی برای مولفه‌ها در سطح تماس، در مقایسه با روش لاگرانژی اویلری اختیاری^۲، در محاسبه‌ی مولفه‌هایی نظیر تنش برشی دیواره و فشار وارد بر لت‌های دریچه دقت بالایی ندارد [۱۸]. به همین دلیل روش لاگرانژی اویلری اختیاری، روش دقیق‌تری برای مدل‌سازی محاسباتی دریچه‌های قلب است. با این وجود در ازای دست‌یابی به دقت بالاتر، باید مشکلات ناشی از انجام متوالی بازسازی شبکه‌ی محاسباتی و افزایش زمان انجام محاسبات را پذیرفت. موضوع مهم دیگری که در مدل‌سازی دریچه‌های قلبی اهمیت پیدا می‌کند، اتصال و هم‌پوشانی لت‌ها در طول دیاستول و در زمان بسته بودن دریچه است. در هنگام اتصال یا برخورد لت‌ها به هم، شبکه‌ی محاسباتی سیال دچار تغییر شده [۱۸] و سیالی که در محدوده‌ی دریچه‌ی آئورت و از بطن چپ تا آئورت صعودی به صورت یک‌پارچه امتداد یافته به دو ناحیه‌ی مجزا تقسیم شده که یکی در جلوی لت‌ها و رو به بطن چپ و دیگری

^۶ Spongiosa

^۷ Glycosaminoglycans (GAG)

^۸ Ventricularis

^۹ Elastin

^۱ Immersed Boundary

^۲ Arbitrary Lagrangian-Eulerian

^۳ Skewness

^۴ Fibrosa

^۵ Collagen

به مقایسه‌ی جریان برگشتی در پروتز دریچه‌ی آئورت در دو حالت جریان پایدار و ناپایدار پرداخته‌اند [۳۲]. در این بین مقالاتی وجود دارد که در آن‌ها به جای حل کل یک یا چند سیکل قلبی، تنها قسمتی از سیستول که در آن دریچه شروع به باز شدن کرده تا زمانی که بسته می‌شود مدل شده است [۱۸]. در این مدل‌سازی‌ها از اعمال شرایط هم‌پوشانی لت‌ها که باعث تخریب دامنه و شبکه‌ی سیال می‌شود صرف نظر شده و حل مساله با ساده‌سازی بیش‌تری همراه شده است.

در برخی از مقالات، خون در شرایط جریان آرام و لایه‌ای^۶ [۵]، [۳۳] و در برخی دیگر از مقالات، خون در شرایط جریان آشفته^۷ مدل‌سازی شده است [۱]. مدل‌های مختلفی برای شبیه‌سازی آشفتگی جریان پیشنهاد شده که از برخی از آن‌ها در حوزه‌ی مدل‌سازی دریچه‌ی آئورت بیش‌تر استفاده شده است.

یکی از این روش‌ها روش شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ^۸ بوده که در سال ۱۹۶۳ توسط اسماگورینسکی و جهت شبیه‌سازی جریان‌های جوی در هواشناسی پیشنهاد شده است [۳۴]. این روش به خوبی می‌تواند تمام حالات سیال مانند آرام، گذار^۹ و آشفته را شبیه‌سازی کند [۳۵]. با توجه به این که جریان ضربانی بطن چپ باعث بروز هر سه حالت سیال در محدوده‌ی دریچه‌ی آئورت می‌شود، این روش محاسباتی مناسب‌ترین رویکرد جهت مدل‌سازی دریچه‌ی آئورت است [۳۶].

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل محاسباتی

در این مقاله یک مدل محاسباتی با هندسه‌ی ایده‌آل [۳۷-۳۹] و به قطع یک‌سوم از دریچه‌ی آئورت ساخته شده که در شکل (۱) به تصویر کشیده شده است. این مدل در برش عرضی تنها شامل یک لت و یک‌سوم از قطاع عرضی دریچه و ریشه‌ی آئورت بوده و در راستای طولی شامل قسمت خروجی بطن چپ، آنولوس آئورت، لت، ریشه‌ی آئورت، سینوس والسالوا و قسمتی از آئورت صعودی است. در این شکل برای بهتر دیده شدن انحنا‌ی دیواره‌ی داخل دریچه و لت‌ها از تصویرسازی قسمت آئورت صعودی و انتهای بطن چپ که به دریچه مرتبط بوده صرف نظر شده است. دو صفحه‌ای که در راستای شعاعی و طولی، مدل کامل دریچه را به مدل یک‌سوم تبدیل کرده‌اند، به عنوان سطوح تقارن تعریف شده‌اند.

غیرخطی لت‌ها صرف نظر می‌شود. گنیانشوار و هم‌کارانش مقداری ثابت به مدول یانگ لت‌های دریچه‌ی آئورت تخصیص داده‌اند [۲۶]. سونچینی و هم‌کارانش بر اساس تصاویر اکوکاردیوگرافی^۱ بیمار، مدل هندسی تحقیق خود را ایجاد کرده و مقدار ۱ مگاپاسکال را به مدول یانگ لت‌ها و مقدار ۲ مگاپاسکال را به ریشه‌ی آئورت و سینوس والسالوا اختصاص داده‌اند [۲۷]. باوو و هم‌کارانش برای مدل دوبعدی و سه‌بعدی خود، بافت لت‌ها را همسانگرد خطی با مدول یانگ ۱ مگاپاسکال در نظر گرفته‌اند [۱۸]. توبریکار و هم‌کارانش با آزمایش بالینی و آزمایشگاهی روی نمونه‌های حیوانی نشان داده‌اند که مدول الاستیسیته‌ی لت‌ها در هنگام دیاستول افزایش چشم‌گیری نسبت به زمان سیستول دارد که بیان‌گر رفتار غیرخطی آن‌ها است اما می‌توان در هر یک از محدوده‌های زمانی سیستول یا دیاستول، رفتار لت‌ها را خطی فرض کرد [۲۸]. امینداری و هم‌کارانش با استفاده از روش مدل‌سازی محاسباتی، تفاوت استفاده از مواد با ساختار خطی و غیرخطی را در لت‌های دریچه‌ی آئورت نشان داده‌اند [۲۹]. ذاکرزاده و هم‌کارانش به روش مدل‌سازی محاسباتی، تاثیر همسانگردی و ناهمسانگردی لت‌های دریچه‌ی آئورت را در فرایند باز شدن و بسته شدن دریچه‌ی آئورت گزارش کرده‌اند [۳۰]. کائو و هم‌کارانش به کمک مدل محاسباتی یک‌ششم از دریچه‌ی آئورت، به تحلیل جریان و تنش برشی دیواره^۲ روی لت‌های آن پرداخته‌اند که بافت لت‌ها در مدل آن‌ها تراکم‌ناپذیر، همسانگرد و غیرخطی بوده و طبق روابط مونی‌ریولین^۳ پیاده‌سازی شده است [۸].

۴-۱- مدل جریان خون

محققان حوزه‌ی دریچه‌ی آئورت، با شرایط متنوع و متفاوتی به تحلیل و بررسی جریان خون پرداخته‌اند. برخی از آن‌ها جریان خون را به صورت جریانی پایدار^۴ و دائمی فرض کرده یا تنها در محدوده‌ی زمانی مشخصی از باز بودن دریچه به حل مساله پرداخته‌اند. برای مثال محققان در یک مقاله فرض کرده‌اند که دریچه به صورت کامل باز شده و در محدوده‌ی زمانی کوچکی از قله‌ی سیستول، تغییرات جریان خون اندک است و سپس تنها به حل این قسمت کوتاه از سیکل قلبی پرداخته‌اند [۳۱]. در مقابل، بیش‌تر محققان با شرایط جریان ناپایدار^۵ و غیردائم به حل این مسائل پرداخته‌اند. برای مثال کائولی و هم‌کارانش

^۶ Laminar Flow

^۷ Turbulent Flow

^۸ Large Eddy Simulation (LES)

^۹ Transitional

^۱ Echocardiographic

^۲ Wall Shear Stress (WSS)

^۳ Mooney-Rivlin

^۴ Steady Flow

^۵ Unsteady Flow



بزرگ^۱ برای حل معادلات ناویر-استوکس استفاده شده است [۴۴]. در این روش تنها مقیاس‌های بزرگ جریان حل شده و اثر مقیاس‌های کوچک‌تر مدل می‌شود. خون طبق رابطه‌ی (۱) به عنوان سیال نیوتنی و تراکم‌ناپذیر با لزجت $0.035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ و دانسیته‌ی $1050 \text{ kg}\cdot\text{m}^3$ در نظر گرفته شده است [۴۵].

