Semnan University

Journal of Modeling in Engineering

Journal homepage: https://modelling.semnan.ac.ir/

ISSN: 2783-2538



Type of Article (e.g. Research Article)

Numerical Investigation of Blood Flow through an Aneurysm on the Basilar Artery of the Circle of Willis

Seyed Esmail Razavi [a], Shayan Razzagh Marandi[a], Tohid Adibi[b,*]

[a] School of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
[b] School of Mechanical Engineering, University of Bonab, Bonab, Iran

UNCORRECTED PROOF

PAPER INFO

Paper history:

Received: 2022-03-13
Revised: 2022-05-12
Accepted: 2022-10-19

Keywords:

Aneurysm;
Hemodynamics;
Computational Fluid Dynamics;
Non-Newtonian flow

ABSTRACT

Cerebral aneurysms are dangerous bulges in the walls of brain arteries that can lead to life-threatening hemorrhagic stroke if ruptured. Predicting their behavior and identifying high-risk regions through hemodynamic analysis is crucial in early diagnosis and therapeutic planning. In this study, blood flow within a saccular aneurysm located on the basilar artery of the Circle of Willis is numerically investigated using computational fluid dynamics (CFD). The geometry is modeled based on standard anatomical data from previous studies, and blood is considered as an incompressible, non-Newtonian, transient, and laminar fluid. Inlet boundary conditions are defined according to a realistic cardiac cycle, discretized into five key systole phases. The results present detailed distributions of velocity, pressure, and wall shear stress (WSS) fields within the aneurysm and parent artery throughout the cardiac cycle. Findings indicate that during systole, strong vortex formation occurs inside the aneurysm sac, leading to blood stasis. Approximately 16% of the incoming flow remains trapped within the aneurysm by the end of the third cycle. Moreover, wall shear stress significantly decreases in specific regions—particularly near the aneurysm dome—creating conditions conducive to thrombus formation and endothelial dysfunction, which may accelerate wall degeneration. Pressure fluctuations inside the aneurysm are also considerable, especially during peak systole, increasing the risk of rupture. These results highlight the critical influence of hemodynamic factors on aneurysm stability and rupture potential. The insights gained from this study can assist clinicians and biomedical engineers in better risk assessment and in planning precise therapeutic interventions, such as stent placement or coil embolization, by identifying vulnerable zones within the aneurysm.
DOI: https://doi.org/

© 2024 Published by Semnan University Press.
This is an open access article under the CC-BY 4.0 license.(https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*** Corresponding author.**
E-mail address: email of correponding author

How to cite this article:

نوع مقاله (به عنوان مثال مقاله پژوهشی)

شبیه‌سازی عددی جریان خون درون آنوریسم بر روی سرخرگ قاعده‌ای حلقه‌ی ویلیس

سید اسماعیل رضوی[۱]، شایان رزّاق مرندی[۲] و توحید ادیبی[۳و*]

اطلاعات مقاله

دریافت مقاله: ۱۳۹۵/۰۳/۲۰
بازنگری مقاله: ۱۳۹۵/۰۶/۲۰
پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۰۷/۱۵

واژگان کلیدی:
آنوریسم،
هومودینامیک،
دینامیک سیالات محاسباتی،
سیالات تراکم‌ناپذیر،
سیال غیر نیوتنی

چکیده

آنوریسم‌های مغزی، برآمدگی‌های خطرناک در دیواره رگ‌های خونی مغز هستند که در صورت پارگی، منجر به سکته حاد و مرگ یا ناتوانی شدید می‌شوند. پیش‌بینی رفتار این آنوریسم‌ها و شناسایی نقاط پرخطر از طریق تحلیل عوامل همودینامیکی، نقش کلیدی در تشخیص به‌موقع و برنامه‌ریزی درمانی دارد. در این پژوهش، جریان خون در یک آنوریسم کیسه‌ای روی سرخرگ قاعده‌ای حلقه ویلیس به‌صورت عددی و با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی مورد تحلیل قرار گرفته است. هندسه مورد مطالعه بر اساس داده‌های استاندارد از مطالعات پیشین مدل‌سازی شده و جریان خون به‌عنوان سیالی غیرنیوتنی، تراکم‌ناپذیر، ناپایا و لایه‌ای در نظر گرفته شده است. شرایط مرزی ورودی بر اساس سیکل قلبی واقعی و در پنج مرحله کلیدی فرآیند سیستولایز تعریف شده‌اند. نتایج شامل توزیع میدان‌های سرعت، فشار و تنش برشی دیواره در طول سیکل قلبی ارائه شده است. یافته‌ها نشان می‌دهند که در طول سیستول، جریان گردابی شدید در داخل آنوریسم ایجاد شده و منجر به تجمع خون در کیسه آنوریسم می‌شود که در انتهای سیکل سوم، حدود ۱۶٪ از جریان عبوری به دام افتاده است. همچنین، مقادیر تنش برشی دیواره در نواحی خاصی از آنوریسم به حدی کاهش می‌یابد که می‌تواند منجر به تشکیل لخته و تخریب دیواره شود. بررسی تغییرات فشار نیز نشان‌دهنده نوسانات قابل توجه در داخل آنوریسم است که خطر پارگی را افزایش می‌دهد. این نتایج می‌توانند به پزشکان و مهندسان پزشکی کمک کنند تا با شناسایی مناطق پرخطر، راهکارهای درمانی مناسب مانند ایمپلنت استنت یا کویلینگ را به‌صورت دقیق‌تر برنامه‌ریزی کنند.

DOI: https://doi.org/

© 2024 Published by Semnan University Press.
This is an open-access article under the CC-BY 4.0 license.(https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

UNCORRECTED PROOF

۱. مقدمه[۱]

ادامه حیات و فعالیت سلول‌ها و اندام‌های بدن به سیستم گردش خون وابسته است. سیستم قلبی-عروقی از قلب تشکیل شده است که خون را به سراسر بدن پمپاژ می‌کند و شبکه رگ‌های خونی که خون را به بدن می‌رساند و همین‌طور آن را از تمامی بافت‌های بدن به قلب هدایت می‌کند. خون اکسیژن را از ریه به سلول‌های بدن انتقال می‌دهد که وجود آن برای فرایند متابولیسم الزامی است. دی‌اکسیدکربن که در طول متابولیسم تولید می‌شود، به‌واسطه خون به ریه‌ها باز می‌گردد و سپس از طریق عمل بازدم از بدن خارج می‌شود و سلول‌ها را تغذیه می‌کند. گردش خون باعث انتقال هورمون ها شده و مواد زائد و

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: tohidadibi@ubonab.ac.ir
۱. استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز
۲. کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز
۳. دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه بناب

استناد به این مقاله: نحوه استناد فارسی در اینجا درج گردد.

سموم موجود در کبد، کلیه و روده را از بین می‌برد. از دیگر وظایف سیستم گردش خون در بدن، می‌توان به خاصیت تنظیم‌کنندگی آن اشاره نمود. خون با حفظ دمای بدن به تعادل بدن کمک می‌کند که اینکار از طریق پلاسما که قابلیت جذب یا دفع گرما را دارد و همچنین از طریق کنترل سرعت جریان خون انجام می‌شود. در اثر واسودیلاتاسیون (گشاد شدن) عروق پوستی، دبی خون در نزدیکی سطح پوست افزایش یافته و انتقال گرما به محیط فرایند دفع حرارت را تسهیل می‌کند. همچنین زمانی که دمای محیط پایین باشد، عروق منقبض می‌گردند تا گرمای کمتری از دست رود. گاهی اوقات برخی عوامل بیولوژیکی و یا اکتسابی موجب بروز اختلال در جریان خون درون رگ‌ها می‌شود. یکی از شایع‌ترین بیماری‌هایی که بر اثر چنین عواملی به‌وجود می‌آید، آنوریسم[۲] یا رگ‌برآمدگی نام دارد. آنوریسم یک برآمدگی بیرونی حباب‌مانندی است که در اثر تضعیف شدن موضعی دیواره رگ‌های خونی ایجاد می‌شود. اگرچه آنوریسم رگ‌های خونی اغلب از خود هیچ‌گونه علایم و یا نشانه‌هایی را بروز نمی‌دهند، اما نظر به رشد بی‌قید و شرط آن‌ها درگذر زمان، خطر پارگی که منجر به خونریزی کنترل نشده می‌شود، افزایش می‌یابد[۱]. آنها همچنین می‌توانند باعث ایجاد لخته‌های خونی شوند که جریان خون را در شریانات بدن مسدود می‌کند. معمولاً بر اثر آن، قطر سرخرگ به اندازه یک و نیم برابر قطر معمولی آن افزایش پیدا می‌کند. آنوریسم‌ها عمدتا در سرخرگ آئورت و یا سرخرگ‌هایی که مغز، قلب و یا پاها را تغذیه می‌کنند، تشکیل می‌گردد. بسته به محل وقوع آنوریسم، پارگی آنوریسم یا لختگی خون می‌تواند، حیات انسان را به خطر بیندازد[۱]. همان‌گونه که اشاره شد، احتمال تشکیل شدن آنوریسم در بسیاری از نقاط بدن وجود دارد. آنوریسم‌ها بر اساس محل قرارگیری آن‌ها در بدن طبقه‌بندی می‌شوند. شریان‌های مغزی و آئورت دو محل شایع آنوریسم‌ها تلقی می‌شوند[۱]. پژوهش‌های زیادی در زمینه شبیه‌سازی جریان داخل آنوریسم و همچنین یافتن روشهای درمانی جدید انجام شده است که در ادامه مهمترین پژوهش‌های انجام شده در این زمینه شرح داده شده است.

گائو و همکاران [۲] دو روش درمانی برای آنوریسم شکمی را که شامل تعبیه استنت درون آنوریسم و پوشاندن آنوریسم با موادی از جنس پلی‌ترافلورواتیلن می‌باشد، بررسی کردند. ایشان، دینامیک دیواره رگ و جریان سیال درون رگ را با تحلیل‌های مبتنی بر تعامل سازه- سیال تحلیل نموده و دیواره سرخرگ را به شکل سه لایه مدل‌سازی نمودند. آن‌ها ضخامت کل دیواره را ۲ میلی‌متر و ضخامت لایه‌ها به ترتیب از اینتیما، مدیا و ادونتیشیا معادل با ۰.۲، ۱.۲، ۰.۶ میلی‌متر درنظر گرفتند. ایشان دریافتند که استنت به شدت الگوی جریان سیال و گرداب‌های درون آنوریسم را تغییر می‌دهد و پوشش روی آنوریسم با مواد گفته‌شده موجب افزایش ضخامت دیواره آنوریسم شده و استحکام دیواره رگ خونی را نیز بهبود می‌بخشد. بیشینه مقدار تنش فون‌مایسز در مدل استنت ۲۲۰۴۹۴ پاسکال گزارش شده است. این مقدار در مدل پوشش‌دار به ۱۳۷۲۰۰ پاسکال رسیده که ۸.۳۷٪ کاهش یافته است. در حالت کلی هدف از تعبیه استنت درون آنوریسم انحراف جریان خون از مسیر قبلی خود و در نتیجه ایجاد لخته درون رگی به شکل پایدار است که منجر به نابودی آنوریسم می‌گردد.

یکی از بزرگ‌ترین چالش‌ها در زمینه ترمیم زخم‌ها، به‌ویژه زخم‌های ناشی از پارگی آنوریسم و آسیب به بافت عروقی،، جایگزینی یا بازسازی موثر بافت یا ساختار آسیب‌دیده است. محققان در حوزه‌های پزشکی بازساختی و مهندسی بافت، به‌منظور پاسخگویی به این نیاز رو به افزایش، روش‌هایی برای تولید بافت در شرایط آزمایشگاهی پیشنهاد کرده‌اند. امروزه، جراحان برای ترمیم آسیب‌های عصبی و عروقی از بافتی به نام اتولوگ استفاده می‌کنند. با این حال، این روش با محدودیت‌هایی همراه است، در نتیجه تقاضای قابل توجهی برای توسعه روش‌های جایگزین و پیشرفته در پزشکی بازساختی جهت ترمیم بافت‌های آسیب‌دیده شدید وجود دارد.[۳]. از جمله راه‌های برآورده‌سازی این تقاضا، توسط مهندسین بافت از طریق تولید بافت‌ها در شرایط آزمایشگاهی پیشنهاد شده است. یکی از اهداف آن‌ها ارائه جایگزین‌های بادوام جهت بازیابی، حفظ یا بهبود عملکرد بافت در بدن با استفاده از موادی است که قادر به بازیابی شبکه سلولی[۳] طبیعی هستند. چالش اصلی این است که این سلول ها و ساختارهای مبتنی بر بافت را به محصولات بیولوژیکی در مقیاس انبوه تبدیل کنیم که از نظر بالینی و اقتصادی موثر و مقرون‌به‌صرفه باشند.