$$\partial_i \bar{u}_i = 0 \quad (۱)$$

$$\rho(\partial_t \bar{u}_i + \bar{u}_j \partial_j \bar{u}_i) = -\partial_i \bar{p} + \mu \nabla^2 \bar{u}_i - \partial_j \tau_{ij} \quad (۲)$$

$$\tau_{ij} = \rho(\bar{u}_i \bar{u}_j - \bar{u}_i \bar{u}_j) \quad (۳)$$

$$\bar{S}_{ij} = \frac{1}{2}(\partial_i \bar{u}_j + \partial_j \bar{u}_i) \quad (۴)$$

$$\tau_{ij} - \frac{1}{3} \delta_{ij} \tau_{kk} = -2\nu_{sgs} \bar{S}_{ij} \quad (۵)$$

$$\nu_{sgs} = (C_s \Delta)^2 |\bar{S}| \quad (۶)$$

رابطه‌ی (۱) معادله‌ی پیوستگی و رابطه‌ی (۲) فرم فیلتر شده‌ی معادلات ناویر-استوکس برای جریان تراکم‌ناپذیر بوده که در آن \bar{u} سرعت فیلتر شده، ρ دانسیته، μ گرانشی، \bar{S}_{ij} تانسور نرخ کرنش، τ_{ij} تانسور تنش زیرشبکه‌ای، ν_{sgs} گرانشی گردابه‌های زیرشبکه‌ای، Δ مقیاس ابعادی برای عرض فیلتر، $|\bar{S}|$ اندازه‌ی تانسور نرخ کرنش و C_s ضریب اسمگورینسکی است [۴۱].

لت‌های دریچه‌ی آئورت از نظر هندسی کاملاً در فضای سیال داخل دریچه‌ی آئورت شناور هستند. تفاوت فشار سیال در دو طرف لت‌ها باعث تغییر شکل و جابه‌جایی آن‌ها شده و این جابه‌جایی و تغییر شکل نیز می‌تواند باعث جابه‌جایی سیال مجاور لت‌ها شود. به همین دلیل از تعامل دوسویه‌ی جامد و سیال در حل معادلات حوزه‌ی دریچه‌ی آئورت استفاده می‌شود. در مرز تماس سیال و جامد، جابه‌جایی مرز جامد به سیال منتقل شده و فشار سیال به سطح جامد نیرو وارد می‌کند که در روابط (۷) و (۸) قابل مشاهده است.

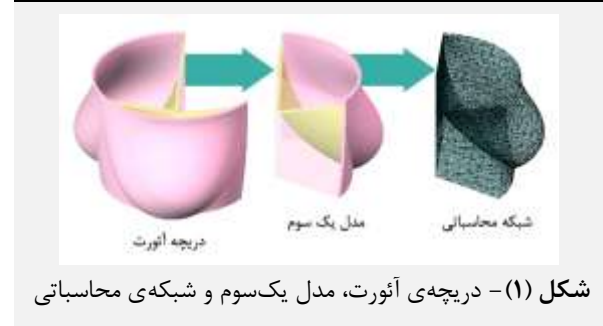
$$\sigma_f \cdot \vec{n}_f = -\sigma_s \cdot \vec{n}_s \quad (۷)$$

$$\vec{v}_f = \partial_t \vec{x}_s \quad (۸)$$

ضخامت لت‌های دریچه‌ی آئورت 0.4 میلی‌متر در نظر گرفته شده که فاقد هر گونه عضله است [۴۶]. مدول الاستیسیته‌ی لت‌ها 1 مگاپاسکال، ضریب پواسون 0.45 و دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت و سینوس والسالوا به صورت صلب فرض شده است [۱۸].

۲-۳- شرایط مرزی

تعداد ضربان قلب برابر با 75 بار در دقیقه فرض شده که طبق آن طول هر سیکل قلبی 0.8 ثانیه است. مدل محاسباتی برای



شکل (۱) - دریچه‌ی آئورت، مدل یک‌سوم و شبکه‌ی محاسباتی

فضای داخلی مدل به عنوان دامنه‌ی سیال فرض شده که لت در میانه‌ی آن حضور دارد و از طریق سطوح بیرونی و درونی خود با سیال داخل دریچه در ارتباط است. دو سطح افقی در پایین و بالای مدل، یکی به عنوان ورودی و متصل به بطن چپ و دیگری به عنوان خروجی و متصل به آئورت صعودی تعریف شده است. لت در تعامل دو سویه و دیواره‌های ریشه‌ی آئورت و سینوس والسالوا در تعامل یک سویه با سیال تعریف شده‌اند. اجازه‌ی جابه‌جایی و بازسازی شبکه‌ی محاسباتی به دامنه‌ی سیال داده شده است تا در زمان جابه‌جایی و تغییر شکل لت و یا دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت و سینوس والسالوا بر اساس تغییر شکل جامد، شبکه‌ی سیال نیز جابه‌جا و بازسازی شود. قاعده‌ی این کار به این صورت است که در هر گام زمانی، کیفیت شبکه‌ی محاسباتی مورد ارزیابی قرار گرفته و امان‌هایی که از کیفیت مطلوب برخوردار نیستند شناسایی و بازسازی می‌شوند. از آن‌جا که روش حل سیال و جامد در نرم‌افزار کامسول به روش المان محدود انجام می‌شود، تمام المان‌ها و گره‌های شبکه‌ی محاسباتی این دو فیزیک که روی مرز مشترک مربوط به تعامل سیال و جامد روی هم قرار گرفته‌اند به صورت مشترک اطلاعات مربوط به این دو فیزیک را حفظ خواهند کرد.

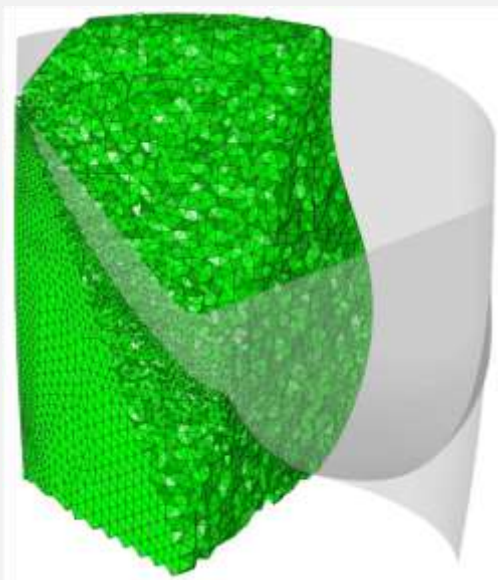
بر اساس اصل تعامل سیال و جامد، جابه‌جایی مرز جامد به مرز سیال منتقل شده و از سمت سیال نیز فشار به مرز مشترک با جامد اعمال می‌شود. پس سیال بدون اعمال فشار نمی‌تواند مرزهای جامد را جابه‌جا کند. در انجام تحقیق حاضر با نرم‌افزار کامسول دیده شده که در شرایطی خاص حتی بدون اعمال فشار از سمت سیال به سطح جامد، دیواره‌ی جامد جابه‌جا شده و تغییر شکل داده است. این موضوع و شرایطی که باعث بروز آن شده در قالب یک تحقیق مجزا بررسی شده و نتایج و توضیحات آن در بخش پیوست این مقاله ارائه شده است.

۲-۲- معادلات حاکم

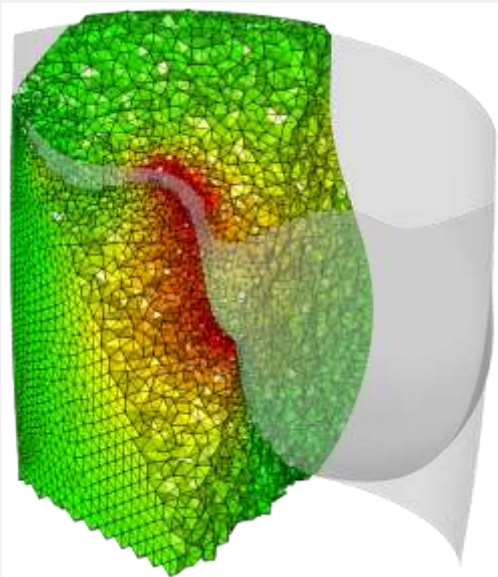
با توجه به شرایط سیال در محدوده‌ی دریچه‌ی آئورت و مقالات مشابه در این حوزه [۴۰-۴۴]، از مدل شبیه‌سازی گردابه‌های

^۱ Large Eddy Simulation (LES)

با توجه به این که لت‌ها در طول زمان سیستول در فضای بینابینی دریچه‌ی آئورت حرکت می‌کنند، شبکه‌ی محاسباتی سیال را با خود جابه‌جا کرده و باعث تخریب و کاهش کیفیت آن‌ها می‌شوند. مانند شکل (۵) که در آن تغییر رنگ اجزای شبکه از سبز به قرمز بیان‌گر کاهش کیفیت اجزای تشکیل دهنده‌ی شبکه‌ی محاسباتی بوده که در محل‌هایی که جابه‌جایی لت‌ها بیش‌تر است به میزان بیش‌تری دیده می‌شود.



شکل (۴) - شبکه‌ی محاسباتی دریچه در زمان صفر

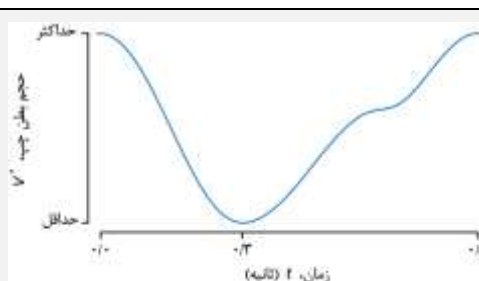


شکل (۵) - شبکه‌ی محاسباتی نیازمند بازسازی

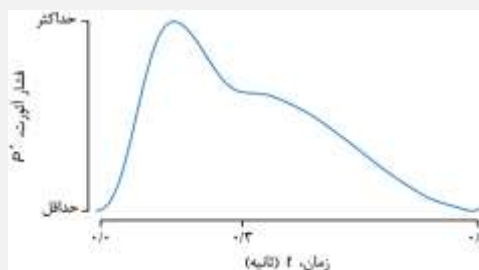
این افت کیفیت در شبکه‌ی محاسباتی باعث ورود خطا به نتایج می‌شود. به همین دلیل از روش‌هایی برای روان‌سازی^۱، ملایم کردن و تسری این تغییرات محلی در ادامه‌ی شبکه‌ی محاسباتی سیال و تقسیم کردن و به اشتراک گذاشتن این

۲۵ سیکل قلبی کامل متوالی با گام زمانی ۰/۰۰۱ ثانیه برای شبکه‌ی محاسباتی معمولی، ۷ سیکل برای شبکه‌ی محاسباتی ریز و بسیار ریز و ۲ سیکل برای شبکه‌ی محاسباتی فوق‌العاده ریز حل شده است. نتایج استخراج شده متعلق به دومین سیکل قلبی به بعد است. تعداد زیاد سیکل‌های قلبی حل شده به دلیل ارزیابی استقلال نتایج از تکرار سیکل قلبی انجام شده است. در مرز ورودی مدل محاسباتی، شرط جریان متغیر نسبت به زمان با پروفیل سهموی و بر اساس تغییرات حجم بطن چپ طبق منحنی شکل (۲) اعمال شده است. میزان تغییرات حجم بطن چپ برابر با ۷۵ میلی‌لیتر فرض شده است [۴۷].

در مرز خروجی، شرط فشار متغیر نسبت به زمان طبق نمودار شکل (۳) اعمال شده است. حداقل مقدار فشار ۷۵ و حداکثر مقدار آن ۱۳۵ میلی‌مترجیوه در نظر گرفته شده است [۴۸].



شکل (۲) - منحنی تغییرات حجم بطن چپ



شکل (۳) - منحنی تغییرات فشار آئورت

۲-۴- شبکه‌ی محاسباتی

شبکه‌ی محاسباتی سیال بر اساس المان‌های ۴-وجهی به تعداد ۱۸۷۹۱۲۵ تولید شده که در شکل (۴) قابل مشاهده است. برای بهتر دیده شدن المان‌های داخلی و نزدیک به سطح لت‌های دریچه، شبکه‌ی سیال از چند جهت برش خورده و سطح جامد به صورت شیشه‌ای به تصویر در آمده است. المان‌های نزدیک به سطح جامد و در مجاورت تغییرات هندسی شدید مانند کنج‌ها و گوشه‌ها تا حد ممکن ریز در نظر گرفته شده است. رنگ سبز و یک‌دست اجزای شبکه به معنی بهترین کیفیت ممکن در تولید شبکه‌ی محاسباتی است. تعداد ۱۱۶۷۳۸ المان نیز برای بخش جامد در نظر گرفته شده است.

^۱ Smoothing



۵-۲- استقلال نتایج از شبکه‌ی محاسباتی

برای حصول اطمینان از نتایج و استقلال آن از تعداد اجزای به کار برده شده در شبکه‌ی محاسباتی، در چند مرحله بر تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی افزوده شده، پارامترهای اصلی استخراج گشته و مقایسه گردیده است. شبکه‌ی محاسباتی مورد پذیرش، دارای نتایجی با خطای کم‌تر از ۱٪ است.

در شکل (۶-الف) درصد خطای میانگین فشار بطن چپ بر اساس تعداد اجزای به کار رفته در شبکه‌ی محاسباتی که توسط تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی درشت نرمال شده، رسم شده است. با توجه به این که فرض شده که نتایج با بهترین دقت و مربوط به مدل محاسباتی با بیش‌ترین تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی بوده، خطاها بر اساس مقادیر مربوط به شبکه‌ی محاسباتی فوق‌العاده ریز ارزیابی شده است. طبق این نمودار، فشار بطن چپ در تمام مدل‌ها با خطایی کم‌تر از ۰/۱۲ درصد حاصل شده است. در شکل (۶-ب) درصد خطای میانگین سطح باز دریچه بر اساس تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی رسم شده است. در این نمودار، خطای نتایج مربوط به سطح باز دریچه برای تمام مدل‌های محاسباتی کم‌تر از ۱/۵ درصد بوده که در این بین خطای شبکه‌ی محاسباتی ریز کم‌تر از ۱ درصد و خطای شبکه‌ی محاسباتی بسیار ریز کم‌تر از ۰/۵ درصد است. در شکل (۶-ج) درصد خطای میانگین دبی لحظه‌ای خون بر اساس تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی رسم شده است که نشان می‌دهد شبکه‌ی محاسباتی ریز می‌تواند با خطای کم‌تر از ۱٪ پاسخ‌گو باشد. بر اساس شکل (۶-د) که درصد خطای میانگین انرژی جنبشی را نشان می‌دهد شبکه‌ی محاسباتی ریز گزینه‌ی مناسبی برای محاسبه‌ی نتایج با خطای کم‌تر از ۱٪ است.

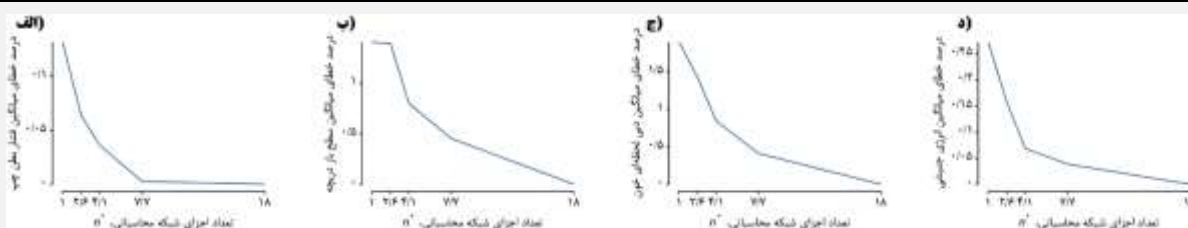
تغییرات با اجزای دورتر استفاده شده تا از شدت تغییرات محلی که در ابعاد و کیفیت‌المان‌های سیال در مجاورت جامد متحرک رخ می‌دهد کاسته شده و نیاز مداوم به بازسازی شبکه‌ی محاسباتی کاهش یابد. یکی از این روش‌ها استفاده از معادلات لاپلاس است. به نقل از وینسلو، لیت در سال ۱۹۵۹ برای روان‌سازی حرکت اجزای داخلی شبکه‌ی محاسباتی توسط یک فرایند تکرار شونده از میانگین موقعیت‌های نزدیک‌ترین اجزای همسایه‌ی آن جزء استفاده کرده که به جز در نواحی مرزهای تو رفته که باعث خروج نقاط از مرزها شده، پاسخ خوبی داشته است. سپس این روش توسط کرولی در سال ۱۹۶۲ توسعه داده شده اما منتشر نشده که در رابطه‌ی (۹) دیده می‌شود [۴۹].

$$\begin{aligned} \Phi_{xx} + \Phi_{yy} &= 0 \\ \Psi_{xx} + \Psi_{yy} &= 0 \end{aligned} \quad (9)$$

پس از آن و تا کنون روش‌های متنوعی جهت روان‌سازی جابه‌جایی اجزای شبکه‌ی محاسباتی ارائه شده است. در تحقیق حاضر از معادلات هایدرواستیک برای روان‌سازی جابه‌جایی اجزای شبکه‌ی محاسباتی استفاده شده که بر پایه‌ی معادله‌ای بوده که یئوه در سال ۱۹۹۳ برای مواد هایدرواستیک ارائه کرده [۵۰] و در رابطه‌ی (۱۰) قابل مشاهده است.

$$W = A_{10}(J_1 - 3) + A_{20}(J_1 - 3)^2 + A_{30}(J_1 - 3)^3 \quad (10)$$

در این رابطه W انرژی کرنشی، J_1 اولین نامتغیر تانسور کرنش کوشی گرین و A_{10} ، A_{20} و A_{30} ضرایب رابطه هستند که مقادیر آن‌ها به ترتیب ۱، ۱۰۰ و صفر اختیار شده است [۲۱، ۵۱].