تاکبه و همکاران [۴] در مطالعه‌ای که انجام دادند، علاوه بر ارائه گزارش‌های تخصصی، به قابلیت اجرای این طرح از

[3] Extra-Cellular Matrix (ECM)

[4] Aneurysm

UNCORRECTED PROOF

منظر اقتصادی نیز اشاره کردند و بیان کردند که بهره‌برداری مالی از آن قابل قبول است. آن‌ها تأکید کردند که بیوراکتورها نقشی حیاتی در مهندسی بافت ایفا می‌کنند، زیرا قادرند سلول‌های پستانداران را در یک محیط کاملاً کنترل‌شده و تا سطح مقیاس صنعتی پرورش دهند. یون و همکاران [۵] در یک پژوهش عوامل دخیل در این طرح، از عواملی از جمله *pH*، دما، رسوخ اکسیژن، پرفیوژن سلول‌ها[۴] و همچنین عوامل خارجی همانند نیروهای مکانیکی که قابل تغییر و کنترل نیستند، نام بردند. در این راستا، گونجی ژائو و همکاران[۶] طی مطالعه‌ای، طراحی‌های مختلف بیوراکتورهای پیشرفته امروزی را که برای پرورش انواع سلول‌ها و بافت‌های مختلف و همچنین آشیل‌های خاص استفاده می‌شوند، خلاصه کرده و مزایای بیوراکتورهای مختلف، چالش‌های فعلی و روندهای آینده را برجسته نمودند. هنگام طراحی بیوراکتورها بایستی چندین عامل پایه و بنیادی را در نظر داشت. اول از همه، آنها بایستی از سرعت عمل بالایی برخوردار بوده و در تشکیل بافت در زمانی کوتاه کارآمد باشند و از همه مهم‌تر محصولات را استریل نگه دارند. ثانیاً، موادی که در ساخت این بیوراکتورها استفاده می‌شوند، بایستی برای انواع بافت‌ها غیرسمی باشند. در این رابطه، شاهین و همکاران [۷] استفاده از اکثر فلزات در زمینه ساخت بیوراکتورها را نامناسب دانست. زیرا آن‌ها پتانسیل انتشار یون‌هایی را در محیط دارند که در بیشتر موارد می‌تواند برای سلول‌ها بسیار سمی باشد. علاوه بر موارد اشاره شده، نیاز است، حس‌گرهایی جهت نظارت دقیق بر شرایط کشت در بیوراکتورها تعبیه شود. علت‌شناسی بیماری‌ها، محققان و متخصصان حوزه‌های مربوطه را به انجام مطالعات مکرر در جهت شناسایی عوامل بیماری‌زا ترغیب کرده است. در این میان، ابزارهایی مانند مدل‌سازی عددی می‌توانند نقش مهمی در درک سبب‌شناسی بیماری ایفا کنند و به ارائه معیارهای شاخصی برای تشخیص و پیش‌بینی روند بیماری منجر شوند.

همان‌گونه که پیش‌تر اشاره شد، آنوریسم‌های درون‌جمجمه‌ای دارای خطر پارگی هستند که در صورت وقوع، منجر به خونریزی زیرعنکبوتیه می‌شوند. با این حال، روش‌های درمانی موجود برای آنوریسم‌های درون‌جمجمه‌ای، مانند جراحی کلیپ‌گذاری خود با خطراتی از جمله مرگ، سکته مغزی و عوارض عصبی همراه هستند . در این راستا، انتخاب بیماران مبتلا به آنوریسم‌های درون‌جمجمه‌ای غیرپاره‌شده برای درمان، یکی از چالش‌های اصلی در مدیریت بالینی این بیماران محسوب می‌شود؛ زیرا باید تعادل دقیقی بین خطر پارگی طبیعی آنوریسم و عوارض ناشی از مداخله درمانی برقرار گردد.

در این راستا جرجیس و همکاران [۸] در یک مطالعه، تحقیقاتی با هدف یافتن روابط میان خصوصیات مورفولوژیکی[۵] و همودینامیک[۶] آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای با پارگی آن‌ها و همچنین ترکیب این عوامل با سایرعوامل شناخته‌شده در این زمینه، جهت ارائه معیاری معقول به‌منظور پیش‌بینی پارگی و همچنین تصمیم‌گیری در رابطه با درمان آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای پاره نشده، به‌عمل رساندند. آن‌ها با بهره‌گیری از مراجع علمی، در مجموع ۱۹ مطالعه با ۷۲۶۹ بیمار و ۹۱۶۷ آنوریسم درون جمجمه‌ای، که ۱۷۰۱ مورد از آن‌هاپاره شده بودند، به طور کامل مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها بر این باور بودند که برخی از شاخص‌ها همانند فشار خون بالا، سن، اندازه و خون‌ریزی زیر عنکبوتیه زودرس می‌توانند برای ارزیابی خطر پارگی آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای مثمربه‌ثمر باشند. اما با این حال، تصمیم‌گیری برای درمان آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای پاره نشده نیاز به شاخص‌های دقیق‌تری دارد. مطالعه عوامل مورفولوژیکی و همودینامیک و ترکیب آنها با عوامل خطر شناخته شده، به‌منظور دست‌یابی به شاخصی جامع جهت درمان آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای پاره نشده، بسیار مفید خواهد بود. از میان عوامل مورفولوژیکی، نسبت ابعاد[۷]، نسبت اندازه[۸]، ارتفاع آنوریسم[۹] و پهنای گردن[۱۰] اثرات قابل توجهی را بر رشد و پارگی آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای می‌گذارند. علاوه بر این، تنش برشی دیوار[۱۱]، شاخص برشی نوسانی[۱۲]، و ناحیه‌ای که دارای تنش برشی دیواره کمتری[۱۳] است، به عنوان عوامل همودینامیک می‌توانند تأثیر قابل‌توجهی بر شکل‌گیری، شکل، رشد و پارگی آنوریسم‌های درون جمجمه‌ای پاره نشده، داشته باشند.

[4] Perfusion of the cells
[5] Morphology
[6] Hemodynamic
[7] Aspect Ratio
[8] Size Ratio
[9] Aneurysm Height
[10] Bottle Neck Factor
[11] Wall Shear Stress (WSS)
[12] Oscillatory Shear Index (OSI)
[13] Low Wall Shear Stress Area (LSA)

UNCORRECTED PROOF

یوتر و همکاران [۹] در زمینه تأثیر مورفولوژی آنوریسم‌های کیسه‌ای بر روی خطر پارگی آنها، تحقیق نمودند. آنها تأثیر فاکتورهای هندسی را بر روی الگوهای جریان و نیروهای مکانیکی سیال با هدف تعیین خطر احتمالی پارگی آنوریسم بررسی نمودند. ایشان مورفولوژی آنوریسم را با استفاده از شاخص‌های کمی هندسی که نشان‌گر عروق سه‌بعدی به‌دست آمده از مطالعات بالینی بودند را مشخص نمودند. طی این مطالعه، نواحی گردش مجدد جریان درون شریان و جریان‌های ثانویه درون آنوریسم مشاهده گردید. آن‌ها طی این مطالعه نواحی با تنش برشی بالا را به عنوان نواحی پرخطر برای پارگی آنوریسم معرفی نمودند. در نهایت مشخص گردید که بیضی‌گون بودن آنوریسم برخلاف شکل کروی آن، حجم و درجه موجدار بودن آن، به‌شکل قدرتمندی با میزان تنش برشی دیواره در قعر آنوریسم مرتبط است.

همان‌طور که پیش‌تر مورد بحث قرار گرفت، هندسه آنوریسم تحت تأثیر عوامل متعددی از جمله جنسیت، سن و عوامل ژنتیکی بیمار قرار دارد و این تنوع هندسی نقش کلیدی در رفتار بیومکانیکی و خطر پارگی آنوریسم ایفا می‌کند.

امروزه، با مراجعه به منابع علمی، مشاهده می‌شود که بسیاری از پژوهشگران در کنار شبیه‌سازی‌های عددی، به سمت مدل‌سازی تجربی نیز روی آورده‌اند تا درک عمیق‌تری از فیزیک جریان خون و تعاملات همودینامیکی در آنوریسم‌ها به دست آورند. این مدل‌های تجربی نه‌تنها در شبیه‌سازی شرایط جراحی و ارزیابی دستگاه‌های درمانی (مانند کویل یا استنت) در مقیاس قابل توجهی مورد استفاده قرار می‌گیرند، بلکه می‌توانند به‌عنوان ابزاری مؤثر در آموزش پزشکی و تحقیقات پایه و کاربردی نیز به کار گرفته شوند.

مارکیوک و همکاران [۱۰] در چارچوب پژوهشی خود، مطالعه‌ای بر روی ۷۶ بیمار مبتلا به آنوریسم مغزی انجام دادند و با استفاده از داده‌های تصویربرداری پزشکی، مدل‌های فیزیکی سه‌بعدی آنوریسم‌های واقعی این بیماران را با مقیاس دقیق و واقعی تولید کردند. آن‌ها بر این باور بودند که پیشرفت‌های اخیر در فناوری‌های تصویربرداری پزشکی و بازپردازی تصاویر، به‌ویژه با بهره‌گیری از تکنیک‌های رندر حجمی نه‌تنها درک بهتری از مورفولوژی آنوریسم‌ها فراهم می‌کند، بلکه چاپ سه‌بعدی این مدل‌ها، امکان ارائه دیدگاهی ملموس و فراگیر از ساختار عروقی را فراهم می‌آورد. این امر به جراحان مغز و اعصاب کمک می‌کند تا برنامه‌ریزی دقیق‌تری برای مداخلات جراحی داشته باشند و تسلط بیشتری بر شرایط آناتومیکی بیمار کسب کنند.

در این مطالعه، از سه جراح مغز و اعصاب با سطوح تجربی متفاوت، شامل یک جراح با ۱۰ سال سابقه، یکی با ۴ سال سابقه و یک جراح رزیدنت خواسته شد تا ابتدا مدل‌های آنوریسم بیماران را با استفاده از آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری و با به‌کارگیری تکنیک‌های بازسازی چندسطحی و رندر حجمی تحلیل کرده و سپس مدل‌های سه‌بعدی را ارزیابی نمایند. پس از چاپ فیزیکی مدل‌ها، از هر سه جراح خواسته شد تا برنامه درمانی پیشنهادی خود را برای هر بیمار ارائه دهند.

سرتی و همکاران [۱۱] تحقیق دیگری در این زمینه انجام دادند. هدف این تحقیق، بررسی کاربرد مدل‌های سه‌بعدی آنوریسم مغزی در جراحی مغز و اعصاب است. این مدل‌ها که با استفاده از داده‌های سی‌تی‌اسکن و پرینترهای سه‌بعدی ساخته می‌شوند، اطلاعات مهمی را برای برنامه‌ریزی جراحی، شبیه‌سازی و آموزش فراهم می‌کنند. روش‌های سنتی تولید این مدل‌ها گران و زمان‌بر هستند، لذا این مطالعه به دنبال ارزیابی کیفیت، هزینه و زمان تولید مدل‌های سه‌بعدی آنوریسم مغزی با استفاده از فناوری‌های جدیدتر و بررسی کارایی آن‌ها در برنامه‌ریزی جراحی از دیدگاه جراحان مغز و اعصاب است.