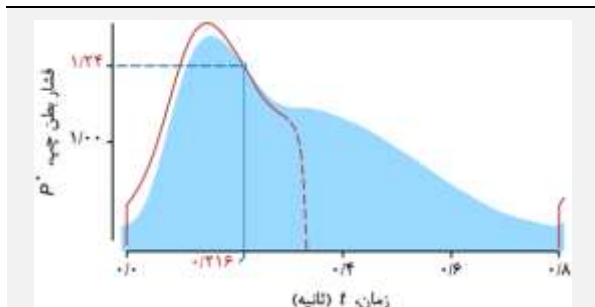
شکل (۶) - درصد خطای میانگین فشار بطن چپ (الف)، سطح باز دریچه (ب)، دبی خون (ج) و انرژی جنبشی (د)

به ازای تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی

بسته شدن دریچه‌ی آئورت، هر یک از لت‌ها مقداری از سطح تقارن هندسی خود خارج شده و به سمت یکی از لت‌های مجاور متمایل می‌شود. به همین دلیل فرایند بسته شدن دریچه تقریباً در هیچ دو سیکل متوالی مشابه هم نبوده و با کمی تفاوت در صفحه‌ی تقارن صورت می‌پذیرد. در این راستا لازم است تا برخی از نتایج که مقادیر آن‌ها وابستگی زیادی به تغییر شکل

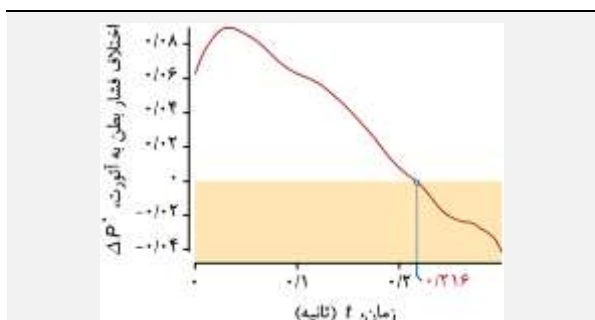
ممکن است این سوال به ذهن برسد که وقتی نتایج مربوط به مدل محاسباتی فوق‌العاده ریز استخراج شده، چه نیازی به ارزیابی خطا و انتخاب شبکه‌ی محاسباتی ریز یا معمولی برای استخراج نتایج است؟ در پاسخ به این سوال باید به این موضوع مهم اشاره کرد که باز شدن و بسته شدن دریچه‌ی آئورت به صورت کاملاً متقارن صورت نگرفته و خصوصاً در زمان

زمان این نقطه به سمت انتهای منحنی نزدیک‌تر شود، سیال با مومنتوم بیش‌تر و در طی زمان طولانی‌تری از بطن چپ وارد آئورت شده، در فشار پایین‌تری مغلوب فشار آن شده و جریان برگشتی کم‌تری در هنگام بسته شدن دریچه مشاهده می‌شود.



شکل (۷) - منحنی فشار بطن چپ (خط قرمز) و فشار آئورت (سطح آبی) نسبت به زمان و در طی یک سیکل قلبی

شکل (۸) مربوط به منحنی اختلاف فشار بطن چپ و شریان آئورت در محدوده‌ی سیستول بوده که توسط میانگین زمانی فشار آئورت، نرمال شده است. نقطه‌ی غلبه‌ی فشار آئورت نسبت به فشار بطن چپ در این نمودار با وضوح بیش‌تری قابل مشاهده است. این اختلاف فشار تا زمانی که دریچه کاملاً باز شود افزایشی بوده اما با باز شدن دریچه و شدت گرفتن جریان خون در حال گذر از دریچه‌ی آئورت، کاهش یافته است. سطح کرم در پایین منحنی بیان‌گر اختلاف فشار منفی و نشان دهنده‌ی برتری فشار آئورت نسبت به فشار بطن چپ است. پس از زمان ۰/۲۱۶ ثانیه، منحنی اختلاف فشار وارد این سطح شده و انتظار می‌رود که برتری فشار آئورت باعث کاهش مومنتوم جریان سیال گذرنده از دریچه‌ی آئورت شود.



شکل (۸) - منحنی اختلاف فشار بطن چپ نسبت به فشار آئورت (قرمز) در محدوده‌ی سیستول

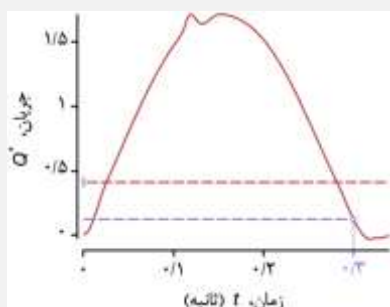
منحنی درصد سطح باز دریچه نسبت به سطح مقطع آنولوس بر حسب زمان و میانگین آن در شکل (۹) نشان داده شده است. اعوجاجی که در قسمت قله‌ی نمودار دیده می‌شود مربوط به لحظه‌ای بوده که دریچه به شدت باز شده و به دلیل شدت

لت‌ها در هنگام بسته شدن دارد در طی تعداد سیکل قلبی زیاد استخراج شوند. بنابراین لازم است تا مناسب‌ترین تعداد اجزای شبکه‌ی محاسباتی با توجه به امکانات در دسترس انتخاب شود. با توجه به همین استدلال، ارزیابی خطای نتایج روی مدل‌های محاسباتی با هندسه‌ی یک‌ششم از دریچه‌ی آئورت انجام شده است تا عدم تقارن حرکت لت در باز و بسته شدن دریچه، کم‌ترین تاثیر را روی نتایج ارزیابی داشته باشد.

۳- یافته‌ها و بحث

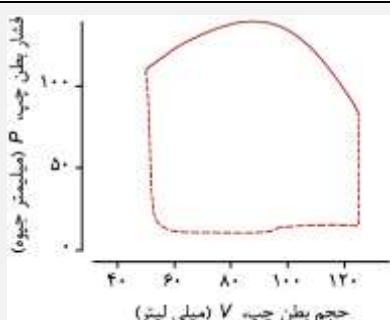
منحنی فشار بطن چپ بر حسب زمان با خط قرمز و فشار آئورت به صورت سطح آبی رنگ در شکل (۷) رسم شده است. هر دو منحنی در این شکل توسط میانگین زمانی فشار آئورت نرمال شده است. منحنی فشار آئورت جزو فرضیات مساله بوده و تنها جهت مقایسه با فشار بطن چپ ترسیم شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش فشار بطن چپ نسبت به فشار شریان آئورت و طی فرایند حجم ثابت، منحنی فشار بطن چپ به سرعت و با شیب تقریباً عمودی اوج گرفته تا این که فشار بطن به حدی رسیده که بر فشار آئورت غلبه کرده و دریچه‌ی آئورت شروع به باز شدن کرده است. تا نیمه‌ی سیستول، فشار بطن هم‌چنان روند افزایشی داشته و با کمی اختلاف، فشار آئورت نیز از آن تبعیت کرده اما پس از گذر از نیمه‌ی سیستول، فشار بطن چپ روند کاهشی پیدا کرده و شیب کاهش آن از شیب کاهش فشار آئورت پیشی گرفته است. در زمان ۰/۲۱۶ ثانیه و در نقطه‌ی ۱/۲۴ فشار بطن مغلوب فشار آئورت شده است. ورود منحنی فشار بطن چپ به سطح آبی فشار آئورت به معنی غلبه‌ی فشار آئورت بر فشار بطن است. فرایند کاهش فشار در هر دو منحنی تا جایی ادامه پیدا کرده که دریچه‌ی آئورت بسته شده و دامنه‌ی سیال پشت و جلوی لت‌ها به دو بخش تقسیم شده است. بخشی از آن که متصل به سیال داخل بطن بوده به دلیل شروع دیاستول به سرعت فشار خود را از دست داده و بخش متصل به سیال داخل شریان آئورت صعودی به آرامی و منطبق با شیب آن به کاهش فشار ادامه داده است. این روند هم‌چنان ادامه داشته تا با رسیدن به انتهای دیاستول، فشار بطن چپ دوباره طی یک فرایند حجم ثابت، افزایش پیدا کرده و سیکل قلبی تکرار شده است. نکته‌ی مهم در این سیکل، نقطه‌ی تلاقی منحنی‌های فشار بطن و فشار آئورت است. هر چه زمان وقوع آن به ابتدای منحنی و به قله‌ی فشار سیستول نزدیک‌تر باشد، فشار بطن چپ در مقدار بالاتری مغلوب فشار آئورت شده و جریان معکوس سیال با قدرت بیش‌تری در انتهای سیستول از سمت آئورت به سمت بطن چپ بر می‌گردد. در مقابل هر چه

مقداری جریان برگشتی در این منحنی دیده می‌شود. برگشت سیال پس از زمان $0/3$ ثانیه و با فرایند بسته شدن دریچه آغاز شده و تا زمانی که ارتباط سیال داخل آئورت با سیال داخل بطن چپ قطع شود ادامه یافته است. در این زمان منحنی جریان با بسته شدن کامل دریچه صفر شده است.