چاندراشکار و همکاران [۱۲] در یک مطالعه، کاربرد ویژگی‌های هندسی آنوریسم آئورت شکمی برای پیش‌بینی رشد آن را بررسی کردند. با تحلیل تصاویر CT از بیماران، شاخص‌هایی مانند قطر آنوریسم، شاخص نوسان و شعاع انحنای عروق استخراج شدند. نتایج نشان داد که این ویژگی‌های هندسی با سرعت رشد سالانه آنوریسم آئورت شکمی ارتباط معناداری دارند، اما با ویژگی‌های دموگرافیک بیماران رابطه‌ای ندارند. مدل‌های آماری با استفاده از این سه شاخص، قادر بودند؛ رشد کند یا سریع آنوریسم آئورت شکمی را با دقت قابل توجهی (به ترتیب ۸۰٪ و ۷۹٪) پیش‌بینی کنند و در ۸۷٪ موارد، خطای پیش‌بینی رشد کمتر از ۲ میلی‌متر بود. در نتیجه، ویژگی‌های هندسی آنوریسم آئورت شکمی می‌توانند به‌عنوان ابزاری مؤثر در پیش‌بینی رفتار آنوریسم و مدیریت بالینی بیماران مورد

UNCORRECTED PROOF

استفاده قرار گیرند. تریت و همکاران [۱۳] در زمینه آنوریسم‌های مغزی انتهایی و شاخه‌ای موروثی جهت تخمین خطر ایجاد زخم و ضایعه روی دیواره آن مطالعه‌ای انجام دادند. ایشان با درنظر گرفتن مدل‌های دو بعدی و سه‌بعدی شبکه‌بندی شده با استفاده از پردازش تصویر، معادلات حاکم را با روش المان محدود حل نمودند. نواحی فشار بالا در حفره آنوریسم‌های انتهایی و ناحیه گردن آن مشاهده گردید. این نواحی به‌عنوان مکان‌های مستعد برای خطر اتساع بیش از حد آنوریسم و در نهایت پارگی آن شناسایی شدند. آن‌ها دریافتند که احتمال شکست روند درمان و پارگی آنوریسم بیشتر وابسته به هندسه آنوریسم بوده و توزیع محلی جریان خون تأثیر کمتری دارد. محققین در زمینه آنوریسم همواره با چالش‌های فراوانی در تعریف شرایط مرزی برای قسمت‌های مختلف هستند. از جمله بزرگ‌ترین چالش‌های آن‌ها می‌توان به رویکرد مواجهه آن‌ها با سرخرگ به عنوان هندسه‌ای صلب یا الاستیک اشاره کرد. با توجه به مطالعات انجام شده، نوع و محل آنوریسم در بدن یکی از مشخصه‌های تأثیرگذار در تعیین میزان الاستیسیته و یا صلبیت دیواره سرخرگ می‌باشد. داده‌ها نشان می‌دهند که درنظرگرفتن دیواره صلب برای هندسه آنوریسم‌های درون جمجمه و مغزی تقریب مناسبی می‌باشد و این در حالیست که در نظر گرفتن این تقریب برای دیواره سرخرگ در آنوریسم‌های آئورتی و به‌ویژه آئورت شکمی شامل ملاحظاتی می‌باشد. یانسن و همکاران [۱۴] طی مطالعه‌ای ویژگی‌های همودینامیکی آنوریسم داخل جمجمه‌ای را بر اساس شرایط مرزی جریان ورودی عمومی و همچنین شریط مرزی مختص بیمار مقایسه کردند. آن‌ها مطالعات خود را بر روی ۳۶ بیمار و با به‌دست‌آوری مدل‌های هندسی آنوریسم با استفاده از آنژیوگرافی پیش‌بردند. تجزیه و تحلیل کمی آن‌ها تفاوت آماری فاحشی را برای مقادیر میانگین و حداکثر تنش برشی دیوار بین هر دو شرایط مرزی ورودی رقم زد. این مطالعه بر لزوم وجود شرایط مرزی ورودی مختص بیمار برای محاسبه همودینامیک در آنوریسم مغزی با استفاده از تکنیک‌های دینامیک سیال محاسباتی تاکید می‌کند.

دنیس و همکاران [۱۵] برای ۳ مدل آنوریسمی یک تحلیل برای ارزیابی میزان حساسیت مدل نسبت به تنظیمات حل‌گر انجام دادند و سعی نمودند تا روشی برای بهینه‌سازی تنظیمات ارائه دهند. استراتژی بهینه‌سازی ایشان بر تغییرات مدت گام‌های زمانی و مقادیر خطاهای باقیمانده مدل و تأثیر آنها بر خروجی‌های همودینامیکی متمرکز بود. ایشان حساسیت حل را با گام‌های زمانی ۰۰۱ / ۰ ، ۰۰۰۱ / ۰ و ۰۰۰۰۱ / ۰ ثانیه و با در نظر گرفتن خطاهای باقیمانده 10^{-4} ، 10^{-5} و 10^{-6} در نرم‌افزار سنجیدند. هدف آن‌ها بررسی خطاهای ترکیبی حل‌گر و تدوین روشی برای بهینه‌سازی تنظیمات آن جهت افزایش راندمان محاسبات با حفظ میزان دقت حل بود. ایشان پس از بیش از ۴۰۰ ساعت شبیه‌سازی به این نتیجه رسیدند که شبیه‌سازی آنوریسم نیازمند گام زمانی بسیار پائین بوده و در گامهای زمانی بزرگ نتایج قابل قبولی حاصل نمی‌شوند. یوشا و همکاران [۱۶] آنوریسم آئورت شکمی (هم برای سرخرگ و هم برای خون) را به صورت عددی شبیه‌سازی کردند. آن‌ها در این مطالعه، هندسه دیواره‌ی رگ را به‌صورت هایپرالاستیک در لحظه دیاستولایز[۱۴]، مدل‌سازی کردند. روش جدیدی برای تولید شرایط مرزی در ورودی و خروجی جریان سیال بر پایه یک شبیه‌ساز یک‌بعدی گذرا معرفی شد و معلوم گردید که در حالت سیستولایز[۱۵]، اختلاف بسیار ناچیزی در نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای هندسه‌های صلب و الاستیک وجود دارد. اما آن‌ها دریافتند که در حالت دیاستولایز تفاوت بسیار زیادی میان حالتی که هندسه صلب فرض شود، نسبت به حالتی که هندسه الاستیک است، وجود دارد. ایشان حضور گلبول‌های قرمز را در کنار خاصیت رقیق‌گردانی برشی خون در نظر گرفته و از مدل اولدیارد [16] برای خاصیت ویسکوالاستیسیته خون و مدل کاریوو- یاسودا[۱۷] برای معرفی خاصیت رقیق‌گردانی برشی خون استفاده نمودند. آن‌ها طی این مطالعه مجموعه شریان و آنوریسم‌هایش را به صورت یک کانال مسطح با دیواره‌های مواج صلب مدل‌سازی کردند. همچنین آن‌ها معادلات حاکم را به صورت عددی با استفاده از روش المان محدود گالرکین گسسته‌سازی کردند. پس از مقایسه نتایج با نتایج حاصل در حالت نیوتنی خون، ایشان نتیجه گرفتند که تأثیرات خواص ویسکوالاستیک و رقیق‌گردانی برشی خون را به‌خصوص در آهنگ برش‌های کم نمی‌توان نادیده گرفت.

[14] Diastolize
[15] Systolize
[16] Oldroyd-B model
[17] Carreau-Yasuda model

UNCORRECTED PROOF

آنوریسم یک برآمدگی بیرونی حباب‌مانندی است که در اثر تضعیف شدن موضعی دیواره رگ‌های خونی ایجاد می‌شود. اگرچه آنوریسم رگ‌های خونی اغلب از خود هیچ‌گونه علایم و یا نشانه‌هایی را بروز نمی‌دهند، اما نظر به رشد بی‌قید و شرط آن‌ها درگذر زمان، خطر پارگی که منجر به خونریزی کنترل نشده می‌شود، افزایش می‌یابد. آنها همچنین می‌توانند باعث ایجاد لخته‌های خونی شوند که جریان خون را در شریانات بدن مسدود می‌کند. به‌صورت کلی بیماری‌ها و رفتارهای ناسالمی که منجر به آسیب به قلب و رگ‌های خونی می‌شود، در زمره عوامل مسبب ابتلا به آنوریسم آئورت نیز قرار می‌گیرند. دخانیات، مهم‌ترین عامل مخاطره‌آمیز، در رابطه با آنوریسم آئورت است. همان‌طور که در بخش‌های قبل نیز ارائه شد، عواملی همچون فشار خون بالا، کلسترول خون بالا، وراثت و آترواسکلروزیس (بیماری صلبیت شریان) می‌توانند از عوامل بروز آنوریسم باشند.

همچنین برخی از اختلالات وراثتی بافت‌ها مانند سندرم مارفان[۱۸] و سندرم الرز-دانلوس[۱۹] نیز می‌توانند خطر ابتلا به آنوریسم آئورت را افزایش دهند. میانگین سنی افرادی که در آنها آنوریسم مشاهده می‌شود؛ بین ۳۰ تا ۶۰ سال می‌باشد[۱۷]. کارگروه خدمات پیشگیرانه ایالات[۲۰] متحده توصیه می‌کند که مردان ۶۵ تا ۷۵ ساله که تا به حال سیگار کشیده‌اند، حتی اگر هیچ علامتی نداشته باشند، باید غربالگری سونوگرافی را برای آنوریسم آئورت شکمی انجام دهند. همان‌گونه که نیز اشاره شد، آنوریسم احتمال تشکیل در بسیاری از نقاط بدن را دارند. آنوریسم می‌تواند در نقاط مختلفی از بدن با توجه به شرایط خاصی به‌وجود آید. یکی از شایع‌ترین این نقاط، حلقه ویلیس درون مغز انسان می‌باشد(شکل ۱). این سرخرگ‌ها به عمدتا به‌علت متفاوت بودن خواص مکانیکی دیواره آن‌ها با سایر سرخرگ‌ها از جمله مستعدترین نقاط برای بروز آنوریسم مغزی هستند. از عوامل بروز این آنوریسم مغزی می‌توان به سیگار کشیدن، فشار خون بالا و مصرف شدید الکل و مشروبات الکلی اشاره نمود. آنوریسم مغزی در افراد ۳۵ تا ۶۰ ساله شایع است. متوسط سن ابتلا به آنوریسم مغزی ۵۰ سالگی است و در بسیاری از موارد هیچ علامت هشدار دهنده‌ای وجود ندارد. بیشتر آنوریسم‌های مغزی بعد از ۴۰ سالگی ایجاد می‌شوند.

آنوریسم‌های مغزی که کوچک بوده و تغییرات زیادی با زمان نمی‌کنند، نشانه‌های خاصی نشان نمی‌دهند. اما آنوریسم‌های مغزی بزرگ قبل از رسیدن به حد پارگی، در بیشتر موارد، بیمار را دچار دردهای ناگهانی و شدید مانند سردرد و سرگیجه، حالت تهوع و استفراغ، اختلال در بینایی و از دست دادن هوشیاری می‌نمایند. بصورت متداول آنوریسم‌ها را می‌توان در دو هندسه جامع دوکی‌شکل وکیسه‌ای دسته‌بندی کرد(شکل ۲). آنوریسم‌های دوکی‌شکل معمولا آنوریسم‌هایی هستند که برآمدگی آن‌ها دورتادور اطراف رگ را دربرمی‌گیرد و همچنین هندسه آنوریسم‌های کیسه‌ای به شکلی است که برآمدگی ایجاد شده تنها در یک سمت رگ به‌وجود آمده است. البته بایستی به این مسئله نیز توجه داشت که تمامی برآمدگی‌های موجود بر روی رگ‌های خونی آنوریسم به‌حساب نمی‌آید و احتمال حالتی موسوم به آنوریسم کاذب وجود دارد. معمولاً خون قبل از پارگی کامل آنوریسم به مقدار جزئی در نواحی اطراف آنوریسم درون مغز نشت پیدا می‌کند که سردردهای هشداری را در پی دارد. اکثر آنوریسم‌های مغزی که دچار پارگی می‌شوند قطر زیر ۱۰ میلی‌متر دارند. آنوریسم‌های کیسه‌ای در اغلب موارد حاصل یک ضعف ارثی در دیواره‌های سرخرگ‌های مغزی هستند و معمولاً درون سرخرگ‌های حلقه ویلیس ایجاد می‌شوند. این سرخرگ‌ها شامل سرخرگ‌های ارتباطی پیشین و پشتی، سرخرگ مغزی میانی، سرخرگ کاروتید داخلی و سرخرگ قاعده‌ای هستند[۱۸].