شکل (۱۰) - منحنی نرمال شده‌ی جریان گذرنده از دریچه‌ی آئورت طی سیستمول (خط قرمز) و میانگین آن طی یک سیکل قلبی (خطچین قرمز)

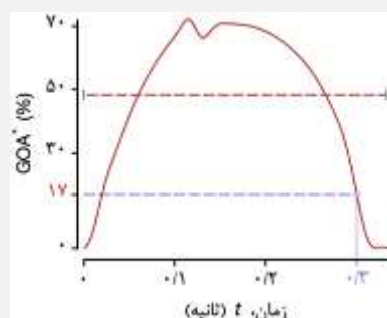
منحنی فشار به حجم بطن چپ در شکل (۱۱) رسم شده است. در این شکل قسمت نقطه‌چین مربوط به محدوده‌ی دباستول و فرایند کاهش و افزایش فشار به صورت حجم ثابت است. منحنی توپر قرمز از سمت چپ تا سمت راست، فرایند سیستمول را نشان داده که با کاهش حجم بطن چپ همراه بوده و در طی آن فشار بطن بالا رفته و پس از رسیدن به قله‌ی فشار، روند نزولی را طی کرده است. سطح زیر و داخل این منحنی بسته بیان‌گر کاری بوده که بطن چپ در طی یک سیکل قلبی انجام داده که طبق این نمودار برابر با $1/11$ ژول محاسبه شده است.



شکل (۱۱) - منحنی فشار نسبت به حجم بطن چپ

در شکل (۱۲) منحنی انرژی بطن چپ نسبت به زمان و بر حسب وات رسم شده است. با توجه به این که فشار بطن چپ در میانه‌ی سیستمول در حداکثر مقدار خود بوده و بیشینه‌ی تغییرات حجم بطن چپ نیز در این محدوده‌ی زمانی قرار دارد، قله‌ی منحنی انرژی بطن چپ مشابه منحنی فشار بطن چپ است. ورود به سطح کرم رنگ نشان دهنده‌ی کاری بوده که

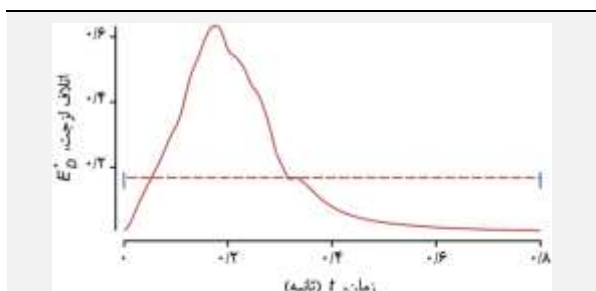
حرکت لت‌ها، لبه‌ی آزاد لت‌ها بیش از حد تعادل بین فشار سیال در دو طرف سطح لت‌ها و نیروی کشسانی لت‌ها باز شده است. سپس کمی از سطح باز دریچه کاسته شده و به سرعت تعادل برقرار گشته است. با کاسته شدن از فشار بطن چپ و حجم سیال عبوری از دریچه، سطح آن کاهش یافته و دریچه شروع به بسته شدن کرده است. در نقطه‌ی زمانی $0/3$ ثانیه، بطن چپ به انتهای مرحله‌ی انقباض عضلانی رسیده و شروع به اتساع کرده است. در این لحظه‌ی زمانی، تغییرات حجمی بطن چپ از حالت کاهش به افزایش تغییر پیدا کرده و با افزایش حجم بطن، مقداری از خونی که از بطن چپ به سمت آئورت رانده شده به سمت بطن برگشته و به همراه خود، لت‌ها را به سمت هم رانده و باعث بسته شدن دریچه شده است. بسته شدن کامل دریچه و برخورد لت‌ها به هم، پس از این نقطه‌ی زمانی رخ داده است.



شکل (۹) - منحنی درصد سطح باز دریچه نسبت به زمان (خط قرمز) و میانگین آن (خطچین قرمز) در بازه‌ی زمانی سیستمول

در شکل (۱۰) منحنی جریان سیال در گذر از سطح باز دریچه‌ی آئورت و با رنگ قرمز به تصویر کشیده شده است. این منحنی با میانگین دبی گذرنده در طی سیستمول نرمال شده است. هم‌چنین میانگین زمانی این منحنی در طی یک سیکل قلبی با خطچین قرمز رسم شده است. اعوجاج نزدیک به قله‌ی جریان، شبیه به اعوجاج نمودار مربوط به سطح باز دریچه است که در شکل (۹) دیده می‌شود. اعوجاجی که در منحنی سطح باز دریچه رخ داده همراه با حرکت دودی شکلی که در این لحظه و در بدنه‌ی لت‌های دریچه وجود داشته باعث شده تا مقداری از سیال محدوده‌ی بین لت‌ها به سرعت از لبه‌ی آزاد لت‌ها خارج شود و سپس با حرکت محوری لبه‌های آزاد لت‌ها به سمت آئورت، در منحنی جریان اعوجاج ایجاد کند. به صورت کلی و فارغ از این اعوجاج، شکل منحنی جریان سیال گذرنده از دریچه مانند تغییرات حجم بطن چپ است. در انتهای سیستمول و در زمان بسته شدن دریچه، مقداری از سیال همراه با بدنه‌ی لت‌ها به سمت بطن چپ برگشته و به همین دلیل

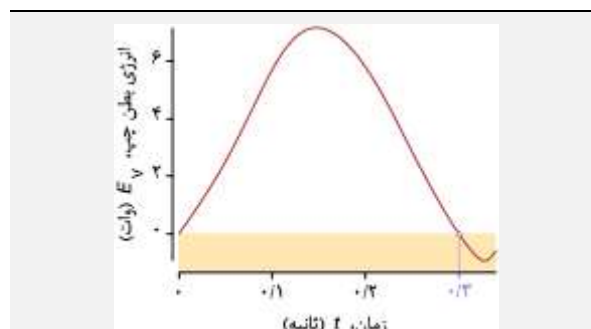
منحنی اتلاف لزجی سیال در حال گذر از دریچه طی یک سیکل کامل قلبی با رنگ قرمز در شکل (۱۴) رسم شده است. میانگین زمانی این منحنی نیز با خط چین نشان داده شده است. با شروع، برقراری و افزایش جریان خروجی از بطن چپ، بر مقدار این اتلاف افزوده شده است. پس از رسیدن به قله‌ی جریان و با کاهش سرعت سیال گذرنده از دریچه، از شدت اتلاف لزجی نیز کاسته شده است. اتلاف لزجی در قبل از بسته شدن دریچه و حتی پس از آن نیز دیده می‌شود. دلیل آن این است که پس از بسته شدن دریچه، گردابه‌های سیال هم‌چنان باقی مانده و خوراک این اتلاف را تامین می‌کند. در لحظه‌ی بسته شدن دریچه و به دلیل سرعت گرفتن سیال مجاور لتهای در حال بسته شدن، در پس از نقطه‌ی $0/3$ ثانیه، در منحنی اتلاف لزجی پله‌ای به صورت افزایش لحظه‌ای قابل مشاهده است. این منحنی در پس از بسته شدن دریچه و تا انتهای دیاستول و تمام چرخش گردابه‌ها به صورت کاهشی و بدون اعوجاج است.