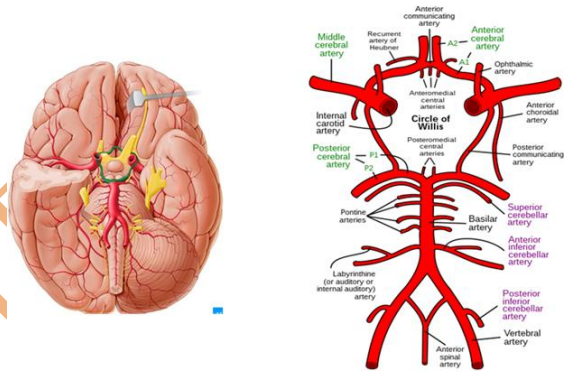
مشخصه‌های همودینامیکی نقش بسیار مهمی در تعیین زمان و موقعیت احتمالی پارگی ضایعات عروقی (به‌ویژه آنوریسم‌های مغزی یا عروقی) ایفا می‌کنند. این مشخصه‌ها به بررسی جریان خون، فشار، نیروها و تنش‌های وارد بر دیواره عروق می‌پردازند.

با وجود اینکه در زمینه آنوریسم پژوهش‌های زیادی انجام شده است، این تحقیقات معمولاً همراه با تقریب‌های مختلفی بوده‌اند. به‌طور کلی، در این مطالعات، خون به عنوان سیال نیوتنی و دیواره رگ به صورت صلب در نظر گرفته شده است.

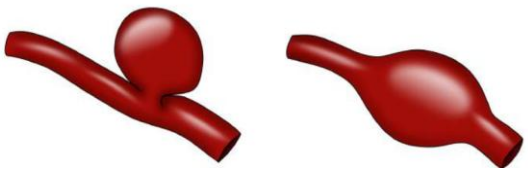
[18] Marfan Syndrome
[19] Ehlers-Danlos Syndrome
[20] U.S. Preventive Services Task Force

UNCORRECTED PROOF

برای پر کردن خلأهای پژوهشی موجود، این مطالعه به تحلیل جامع و دقیقی از رفتار همودینامیکی جریان خون در یک آنوریسم کیسه‌ای واقع بر سرخرگ قاعده‌ای حلقه ویلیس می‌پردازد و تمرکز ویژه‌ای بر شناسایی مناطق پرخطر دارد. در این پژوهش، داده‌های اولیه براساس داده‌های واقعی در نظر گرفته و خون به عنوان سیال غیرنیوتنی و دیواره رگ به‌صورت انعطاف‌پذیر بررسی شده است. علاوه بر این، برای اولین بار در این تحقیق، درصد خون به دام افتاده در آنوریسم نیز محاسبه شده است. این رویکرد می‌تواند به درک بهتری از خطرات و پیامدهای بالینی آنوریسم کمک کند و زمینه‌ساز پژوهش‌های آینده در این حوزه گردد.



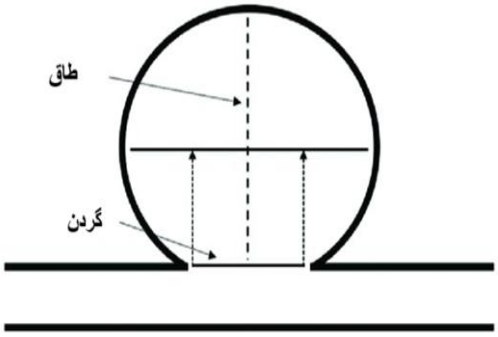
شکل ۱- شماتیک ساختاری حلقه ویلیس و جایگاه آن در مغز[۱۸]



شکل ۲- آنوریسم دوکی (چپ) و کیسه ای (راست)[۱۸]

۲. شبیه‌سازی عددی و معادلات حاکم بر جریان

پهنای گردن آنوریسم به شکل اختیاری انتخاب شده، اما بالاتر از نسبت گردن به طاق ۰.۵ نگه داشته شده است(شکل ۳). این مقدار همان حد بالا برای درمان آنوریسم با روش کویلینگ می‌باشد. روش کویلینگ یا اِمبولیزاسیون کویلی آنوریسم یکی از روش‌های کم‌تهاجمی برای درمان آنوریسم‌های مغزی (به‌ویژه آنوریسم‌های دیواره عروقی نوع کیسه‌ای) است که در آن از طریق کاتتر، سیم‌های نازک و انعطاف‌پذیری به نام کویل به داخل کیسه آنوریسم تزریق می‌شوند تا جریان خون به داخل آن قطع شود و خطر پارگی کاهش یابد[۱۹].



شکل ۳- طاق و گردن در یک آنوریسم کیسه ای

ویژگی‌های فیزیکی هندسه حلقه‌ی ویلیس به همراه آنوریسم از منابع ایوانوف و همکاران [۲۰]، همچنین جاهد و همکاران [۲۱] استخراج شده است. خون که به عنوان سیال عبوری از آنوریسم و سرخرگ محسوب می‌شود، در ابتدا به هنگام ورود به شریان مغزی پیشین[۲۱]، به‌عنوان سیال غیرنیوتنی تراکم ناپذیر و توسعه‌یافته، مدل‌سازی می‌شود و در نتیجه پروفیل سرعت به‌صورت سهموی ایجاد شده و فشار خروجی آن معادل با فشار خون متوسط مغز (۱۰ میلی متر جیوه معادل ۱۳۰۰ پاسکال) است[۲۲]. از آنجایی که قطر شریان مغزی پیشین از ۰.۵ میلی متر بیشتر است، می‌توان خون را به عنوان مایع نیوتنی فرض کرد. با این حال جهت داشتن دقت کافی در محاسبات، جریان خون به‌صورت سیال غیرنیوتنی و با استفاده از مدل کاریو[۲۲] [۲۳] شبیه‌سازی می‌گردد. معادله حاکم بر این مدل به شکل زیر است:

$$\mu=\mu_\infty+(\mu_0-\mu_\infty)\cdot(1+K\gamma^2)^n \qquad (۱)$$

که در آن γ آهنگ برش اعمالی، μ_∞ لزجت آهنگ برشی بینهایت، μ_0 لزجت آهنگ برشی صفر و K و n پارامترهای تعیین‌کننده ناحیه گذار هستند. مقادیر عددی این پارامترها در جدول۱ قابل مشاهده است. سیال کاریو نوعی سیال نیوتنی تعمیم یافته است.

[21] Anterior Cerebral Artery

[22] Carreau model

UNCORRECTED PROOF

جدول ۱- پارامترهای مربوط به مدل کاریو [۲۳]

پارامتر مدل کاریو	مقدار
μ_∞	۰.۰۰۳۴۵ Ns/m^2
μ_0	۰.۰۵۶ Ns/m^2
K	۱۰.۹۷۶
n	-۰.۳۲۱۶

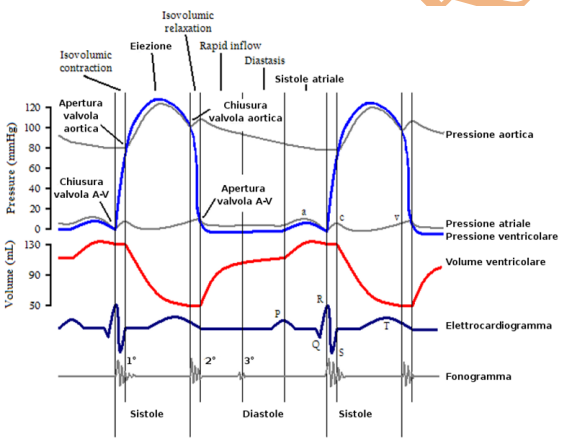
در نرخ برش کم، سیالات کاریو مانند یک سیال نیوتنی (n = 1) رفتار می‌کنند. برای n < 1 سیالات کاریو رفتاری شبه‌پلاستیک[۲۳] (غیر نیوتنی) از خود نشان می‌دهند، همچنین این مدل برای (n> 1) رفتار سیال را به صورت دیلاتانت[۲۴] (غیر نیوتنی) پیش‌بینی می‌کند [۲۴]. مدل کاریو در سرعت‌های بالای جریان خون که آهنگ برش در آن‌جا بالا است، رفتار نیوتنی برای خون ایجاد کرده و در سرعت‌های پائین که آهنگ برش کم را به‌دنبال دارند، رفتار غیر نیوتنی را برای آن به‌کار می‌گیرد. جریان خون عبوری از درون سرخرگ و آنوریسم به‌شکل لایه‌ای، ناپایا، لزج، غیرنیوتنی، دو بعدی، تراکم‌ناپذیر و کاملاً توسعه‌یافته در مرز ورودی فرض شده‌است. با توجه به جنس شریان‌ها و مقدار قطر متوسط آن‌ها در حلقه ویلیس فرض نیوتنی و لایه‌ای بودن جریان با تقریب خوبی قابل قبول است. با توجه به مقدار عدد رینولدز در ورودی که ما بین ۱۰۰ تا ۱۵۰است، جریان خون لایه‌ای و با توجه به کوچک بودن عدد ماخ از مقدار ۰.۳ و مایع بودن خون، به‌شکل تراکم‌ناپذیر خواهد بود. معادلات حاکم بر فیزیک سیالاتی مسأله شامل معادلات بقای جرم و تکانه خطی هستند که به ترتیب در دامنه سیال Ω^f طبق روابط (۲) و (۳) بیان میشوند.

$$\nabla \cdot V = 0 \quad in \quad \Omega^f \qquad (۲)$$

$$\rho_f \frac{\partial V}{\partial t}|_x - 2(\mu_f)\ \nabla\cdot\nabla^s V + \rho_f (V - V^m)\cdot\nabla V + \nabla p = \rho f b^f \quad in \quad \Omega^f \qquad (۳)$$

که در آن ρ_f و μ_f به ترتیب چگالی و لزجت خون هستند. P فشار و V بردار سرعت میباشند V^m سرعت شبکه بوده و b^f بردار نیروهای جسمی است. در شرایط واقعی بافت‌های اطراف حلقه ویلیس بر روی رگ و آنوریسم نیروهایی وارد می‌کنند. با فرض ایده‌آل سازی شبیه‌سازی از وجود این نیروها صرف نظر شده است. در ورودی و خروجی سرخرگ، شرط مرزی قید ثابت برای دیواره‌های سرخرگ در نظر گرفته شده‌اند. این شرط مرزها را ثابت نگه‌داشته به شبکه‌ها بر روی این مرزها اجازه حرکت نخواهد داد. بقیه مرزهای بیرونی می‌توانند آزادانه در فضای دو بعدی حرکت کنند؛ بنابراین شرط مرزی حرکت آزادانه بر روی آنها اعمال شده است. بر اثر عبور جریان خون از درون رگ و آنوریسم، نیروهای مربوط به دینامیک سیال بر روی دیواره مجرا اثر می‌گذارند. اعمال این نیروها موجب تولید تنش‌های برشی و محوری روی دیواره شده و تغییر شکل (کرنش) به همراه خواهند داشت. لذا شرط مرزی حرکت آزادانه برای مدل‌سازی این تغییر شکل ها گزینه مناسبی می‌باشد. بر روی این مرزها شرط عدم لغزش خون اعمال شده است.

برای نشان دادن فشارهای مختلف در دهلیز، بطن و شریان در طول یک چرخه قلبی و همچنین اعمال شرایط مرزی متناسب با حالت سیستول، مقادیر دقیق سرعت و فشار خون درون حلقه ویلیس و سرخرگ مربوطه از دیاگرامی موسوم به دیاگرام ویگرز استفاده می‌شود(شکل ۴). این دیاگرام به نام کارل ویگرز فیزیولوژیست آمریکایی در اوایل قرن بیستم، نام‌گذاری شده است. او یکی از پیشگامان در مطالعه فیزیولوژی قلب بود و این نمودار به درک جامع از تعاملات زمانی و عملکردی در سیکل قلبی کمک شایانی کرد[۲۵].



شکل ۴- دیاگرام ویگرز[۲۵]

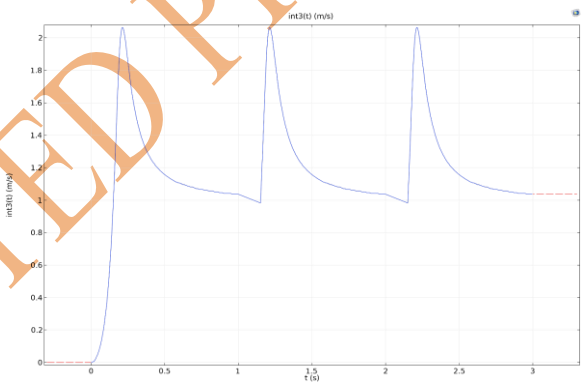
یک چرخه قلب از تکرار انقباض ماهیچه‌ای و حرکات دریچه‌های قلب تشکیل شده است که طی آن دریچه‌های قلب در واکنش به اختلاف فشار بین حفره‌های مختلف قلب باز و بسته می‌شوند. فرکانس این تپش، ریتم قلبی نام دارد.