شکل (۱۴) - منحنی اتلاف لزجی سیال در حال گذر از دریچه بر حسب زمان در سیکل کامل قلبی (خط قرمز) و میانگین زمانی آن (خط چین قرمز)

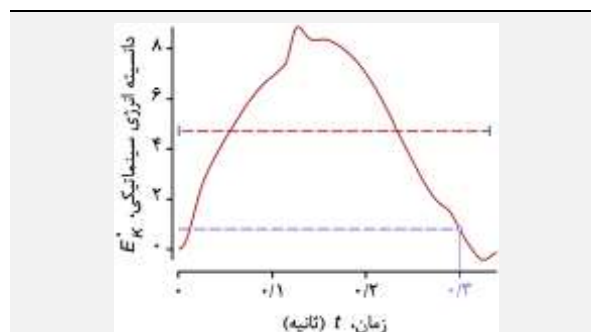
منحنی مقاومت دریچه نسبت به زمان در شکل (۱۵) رسم شده است. مقاومت دریچه با اختلاف فشار بطن چپ نسبت به آئورت، نسبت مستقیم و با جریان عبوری از دریچه نسبت عکس دارد. به همین دلیل در ابتدای سیستول و قبل از باز شدن دریچه و همچنین در طول دیاستول که جریان عبوری از دریچه صفر بوده، مقاومت دریچه بی‌نهایت محاسبه شده است. در ابتدای سیستول و با باز شدن دریچه و پس از برقراری جریان از بطن چپ به سمت آئورت، مقاومت دریچه از بی‌نهایت تغییر یافته و مقدار عددی پیدا کرده است. با افزایش جریان، از مقدار مقاومت کاسته شده تا این که در نقطه‌ی زمانی $0/216$ ثانیه که طبق منحنی شکل (۷) فشار بطن چپ مغلوب فشار شریان آئورت شده، در کم‌ترین مقدار خود قرار گرفته است. پس از آن اختلاف فشار بطن چپ نسبت به آئورت منفی شده و از شدت جریان در حال گذر از دریچه کاسته شده است. در این لحظه منحنی مقاومت دریچه، صعودی شده و تا لحظه‌ی بسته شدن دریچه

شریان آئورت روی بطن چپ انجام داده است. در واقع ورود منحنی انرژی بطن چپ به سطح کرم رنگ به معنی تغییر علامت اختلاف فشار بطن چپ نسبت به فشار شریان آئورت است و به همین دلیل منحنی در محدوده‌ی منفی قرار دارد.

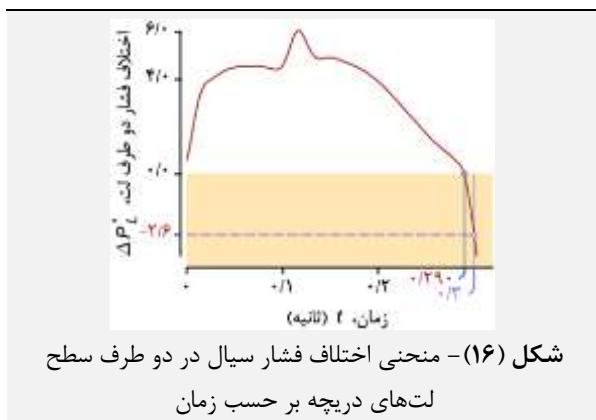


شکل (۱۲) - منحنی انرژی بطن چپ بر حسب زمان

منحنی دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی سیال در گذر از سطح باز دریچه در شکل (۱۳) و با رنگ قرمز ترسیم شده است. خط چین قرمز بیان‌گر میانگین دانسیته‌ی این انرژی در محدوده‌ی سیستول است. با توجه به این که بین این انرژی و سرعت سیال در حال گذر از سطح باز دریچه ارتباط مستقیمی وجود دارد، طبیعتاً اعوجاج منحنی مربوط به سطح باز دریچه و همچنین منحنی مربوط به جریان سیال گذرنده از دریچه نیز در این منحنی قابل مشاهده است. بر خلاف منحنی شکل (۱۲) در این منحنی دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی پس از $0/3$ ثانیه منفی نشده است. دلیل این امر آن بوده که مومنتوم حاصل از حرکت توده‌ی سیال در طی سیستول باعث برقراری جریان تا پس از زمان $0/3$ ثانیه شده و به تداوم آن کمک کرده است. این فرایند تا زمانی که بر دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی جریان برگشتی به سمت بطن چپ افزوده شود ادامه یافته که در این زمان لتهای به سمت یک‌دیگر رانده شده و همراه آن مقداری از سیال به سمت بطن چپ برگشته و دریچه به سرعت بسته شده است. این فرایند مربوط به قسمت منفی منحنی مورد نظر است.

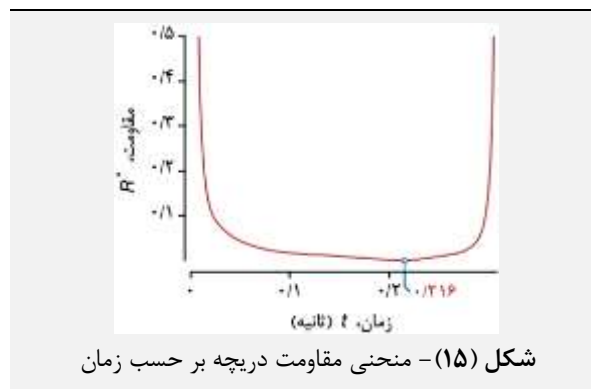


شکل (۱۳) - منحنی دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی سیال در حال گذر از دریچه بر حسب زمان



در شکل (۱۷) اختلاف فشار نرمال لحظه‌ای نقاط محور طولی آئورت از بطن چپ تا آئورت صعودی بر حسب زمان ترسیم شده است. محدوده‌ی زمانی این تصویر منطبق بر محدوده‌ی انقباض بطن چپ یا همان سیستول بوده که روی محور افقی قرار دارد و با حداکثر مقدار اختلاف فشار بطن چپ نسبت به آئورت نرمال شده است. محور عمودی دریچه نیز با شعاع آنولوس نرمال شده است. با آغاز سیستول، تمام نقاط پیش روی لت‌های دریچه که در زیر نقطه‌ی ۱ روی محور عمودی قرار گرفته و با فشار بطن در ارتباط بوده به رنگ قرمز در آمده است. در پشت دریچه از نقطه‌ی ۱ روی محور تا انتهای آن، با کمی اختلاف رنگ، به رنگ قرمز کم‌رنگ تبدیل شده است. با باز شدن دریچه و حرکت روی محور افقی تصویر، طیف رنگی نقاط عمودی قبل و بعد دریچه به هم متمایل شده اما هم‌چنان رنگ قرمز سمت بطن دریچه قرمز تر و به معنی اختلاف فشار مثبت و بیش‌تر نسبت به مناطق پایین‌دست دریچه و نزدیک‌تر به آئورت است. با افزایش سرعت سیال در گذر از دریچه و در میانه‌ی افقی نمودار، رنگ آبی جایگزین رنگ قرمز در محدوده‌ی پس از میانه‌ی عمودی تصویر شده است. این تغییر رنگ از قرمز به آبی نشان دهنده‌ی افزایش انرژی سینماتیکی و کاهش فشار سیال گذرنده از سطح محصور بین لت‌های دریچه است. این کاهش فشار در حدود نقطه‌ی زمانی ۰/۲ ثانیه به مناطق عمودی ۳/۵ منتقل شده است. این منطقه، محل EOA^۱ بوده که با آبی پررنگ به نمایش در آمده است. منطقه‌ی EOA پررنگ‌ترین آبی را در تصویر به خود اختصاص داده و به معنی محل بیشینه‌ی افت فشار پس از محل دریچه است. در حدود ۰/۲۱۶ ثانیه، رنگ مناطق قبل از آنولوس که تا قبل از این زمان کاملاً قرمز بوده به رنگ آبی تغییر کرده و نشان دهنده‌ی علامت منفی در اختلاف فشار بطن به آئورت و به معنی مغلوب شدن فشار بطن نسبت به آئورت است. پس از این زمان تا انتهای سیستول و هنگام بسته شدن دریچه، رنگ این محدوده و تمام

به صورت کامل به افزایش ادامه داده و پس از بسته شدن دریچه به بی‌نهایت میل پیدا کرده است.