[23] Pseudoplastic

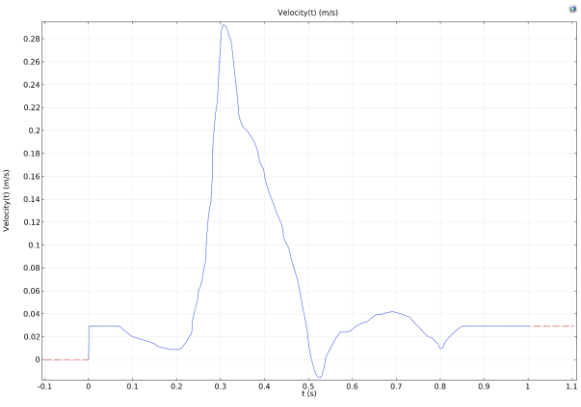
[24] Dilatant

REJECTED PROOF

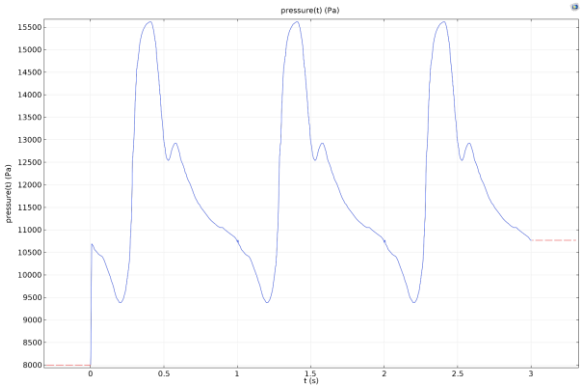
این چرخه به دو مرحله انقباض بطن‌ها یا سیستول، و انبساط بطن‌ها یا دیاستول تقسیم می‌شود. در این تحقیق، جریان خون درون رگ در حالت سیستول بررسی شده‌است. در شبیه‌سازی‌های انجام شده، فشار در صفحه خروجی و سرعت در صفحه ورودی به عنوان شرایط مرزی در نظر گرفته شدند. مقادیر فشار و سرعت نیز با استفاده از داده‌های گائو و همکارانش [۲] تعیین شده‌اند. این داده‌ها شامل مقادیر سرعت خون و فشار آن درون حلقه ویلیس می‌باشند. این داده‌ها با استفاده از ابزارهای پردازش تصویر و با معادل نمودن با دیاگرام ویگرز که نشان دهنده چرخه قلبی می‌باشد، به شکل یک چرخه تقریباً ۳ ثانیه‌ای درآمده‌اند. لذا با انتخاب ۳ سیکل از فعل و انفعالات قلبی می‌توان تا حدودی جریان را گسترش یافته در نظر گرفت(شکل ۵ تا ۷).



شکل ۵- دیاگرام رابطه کلی سرعت درون عروق در سیکل ۳ ثانیه [۲]

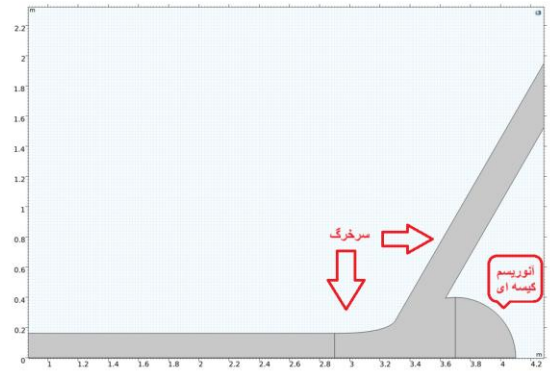


شکل ۶- سرعت در ورودی سرخرگ قاعده‌ای در طول ۱ ثانیه [۲]



شکل ۷- فشار در خروجی سرخرگ مغزی پیشین در طول۳ ثانیه [۲]

هندسه ایده‌آل‌سازی شده در شکل ۸ نشان داده شده است. لازم به‌ذکر است که تمامی ابعاد و اندازه‌های آن از داده‌های ایوانف و همکارانش [۲۰] استخراج شده است. این هندسه دارای دو زیردامنه اصلی سرخرگ و آنوریسم کیسه‌ای می‌باشد. لازم به‌ذکراست که زیر دامنه سرخرگ شامل سرخرگ‌های قاعده‌ای و سرخرگ پیشین مغزی می‌باشد.



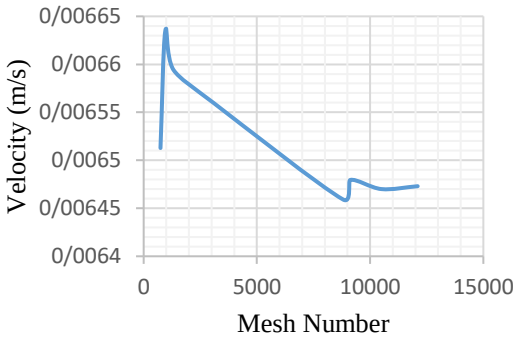
شکل ۸- شماتیک آنوریسم بر روی سرخرگ قاعده‌ای حلقه‌ی ویلیس به‌همراه سرخرگ مغزی پیشین

خون غالبا از گلبول‌های قرمز و پلاسما تشکیل شده است. پلاسما شامل آب و برخی یون‌ها و پروتئین‌های نامحلول است و رفتار نیوتنی دارد. طبیعت غیرنیوتنی خون به‌دلیل وجود گلبول‌های قرمز است. در آهنگ‌های برشی بزرگ‌تر از $100[\frac{1}{s}]$، به علت تغییر شکل این گلبول‌ها ویسکوزیته خون کاهش می‌یابد و به یک مقدار حدی میل می‌کند. در آهنگ‌های برشی کم‌تر از این مقدار، خاصیت ویسکوالاستیسیته خون اهمیت پیدا می‌کند. در این حالت گلبول‌های قرمز به هم فشرده شده و باعث افزایش ویسکوزیته می‌شوند. برای اعمال تاثیرات غیرنیوتنی خون

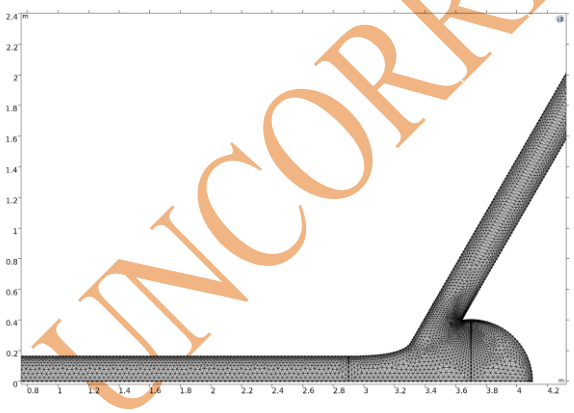
UNCORRECTED PROOF

در معادلات اندازه حرکت، بایستی از مدل ویسکوزیته غیرنیوتنی بهره گرفت. همه‌ی مدل‌های ویسکوزیته، از ارتباط تنش‌های ویسکوز و آهنگ کرنش استفاده کرده و با انطباق داده‌های تجربی، روابط ریاضی به‌دست می‌دهند. فرض نیوتنی بودن برای آهنگ‌های برش بزرگ‌تر از برش $[\frac{1}{s}]$ ۱۰۰ فرض قابل قبولی است و در مورد بیش‌تر رگ‌های بزرگ صادق است. در رگ‌های کوچک‌تر یا رگ‌های بزرگی که جریان خون به‌علت گرفتگی‌ها کاهش می‌یابد، آهنگ‌های برشی کم‌تر شده و ویسکوزیته افزایش می‌یابد. در مرحله بعدی، شرایط مرزی ورودی و خروجی برای سیال عبوری و هم چنین شرایط مرزی مربوط به جسم جامد به همان صورتی که در بخش مربوط به شرایط مرزی توضیح داده شده‌اند، انتخاب و به نرم‌افزار معرفی می‌گردند. شبیه‌سازی ها در این پژوهش در نرم افزار کامسول V6.2 انجام گرفته است. نرم‌افزارکامسول یک پلتفرم قدرتمند برای شبیه‌سازی پدیده‌های چندفیزیکی است که امکان تحلیل همزمان جریان خون، تنش‌های مکانیکی و انتقال مواد در آنوریسم‌های عروقی مغزی را فراهم می‌کند.

یکی از الزامات اجرای یک شبیه‌سازی با استفاده از روش دینامیک سیالات محاسباتی، تقسیم دامنه محاسباتی به سطوح مشبک گسسته است. در یک شبیه‌سازی، معادلات جریان حاکم با گسسته سازی عددی حل می‌شود و طبیعتا این فرآیند باعث ایجاد خطاهای گسسته‌سازی مرتبط با شبکه و روش عددی اتخاذ یافته، می‌شود. با اجرای یک مطالعه حساسیت مش، پژوهشگر می‌تواند درک بهتری از خطاهای گسسته‌سازی فضایی و میزان تاثیر شبکه بر روی نتایج به‌عمل آمده داشته باشد. در یک مطالعه‌ی بهینه، با نزدیک شدن اندازه سلول به صفر، خطای گسسته‌سازی فضایی نیز به صفر میل می‌کند. در یک شبیه‌سازی عددی شبکه تا جایی ریز می‌شود که نتایج تقریبا مستقل از شبکه می‌شود و ریزتر شدن شبکه تغییر بسیار جزیی روی نتایج می‌گذارد. مطالعه حساسیت مش شامل اجرای همان شبیه‌سازی با استفاده از شبکه‌هایی با وضوح مختلف و تجزیه و تحلیل میزان تغییرات نتایج است. در این مطالعه سیال خون توسط مدل غیرنیوتنی کاریو شبیه‌سازی شده است. برای بررسی استقلال از شبکه حل، شبکه‌بندی‌هایی نیز با اندازه‌های متوسط، ریز و درشت اعمال گردیده‌اند(شکل ۹). در هر مورد سرعت در برش عرضی محاسبه و در نهایت با هم مقایسه شدند. ریزسازی شبکه ادامه یافت تا اینکه اختلاف نتایج به دست آمده به زیر ۲ درصد رسید. برای ادامه کار شبکه‌بندی با اندازه ریزتر برای بخش سیالاتی و جامداتی و اندازه متوسط برای مرزهای تعاملی بین جامد و سیال انتخاب شده‌است. تعداد کل المان‌ها ۹۱۱۹ می‌باشد. برای شبکه‌بندی هندسه، از المان‌های چهاروجهی و مثلثی آزاد استفاده شده‌است و همچنین شبکه‌بندی از نوع بی‌سازمان می‌باشد. مکان‌های گوشه که دارای حساسیت بیش‌تری هستند، با استفاده از ابزار ریزسازی گوشه، شبکه‌زنی شده‌اند. شبکه تولید شده در شکل‌های ۱۰ و ۱۱ نشان داده شده است.

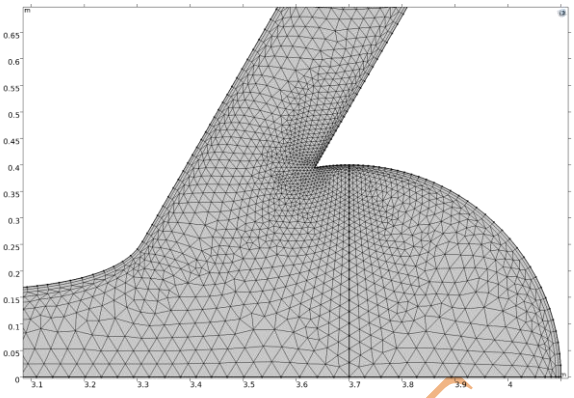


شکل ۹- دیاگرام استقلال نتایج از شبکه



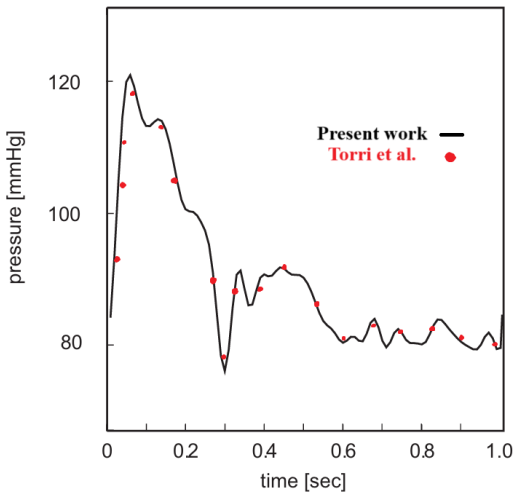
شکل ۱۰- شبکه‌بندی کلی جریان خون در سرخرگ‌های قاعده‌ای و مغزی پیشین به‌همراه آنوریسم

UNCORRECTED PROOF



شکل ۱۱- شبکه‌بندی جریان درون آنوریسم کیسه‌ای از نمای نزدیک

برای اطمینان از نتایج به دست آمده توسط حل عددی، باید نتایج سه ویژگی مهم را به دست آورده باشند. اول اینکه نتایج مستقل از شبکه باشد که در قسمت قبلی مورد بحث قرار گرفت. دوم اینکه باید نتایج اعتبارسنجی شوند. برای اینکار نتایج به دست آمده از روش عددی با نتایج به دست آمده در تحقیقات قبلی مقایسه می‌شوند. در این پژوهش نتایج به دست آمده با نتایج به دست آمده‌ی توری و همکاران[۲۶] مقایسه و در شکل ۱۲ نشان شده است. مقایسه نتایج عددی به دست آمده در این پژوهش با نتایج توری و همکاران[۲۶] تفاوت ۲.۵٪ را نشان می‌دهد که قابل قبول است. سومین موردی که باید در مورد نتایج عددی مورد بررسی قرار بگیرد، بررسی کلی نتایج است که قوانین پایه‌ای را نقض نکرده باشد و همچنین شرایط مرزی به خوبی در نتایج دیده شود. این موضوع نیز در قسمت نتایج مورد بررسی قرار گرفته است تا اطمینان کافی در مورد نتایج ارایه شده به وجود آید.



شکل ۱۲ - تغییرات فشار نسبت به زمان (مقایسه نتایج کار فعلی با نتایج توری و همکاران[۲۶])

حل‌گر مسأله از نوع ناپایا می‌باشد. این حل‌گر به صورت همزمان به حل معادلات حاکم بر زیردامنه‌های سرخرگ، جریان خون و همچنین زیر دامنه‌ی آنوریسم می‌پردازد. در این بررسی، معادلات حاکم بر سیال و جامد به صورت دو طرفه جفت‌شده حل شده‌اند. کلیه نتایج شبیه‌سازی حاصله از حل، شامل کانتورهای سرعت، فشار و تنش برشی خون جاری در سرخرگ برای ناحیه سرخرگ و آنوریسم در قالب شکل‌های گوناگون نشان داده شده‌اند. کلیه نتایج به دست آمده فقط در حالت سیستول می‌باشند. ۵ نقطه مهم در طول فرایند سیستول به ترتیب زمانی عبارتند از :

۱) بسته شدن دریچه میترال که نشانگر شروع فاز سیستول می‌باشد،
۲) باز شدن دریچه آئورت که شروع انقباض هم حجم می‌باشد،
۳) لحظه پمپاژ خون به ششها(اجکت)
۴) بسته شدن دریچه آئورت که شروع استراحت هم حجم می‌باشد و
۵) باز شدن دریچه میترال که شروع ورود سریع جریان خون هستند.

این پنج نقطه به عنوان نقاط انتخابی برای نمایش نتایج حل عددی هستند.

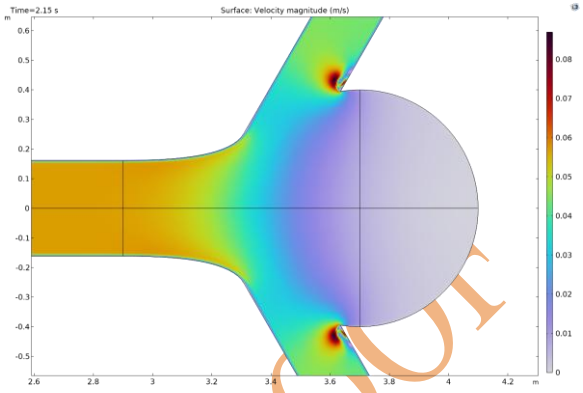
با توجه به شرایط مرزی جریان خون عبوری از سرخرگ و آنوریسم حالت ناپایا خواهد داشت. لذا با انتخاب شرایط مرزی مذکور، شاهد تغییرات قابل ملاحظه‌ی پارامترهای جریان خواهیم بود. به عبارت دیگر پارامترهایی مثل سرعت، تنش برشی، افت فشار و کرنش در رگهای خونی تغییر خواهد کرد.

۳. نتایج و بحث

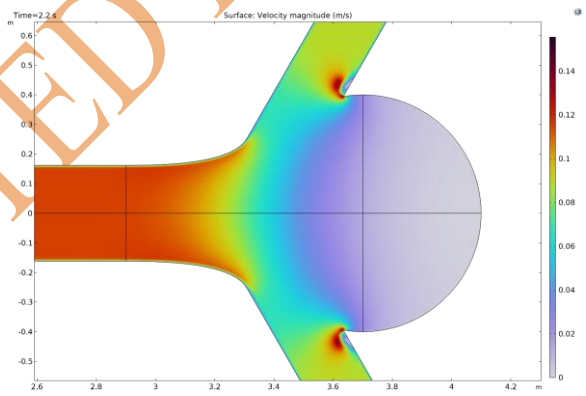
در این قسمت نتایجی متنوعی که به صورت کانتورهای سرعت، فشار و تنش برشی به دست آمده نشان داده شده است. این نمودارها حاوی اطلاعاتی مهمی است که می‌توان با کمک داده‌های به دست آمده برای ناحیه آنوریسم، راهکارهای مناسب پزشکی ارایه داد. کانتور سرعت در هر مرحله در شکل‌های ۱۳ تا ۱۷ ارائه شده‌اند. شایان ذکر است

UNCORRECTED PROOF

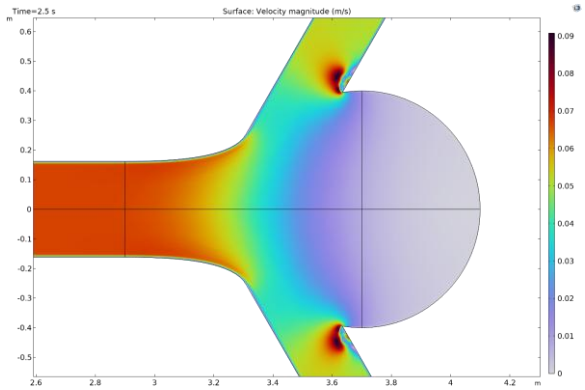
در راستای تمرکز و ارائه نتایج با وضوح بالاتر در ناحیه آنوریسم قسمت‌هایی از سرخرگ و آنوریسم که تحت شرایط هستند، آورده شد.



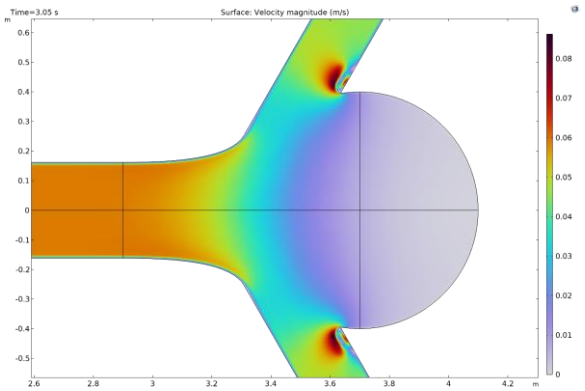
شکل ۱۳- کانتور سرعت در لحظه بسته شدن دریچه میترال و شروع فاز سیستول



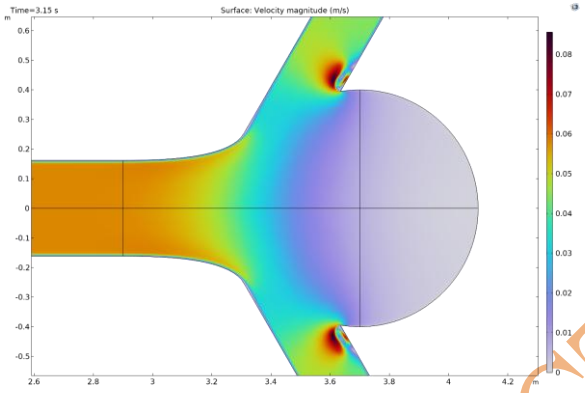
شکل ۱۴- کانتور سرعت در لحظه بازشدن دریچه آئورت



شکل ۱۵- کانتور سرعت در لحظه اجکت



شکل ۱۶- کانتور سرعت در لحظه بسته شدن دریچه آئورت



شکل ۱۷- کانتور سرعت در لحظه باز شدن دریچه میترال

با توجه به نتایج به دست آمده، کاملاً مشخص است که شرایط مرزی سرعت و فشار در ورودی و خروجی، تأثیر قابل توجهی بر ویژگی‌های جریان می‌گذارند. چرخه قلب مجموعه‌ای از اتفاقاتی است که با پر شدن قلب از خون، انقباض حفره‌ها و خروج قلب از خون همراه است. تغییر فشار حفره‌ها، انتقال جریان الکتریکی و انقباض ماهیچه‌ها اتفاقات مهمی هستند که بر اساس آن چرخه قلب را مراحل دیاستول کامل قلب، سیستول دهلیزها، سیستول بطن و دیاستول بطن تقسیم می‌کنند. مراحل دیاستول استراحت و سیستول انقباض ماهیچه‌ها را نشان می‌دهد. چرخه قلب با مرحله دیاستول شروع می‌شود. در این مرحله سلول‌های میوکارد دهلیز و بطن در حالت استراحت هستند. خون با فشار پایین اکسیژن از وریدهای اجوف فوقانی و تحتانی وارد دهلیز راست می‌شود. خون با فشار اکسیژن بالا به‌وسیله چهار سیاهرگ ششی وارد دهلیز چپ می‌شود. دریچه‌های بین‌بطنی در دیاستول کامل قلب باز هستند و خون از دهلیز به بطن منتقل می‌شود. اما دریچه‌های آئورتی و ششی بسته

UNCORRECTED PROOF

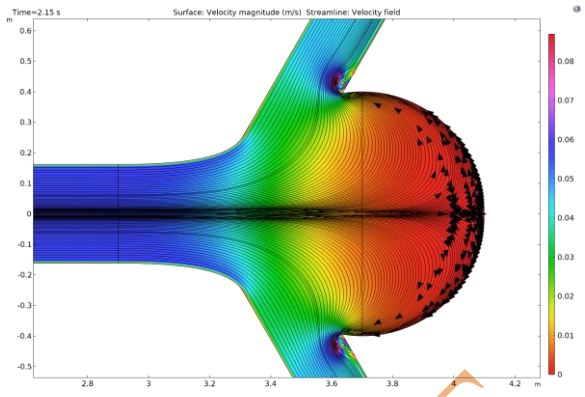
هستند تا بازگشت خون به بطن‌ها جلوگیری شود. در این مرحله جریان الکتریکی در تمام دهلیز پخش شده و میوکارد این حفره‌ها منقبض می‌شود. دریچه‌های بین‌بطنی و دریچه‌های سرخرگی باز هستند. با انقباض دهلیز خون باقی مانده به بطن منتقل می‌شود. این بخش از چرخه قلب در ۱۰۰ ثانیه انجام شده و قبل از شروع دیاستول دهلیز تمام می‌شود. سیستول بطن با دپلاریزه شدن ماهیچه‌های قلبی شروع می‌شود. در ابتدای این مرحله از چرخه قلب انقباض بطن‌ها فشار این حفره را نسبت به دهلیز افزایش می‌دهد. در نتیجه دریچه‌های میترال و سه‌لختی بسته می‌شوند. اما فشار سرخرگی هنوز از بطن‌ها بیشتر است. در نتیجه دریچه‌های ششی و آئورت بسته هستند و خونی از قلب خارج نمی‌شود. در نتیجه این مرحله از سیستول قلب انقباض «حجم ثابت[۲۵]» نام دارد. در مرحله دوم انقباض ماهیچه‌ها، فشار خون در محیط بسته قلب را افزایش داده، فشار بطن‌ها از سرخرگ بیشتر شده و دریچه‌های سرخرگی باز می‌شود. با شروع ریپلاریزه شدن سلول‌های ماهیچه‌ای، بطن وارد دیاستول یا استراحت دومرحله‌ای می‌شود. پایان انقباض با کاهش فشار بطن‌ها نسبت به سرخرگ‌ها همراه است. در نتیجه خون به عقب حرکت کرده و دریچه‌های آئورت و ششی را می‌بندند. در این مرحله دریچه‌های دهلیزی-بطنی بسته است. در مرحله دوم، استراحت کامل ماهیچه‌های بطن، منجر به کاهش بیشتر فشار می‌شود. زمانی که فشار بطن کمتر از فشار دهلیزها شود، جریان خون دریچه‌های میترال و سه‌لختی را باز کرده و وارد بطن خواهد شد.