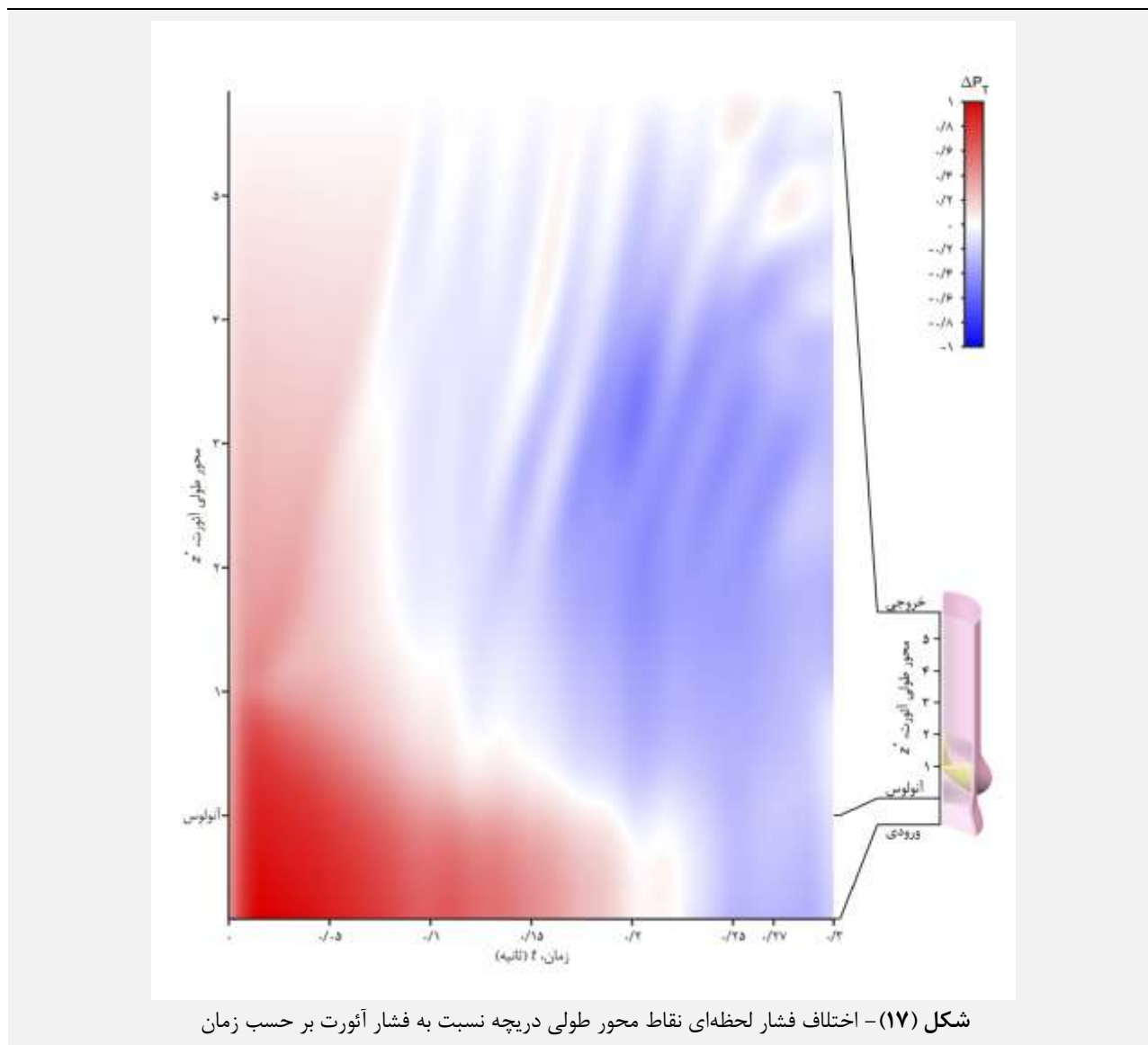


اختلاف فشار مثبت بطن چپ نسبت به آئورت باعث باز شدن دریچه و اختلاف فشار منفی آن باعث بسته شدن دریچه می‌شود. در شکل (۱۶) منحنی اختلاف فشار سیال در دو طرف سطح لت‌های دریچه بر حسب زمان با رنگ قرمز رسم شده است. علامت مثبت در این منحنی به معنی برتری فشار روی سطح مشرف به بطن چپ و سیال واقع در محدوده‌ی داخلی دریچه و محصور بین لت‌ها بوده و علامت منفی به معنی برتری فشار روی سطح مشرف به آئورت و سیال بین سینوس والسالوا و پشت لت‌ها است. با شروع سیستول، اختلاف فشار سمت داخلی لت‌ها نسبت به فشار بیرونی افزایش یافته و باعث راندن لت‌ها به سمت سینوس والسالوا شده است. این اختلاف فشار هم‌چنان تا انتهای سیستول باعث باز ماندن دریچه بوده اما با کاهش مقدار آن، لت‌ها به سمت یک‌دیگر حرکت نموده و شروع به جمع شدن کرده تا جایی که دریچه کاملاً بسته شود. از آن‌جا که لت‌ها به راحتی و با کوچک‌ترین نیرو می‌توانند تغییر شکل دهند و منحنی مورد بحث بیان‌گر اختلاف فشار سطح دو طرف لت‌ها بوده ممکن است برآیند فشار سطح بیرونی لت‌ها نسبت به سطح داخلی بیش‌تر باشد اما برای مثال در قسمتی از لبه‌ی لت، فشار داخلی بیش‌تر از فشار بیرونی بوده و برای همین لت‌ها در کل به حالت جمع شده باشند اما قسمتی از لبه‌ی داخلی هم‌چنان باز بوده و سیال در حال جریان باشد. به همین دلیل از زمان ۰/۲۹۰ ثانیه به بعد، اختلاف فشار دو طرف سطح لت‌ها منفی بوده اما طبق شکل (۱۶) سیال هم‌چنان در حال گذر از بطن به سمت آئورت است. از این منحنی می‌توان نتیجه گرفت که برآیند کلی نیروهای وارده از سمت سیال به لت‌ها در پس از ۰/۲۹۰ ثانیه در جهت بستن دریچه است. اگرچه به دلیل اثر مومنتوم، جریان‌ی که از سمت بطن چپ به سمت آئورت در حال حرکت است هم‌چنان به حرکت خود ادامه می‌دهد.

^۱ Effective Orifice Area

که گاهی با تغییر علامت در اختلاف فشار مناطق کوچکی که به رنگ قرمز در پایین دست جریان قرار دارند، همراه شده است.

مناطق پایین دست دریچه، آبی است. رگ‌های طولی دیده شده در تصویر به دلیل بروز اعوجاج و چرخش در جت سیال بوده



شکل (۱۷) - اختلاف فشار لحظه‌ای نقاط محور طولی دریچه نسبت به فشار آنورت بر حسب زمان

از این گزارش و مقایسه‌ی آن با گزارش‌های مشابه از مدل‌های محاسباتی که متأثر از عوارض یک آسیب و یا بیماری هستند می‌توان به تحلیل عارضه‌ی مفروض و شرایط رفع و بهبودی آن دست یافت. برای مثال بیماری اتساع ریشه‌ی آنورت روی نتایج مربوط به اختلاف فشار لحظه‌ای محور دریچه نسبت به فشار آنورت موثر بوده و این که آیا تعویض ریشه‌ی آنورت و یا حذف سینوس والسالوا در عارضه‌ی آنوریسم چقدر روی این تغییرات فشار موثر است می‌تواند به یافتن راه حل علمی برای نیل به بهبودی و درمان کمک کند.

در این راستا و در ادامه‌ی تحقیق می‌توان مدل‌سازی‌های مشابهی را با شرایط متأثر از عوارض بیماری‌های قلبی عروقی انجام داده و نتایج آن را با گزارش‌های مدل حاضر مقایسه کرد.

۴ - نتیجه‌گیری

در مقاله‌ی حاضر به مدل‌سازی محاسباتی دریچه‌ی آنورت پرداخته شده است. یک مدل یک‌سوم با هندسه‌ی ایده‌آل به روش تعامل سیال و جامد ساخته شده و نتایج آن گزارش و تحلیل گردیده است. فشار بطن چپ و اختلاف فشار بطن چپ نسبت به شریان آنورت، سطح باز بین لتهای دریچه، جریان خون، منحنی فشار به حجم بطن چپ، انرژی بطن چپ، دانسیته‌ی انرژی سینماتیکی و اتلاف لزجی، مقاومت دریچه، اختلاف فشار سیال در دو طرف سطح لتهای و اختلاف فشار لحظه‌ای محور طولی دریچه نسبت به فشار شریان آنورت از جمله موارد گزارش شده در این مقاله بوده که می‌توانند فرایند باز شدن و بسته شدن دریچه‌ی آنورت را توضیح دهند.

- [11] Lu, R., et al., Aortic Valve Replacement With Mechanical Valves vs Perimount Bioprostheses in 50- to 69-Year-Old Patients. *JACC: Advances*, 2023. 2(4): p. 100359.
- [12] Peskin, C.S., Flow patterns around heart valves: A numerical method. *Journal of Computational Physics*, 1972. 10(2): p. 252-271.
- [13] Xu, D., et al., A high-efficiency discretized immersed boundary method for moving boundaries in incompressible flows. *Scientific Reports*, 2023. 13(1): p. 1699.
- [14] Peskin, C.S., The immersed boundary method. *Acta Numerica*, 2002. 11: p. 479-517.
- [15] Flamini, V., A. DeAnda, and B.E. Griffith, Immersed boundary-finite element model of fluid-structure interaction in the aortic root. *Theoretical and Computational Fluid Dynamics*, 2016. 30(1): p. 139-164.
- [16] De Cillis, G., A. Nitti, and M.D. de Tullio, Numerical investigation of turbulent features past different mechanical aortic valves. *Journal of Fluid Mechanics*, 2022. 940: p. A43.
- [17] Pil, N., et al., Influence of Aortic Valve Leaflet Material Model on Hemodynamic Features in Healthy and Pathological States. *Mathematics*, 2023. 11(2): p. 428.
- [18] Bavo, A.M., et al., Fluid-Structure Interaction Simulation of Prosthetic Aortic Valves: Comparison between Immersed Boundary and Arbitrary Lagrangian-Eulerian Techniques for the Mesh Representation. *PLoS One*, 2016. 11(4): p. e0154517.
- [19] Chandra, S., N.M. Rajamannan, and P. Sucusky, Computational assessment of bicuspid aortic valve wall-shear stress: implications for calcific aortic valve disease. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2012. 11(7): p. 1085-1096.
- [20] Kivi, A.R., Hemodynamics of aortic valve stenoses, in *School of Mechanical Engineering*. 2021, University of Adelaide.
- [21] COMSOL Multiphysics Reference Manual Version 6.2. 2023, COMSOL AB: Stockholm, Sweden.
- [22] Gharaie, S., A Novel Design and Optimization of a Polymeric Aortic Valve using Numerical and Experimental Techniques. 2016.
- [23] Thiene, G. and S. Rizzo, Anatomy of Native Heart Valves, in *Pathology of Cardiac Valve Disease: Surgical and Interventional Anatomy*, G. Thiene, et al., Editors. 2023, Springer International Publishing: Cham. p. 7-30.
- [24] Scott, A.J., et al., Engineering the aortic valve extracellular matrix through stages of development, aging, and disease. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, 2021. 161: p. 1-8.
- [25] Freeman, R.V. and C.M. Otto, Spectrum of calcific aortic valve disease: pathogenesis, disease progression, and treatment strategies. *Circulation*, 2005. 111(24): p. 3316-26.
- [26] Gnyaneshwar, R., R.K. Kumar, and K.R. Balakrishnan, Dynamic analysis of the aortic