شکل ۱۳ نشان‌گر میدان سرعت جریان در لحظه بسته شدن دریچه میترال یا به عبارتی آغاز فاز سیستول است. در این حالت، در ابتدای فاز سیستول سرعت خون در حد پایین بوده به شکلی که به نیروهای اینرسی اجازه غلبه بر نیروهای برشی را نداده و جریان روی دیواره فوقانی سرخرگ از آن جدا نمی‌شود. مقادیر سرعت خون در بیشترین حالت به ۰.۰۲۵ متربرثانیه در هسته اصلی جریان و در کمترین حالت به ۰.۰۰۲۵ متربرثانیه درون ناحیه آنوریسم کیسه‌ای می‌رسد. شکل ۱۴ توزیع سرعت را در هنگامی که دریچه آئورت باز می‌گردد، نشان می‌دهد.

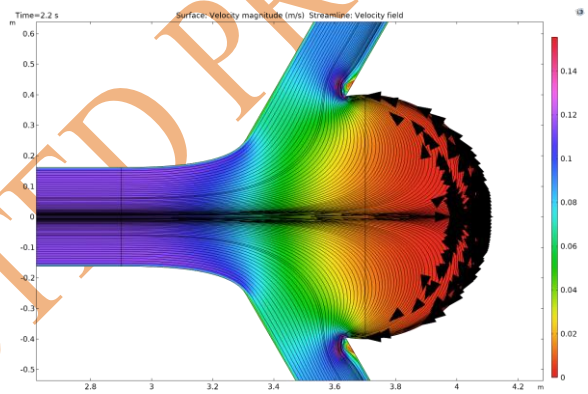
بیشینه سرعت در این حالت به ۰.۰۳ متربرثانیه می‌رسد. در این شکل کاملا مشهود است که ناحیه جدایش جریان، قسمت کوچکی از دامنه آنوریسم را در بر می‌گیرد. جریان گردابی درون آنوریسم بر روی دیواره‌های آن نیروهای همودینامیکی وارد کرده و می‌تواند عاملی بر پارگی آنوریسم باشد. شکل ۱۵ بیان‌گر توزیع سرعت در لحظه اجکت می‌باشد. در این لحظه بطن ها کاملاً منقبض شده و جریان خون به شش‌ها و سایر نقاط بدن با بیشترین فشار پمپاژ می‌شود. در این حالت بیشینه مقدار سرعت به ۰.۰۴ متربرثانیه می‌رسد. در این حالت میزان نیروی وارده بر دیواره به بیشینه مقدار خود می‌رسد و احتمال پارگی آنوریسم در این حالت بسیار بالا است. در شکل ۱۵ توزیع سرعت در لحظه‌ای که دریچه آئورت بسته می‌شود، نشان داده شده است. در این حالت که آغاز فاز استراحت هم حجم می‌باشد، مقادیر سرعت جریان به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. در این حالت بیشینه مقدار سرعت به ۰.۰۵ متربرثانیه می‌رسد. به بیان دیگر خطوط جریان خون بر روی دیواره‌ی آنوریسم به‌صورت پیوسته حرکت خواهد کرد و دیگر ناحیه جدایش درون آنوریسم مشاهده نخواهد شد. در شکل ۱۵ توزیع سرعت در لحظه باز شدن دریچه میترال که آغاز فاز ورود جریان می‌باشد، نشان داده شده است. در این حالت ناحیه جدایش بسیار کوچک درون آنوریسم پدیدار شده؛ ولی گرداب‌های دیده نمی‌شود و احتمال پارگی آنوریسم پایین می‌باشد. همان‌طور که در توضیحات قسمت قبل نیز ارائه شد، هدف از ارائه کانتورهای سرعت همراه با خطوط جریان (شکل ۱۸ تا ۲۲) ارائه نتایجی ملموس از رفتار جریان خون درون سرخرگ و همچنین آنوریسم کیسه‌ای و همچنین محل جدایش جریان می‌باشد.

[25] Isovolumic Contraction

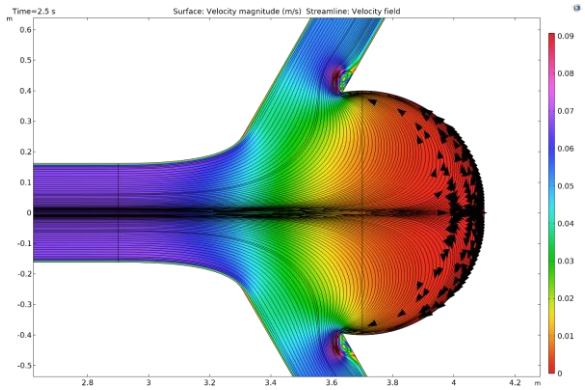
UNCORRECTED PROOF



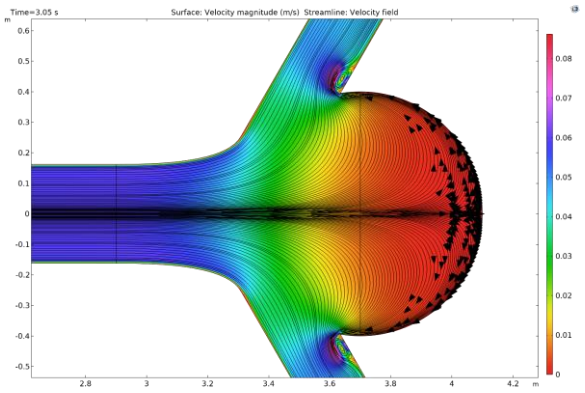
شکل ۱۸- خطوط جریان در لحظه بسته شدن دریچه میترال و شروع فاز سیستول



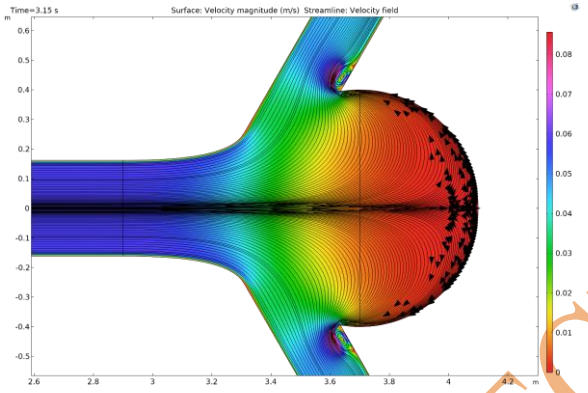
شکل ۱۹- خطوط جریان در لحظه بازشدن دریچه آئورت



شکل ۲۰- خطوط جریان در لحظه اجکت



شکل ۲۱- خطوط جریان در لحظه بسته شدن دریچه آئورت



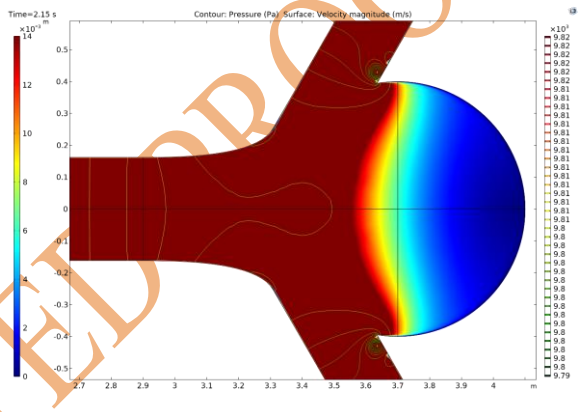
شکل ۲۲- خطوط جریان در لحظه باز شدن دریچه میترال

با بررسی خطوط جریان مشاهده می‌شود که راهبرد جریان خون درون سرخرگ و آنوریسم به شدت متاثر از وضعیت دریچه میترال و آئورت می‌باشد. باتوجه به مطالبی که در قبل بیان شد، فشار وارده بر آنوریسم از عوامل پارگی آنوریسم به‌شمار می‌رود. پارگی آنوریسم (به‌ویژه آنوریسم‌های مغزی) زمانی رخ می‌دهد که فشار داخلی و تنش‌های مکانیکی وارد بر دیواره عروق از حد تحمل ساختاری دیواره فراتر روند و باعث شکستگی یا ترک در آن شوند. این فرآیند معمولاً نتیجه ترکیبی از عوامل هندسی، همودینامیکی، بیولوژیکی و موادی است. حد تحمل ساختاری دیواره عروق (به‌ویژه در مناطق آنوریسم) مقدار دقیق و ثابتی نیست و بسته به محل عروق، سن فرد، سلامت دیواره، وجود بیماری‌های عروقی و خصوصیات هندسی آنوریسم متغیر است. اما بر اساس مطالعات بیومکانیکی و آزمایشگاهی، می‌توان تخمین‌های علمی از استحکام کششی و فشار پارگی دیواره آنوریسم‌های مغزی را ارائه

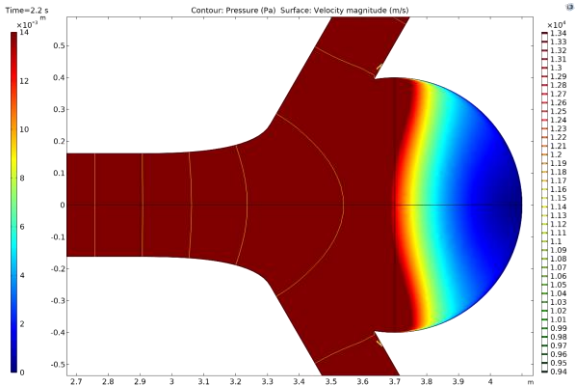
UNCORRECTED PROOF

داد. در این مطالعه تلاش شده است، با شبیه‌سازی آنوریسم و ارایه نتایج به صورت دیاگرامهای سرعت، فشار، تنش برشی و خطوط جریان و ارایه این نتایج به پزشکان متخصص در این زمینه، امکان پیش بینی و پیشگیری از پارگی آنوریسم را افزایش داد.

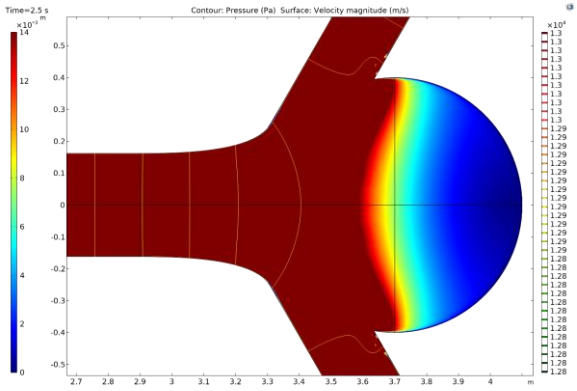
در این شبیه‌سازی، فشار جریان خون درون آنوریسم و سرخرگ به عنوان عامل مهم در تعیین نقاط پرخطر پارگی آنوریسم در نظر گرفته شده است. با توجه به این موضوع، کانتورهای فشار استخراج شده و در شکل‌های ۲۳ تا ۲۷ نشان داده شده است.