برای صحت‌سنجی کمی نتایج شبیه‌سازی، با توجه به محدودیت‌های موجود در منابع علمی چاپ شده، باید پروژه‌ی مقالات مشابه عیناً تکرار شود. رویکرد این مقاله، ارزیابی موضوعاتی در نحوه‌ی صحیح شبیه‌سازی و تحلیل برخی از مشکلات پیش آمده و ارائه‌ی راه‌کار مناسب و ارزیابی آن بوده است. روش دیگر اکتفا نمودن به صحت‌سنجی کیفی بوده که در مورد مقاله‌ی حاضر انجام شده است.

۵- مراجع

- [1] Lee, J.H., et al., Fluid-Structure Interaction Models of Bioprosthetic Heart Valve Dynamics in an Experimental Pulse Duplicator. *Annals of Biomedical Engineering*, 2020. 48(5): p. 1475-1490.
- [2] Sigüenza, J., et al., Fluid-structure interaction of a pulsatile flow with an aortic valve model: A combined experimental and numerical study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2018. 34(4): p. e2945.
- [3] Piazza, N., et al., Anatomy of the Aortic Valvar Complex and Its Implications for Transcatheter Implantation of the Aortic Valve. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 2008. 1(1): p. 74-81.
- [4] Johnson, E.L., et al., Effects of membrane and flexural stiffnesses on aortic valve dynamics: Identifying the mechanics of leaflet flutter in thinner biological tissues. *Forces in Mechanics*, 2022. 6: p. 100053.
- [5] Cai, L., et al., The Comparison of Different Constitutive Laws and Fiber Architectures for the Aortic Valve on Fluid-Structure Interaction Simulation. *Front Physiol*, 2021. 12: p. 682893.
- [6] Sarrafzadeh-Ghadimi, N., et al., Design of an aortic polymeric valve with asymmetric leaflets and evaluation of its performance by finite element method. *Computers in Biology and Medicine*, 2022. 145: p. 105440.
- [7] Maleki, H., et al., A metric for the stiffness of calcified aortic valves using a combined computational and experimental approach. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2014. 52(1): p. 1-8.
- [8] Cao, K., M. Bukač, and P. Sucusky, Three-dimensional macro-scale assessment of regional and temporal wall shear stress characteristics on aortic valve leaflets. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016. 19(6): p. 603-13.
- [9] De Hart, J., et al., A three-dimensional computational analysis of fluid-structure interaction in the aortic valve. *Journal of Biomechanics*, 2003. 36(1): p. 103-112.
- [10] Rassoli, A., et al., A comparative study of different tissue materials for bioprosthetic aortic valves using experimental assays and finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022. 220: p. 106813.



- [38] Joda, A., et al., Multiphysics simulation of the effect of leaflet thickness inhomogeneity and material anisotropy on the stress-strain distribution on the aortic valve. *Journal of Biomechanics*, 2016. 49(12): p. 2502-2512.
- [39] Labrosse, M.R., et al., Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves: Development and clinical applications. *Journal of Biomechanics*, 2006. 39(14): p. 2665-2672.
- [40] Nicoud, F., et al., Large-Eddy Simulation of Turbulence in Cardiovascular Flows, in *Biomedical Technology: Modeling, Experiments and Simulation*, P. Wriggers and T. Lenarz, Editors. 2018, Springer International Publishing: Cham. p. 147-167.
- [41] Katz, S., et al., Impact of turbulence modeling on the simulation of blood flow in aortic coarctation. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2023. 39(5): p. e3695.
- [42] Lijian, X., et al., A computational study on the influence of aortic valve disease on hemodynamics in dilated aorta. *Mathematical Biosciences and Engineering*, 2020. 17(1): p. 606-626.
- [43] Davis, K., Numerical and experimental investigation of the hemodynamics of an artificial heart valve. 2018, Stellenbosch University: Stellenbosch.
- [44] Manchester, E.L., et al., Analysis of Turbulence Effects in a Patient-Specific Aorta with Aortic Valve Stenosis. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 2021. 12(4): p. 438-453.
- [45] Jhun, C.S., et al., Dynamics of Blood Flows in Aortic Stenosis: Mild, Moderate, and Severe. *Asaio j*, 2021. 67(6): p. 666-674.
- [46] Bellhouse, B.J. and F.H. Bellhouse, Mechanism of Closure of the Aortic Valve. *Nature*, 1968. 217(5123): p. 86-87.
- [47] Padsalgikar, A., *Cardiovascular System: Structure, Assessment, and Diseases*. 2017. p. 103-132.
- [48] Vasan, R.S., et al., Impact of high-normal blood pressure on the risk of cardiovascular disease. *N Engl J Med*, 2001. 345(18): p. 1291-7.
- [49] Winslow, A.M., "Equipotential" zoning of two-dimensional meshes. 1963, California Univ., Livermore (USA). Lawrence Livermore Lab.
- [50] Yeoh, O.H., Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber. *Rubber Chemistry and Technology*, 1993. 66(5): p. 754-771.
- [51] Abdelhamid, M. and A. Czekanski, On Mesh Deformation Techniques for Topology Optimization of Fluid-Structure Interaction Problems. *arXiv preprint arXiv:2107.05570*, 2021.
- valve using a finite element model. *Ann Thorac Surg*, 2002. 73(4): p. 1122-9.
- [27] Soncini, M., et al., Aortic root performance after valve sparing procedure: A comparative finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 2009. 31(2): p. 234-243.
- [28] Thubrikar, M., et al., The elastic modulus of canine aortic valve leaflets in vivo and in vitro. *Circ Res*, 1980. 47(5): p. 792-800.
- [29] Amindari, A., et al., Effect of non-linear leaflet material properties on aortic valve dynamics - A coupled fluid-structure approach. *Engineering Solid Mechanics*, 2021: p. 123-136.
- [30] Zakerzadeh, R., et al. Dynamic Simulation of Aortic Valves: Comparison between Isotropic and Anisotropic Material Model. in *5th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering*. 2017. Pittsburgh, PA, United States: Swansea: Zeta Computational Resources Ltd.
- [31] Ge, L., et al., Flow in a Mechanical Bileaflet Heart Valve at Laminar and Near-Peak Systole Flow Rates: CFD Simulations and Experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005. 127(5): p. 782-797.
- [32] Kaule, S., et al., Comparison of steady-state and transient flow measurements for the characterization of paravalvular leakage of transcatheter-aortic valve prostheses. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2023. 9(1): p. 503-506.
- [33] Tango, A.M., et al., Validation and Extension of a Fluid-Structure Interaction Model of the Healthy Aortic Valve. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 2018. 9(4): p. 739-751.
- [34] Smagorinsky, J., GENERAL CIRCULATION EXPERIMENTS WITH THE PRIMITIVE EQUATIONS: I. THE BASIC EXPERIMENT. *Monthly Weather Review*, 1963. 91(3): p. 99-164.
- [35] Manchester, E.L. and X.Y. Xu, The effect of turbulence on transitional flow in the FDA's benchmark nozzle model using large-eddy simulation. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2020. 36(10): p. e3389.
- [36] Manchester, E.L., et al., Aortic valve neocuspidization and bioprosthetic valves: Evaluating turbulence haemodynamics. *Computers in Biology and Medicine*, 2024. 171: p. 108123.
- [37] Borowski, F., et al., Fluid-structure interaction of heart valve dynamics in comparison to finite-element analysis. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2018. 4(1): p. 259-262.