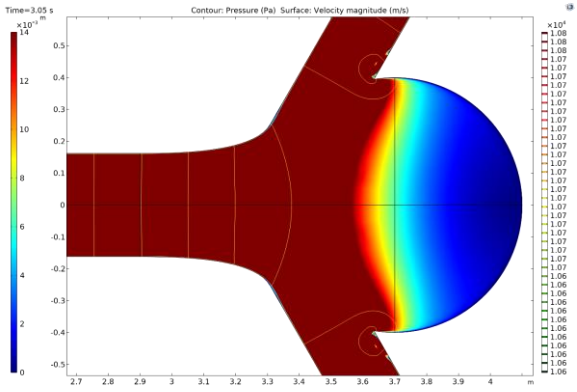
شکل ۲۳- کانتور فشار در لحظه بسته شدن دریچه میترال و شروع فاز سیستول



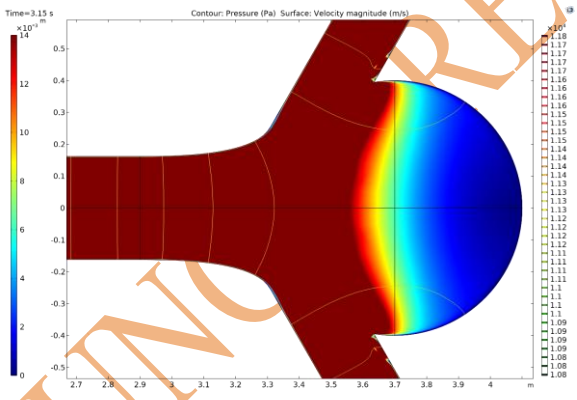
شکل ۲۴- کانتور فشار در لحظه بازشدن دریچه آئورت



شکل ۲۵- کانتور فشار در لحظه اجکت



شکل ۲۶- کانتور فشار در لحظه بسته شدن دریچه آئورت

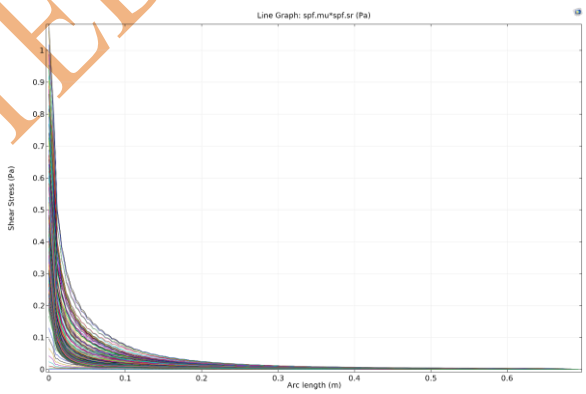


شکل ۲۷- کانتور فشار در لحظه باز شدن دریچه میترال

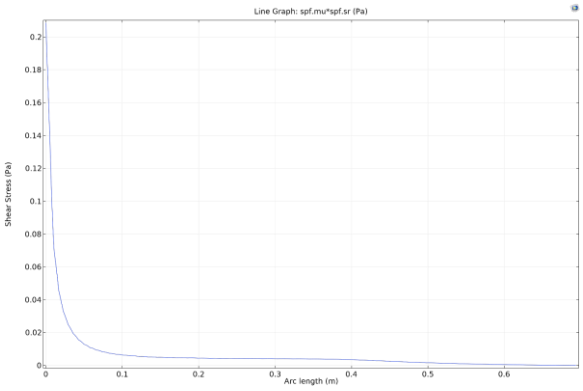
باتوجه به کانتورهای به‌عمل آمده در طی ۵ گام دیاستولایز مشاهده می‌شود که بیش‌ترین میزان فشار اعمالی در نقاط شروع و پایانی آنوریسم و به عبارتی در نواحی گردنی رخ می‌دهد. با توجه به هندسه برآمدگی در آنوریسم‌های مغزی کیسه‌ای، امکان پارگی در نواحی شروع و پایانی آنوریسم بیشتر می‌باشد. با در نظر گرفتن این نکته که دیواره آنوریسم به شدت ضعیف شده بوده و فشار اعمالی بر روی آن از سایر

UNCORRECTED PROOF

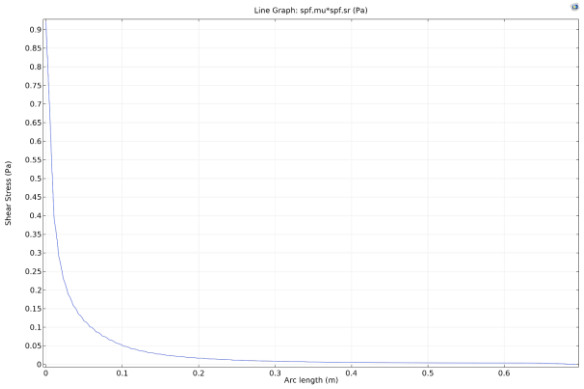
نقاط رگ بالاتر است، خطر پارگی آنوریسم بیشتر است. نظر به آنکه در قبل هم اشاره شد، تنش برشی خون در آنوریسم-های مغزی کیسه‌ای از جمله موارد تأثیرگذار در تعیین زمان پارگی محسوب نمی‌شود. اما از طرفی از این پارامتر می‌توان در شناسایی نواحی مستعد تشکیل آنوریسم در یک رگ سالم و همچنین شناخت مناطق مناسب اعمال روش‌های انحراف جریان خون در راستای لخته‌بندی خون اعم از استنت‌گذاری و کلاف‌بندی، استفاده نمود. به‌صورتیکه احتمال گرفتگی در رگ‌ها رابطه مستقیم با اهنگ برشی و تنش برشی دیواره‌ها دارد. به این معنی که هرچه تنش برشی یا آهنگ برشی جریان کم‌تر باشد، احتمال گرفته شدن رگ کم‌تر است. شکل ۲۸ تنش برشی خون در تمام طول سیکل ۳ثانیه‌ی کاردیاک را نشان می‌دهد. همچنین شکلهای ۲۹ تا ۳۳ بیان‌گر تنش برشی خون در ۵ مرحله حالت سیستولایز می‌باشد.



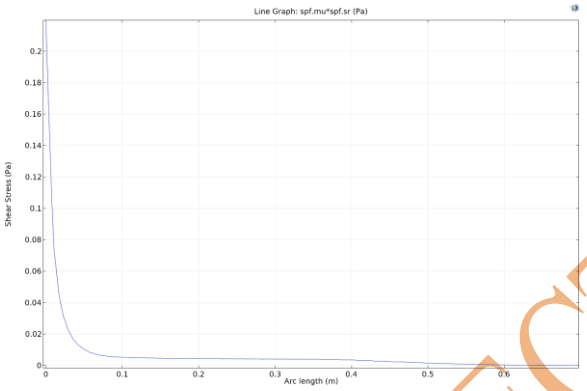
شکل ۲۸- تنش برشی خون در تمام طول سیکل ۳ثانیه‌ی کاردیاک



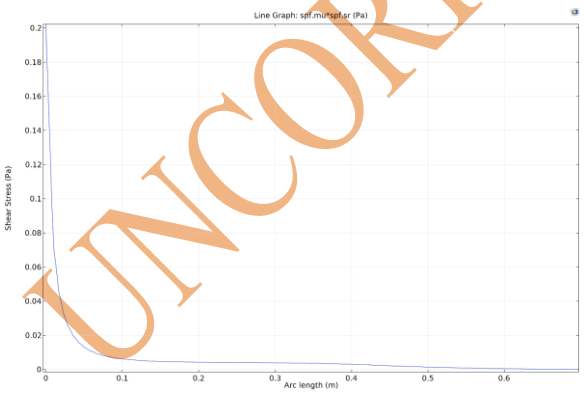
شکل ۲۹- تنش برشی خون بر جداره‌ی آنوریسم در لحظه بسته شدن دریچه میترال و شروع فاز سیستول



شکل ۳۰- تنش برشی خون بر جداره‌ی آنوریسم در لحظه بازشدن دریچه آئورت

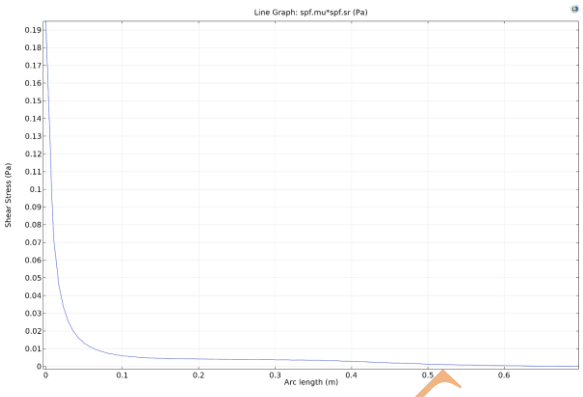


شکل ۳۱- تنش برشی خون بر جداره‌ی آنوریسم در لحظه اجکت



شکل ۳۲- تنش برشی خون بر جداره‌ی آنوریسم در لحظه بسته شدن دریچه آئورت

UNCORRECTED PROOF



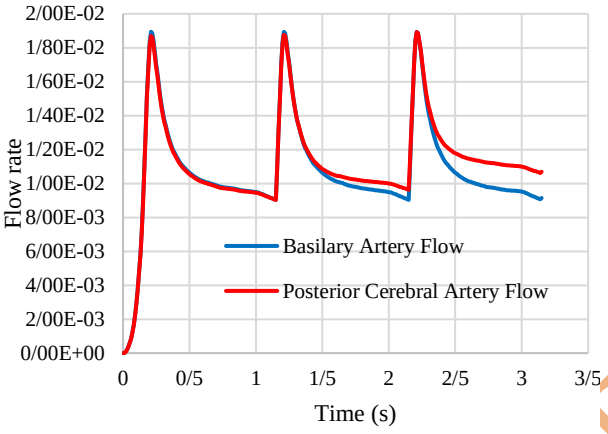
شکل ۳۳- تنش برشی خون بر جداره‌ی آنوریسم در لحظه باز شدن دریچه میترال

با توجه به شکل ۲۸، مقدار تنش برشی بر روی جداره‌ی آنوریسم در یک نقطه به صفر می‌رسد. این نقطه محلی است که در آن‌جا شیب پروفیل سرعت صفر شده و در نتیجه تنش برشی صفر می‌گردد. تنش برشی در شکل‌های ۲۹ تا ۳۳ از دیواره رگ تا وسط محاسبه و نشان داده شده است و نیمه دوم آن با توجه به تقارن آورده نشده است. با توجه به شکل ۲۸ که نشان‌گر تنش برشی در جداره‌ی آنوریسم در لحظه اجکت است، مشخص است که میزان تنش برشی در ابتدا برابر ۰.۲۲پاسکال بوده که این میزان با حرکت به سمت وسط آنوریسم، کاهش یافته و نهایتا تقریبا به صفر می‌رسد. همان‌طور که در ابتدای این بحث مورد بررسی قرار گرفت، از این پارامتر می‌توان در راستای شناسایی نواحی مستعد تشکیل آنوریسم در یک رگ سالم و همچنین شناخت مناطق مناسب اعمال روش‌های انحراف جریان خون در راستای لخته‌بندی خون اعم از استنت‌گذاری و کلاف‌بندی، استفاده نمود.

یکی از مهمترین پارامترها در شبیه سازی آنوریسم، محاسبه میزان خون اضافی شده به گردابه‌های ایجاد شده در آنوریسم است. با توجه به معادله‌ی (۵) که نشان‌گر معادله‌ی پیوستگی جرم می‌باشد، میزان جریان ورودی از نصف مقطع شریان قاعده‌ای بایستی برابر با میزان جریان خروجی از مقطع سرخرگ مغزی پیشین باشد. ولی با توجه ایجاد گردابه در آنوریسم، انتظار می‌رود که در هر سیکل کاردیاک مقداری از خون در گردابه‌های آنوریسم به دام افتد.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v) = 0 \qquad (۵)$$

مقدار خون وارد شده به آنوریسم و مقدار خارج شده از آن، در این شبیه‌سازی محاسبه شده و در شکل ۳۴ نشان داده شده است. بدیهی است که اختلاف بین دو نمودار، بیان‌گر مقدار خون به دام افتاده در گردابه‌های آنوریسم می‌باشد. با توجه به نتایج به دست آمده، مشخص است که با افزایش زمان میزان خون به دام افتاده در آنوریسم بیشتر می‌شود. درصد خون به دام افتاده در انتها سیکل اول حدود ۴٪، در انتهای سیکل دوم حدود ۹٪ و در انتهای سیکل سوم حدود ۱۶٪ بوده است.



شکل ۳۴- دیاگرام جریان گذرنده از شریانات از ابتدای حل تا انتهای سیکل سوم قلبی

هرچند روش شبیه‌سازی عددی مورد استفاده در این پژوهش دقت قابل قبولی دارد، اما شبیه‌سازی دو بعدی محدودیت اصلی آن به شمار می‌رود که در مطالعات آینده می‌تواند مورد توجه قرار گیرد. به دلیل پیچیدگی‌های ذاتی این نوع شبیه‌سازی‌ها (مانند سیال غیر نیوتنی و دیواره الاستیک)، اجرا کردن آن‌ها نیاز به زمان طولانی دارد. همچنین، انجام شبیه‌سازی سه‌بعدی برای نویسندگان به دلیل نداشتن رایانه‌هایی با قدرت بالا تقریباً غیرممکن بوده است. برای پژوهش‌های آینده، پیشنهاد می‌شود که شبیه‌سازی‌ها با در نظر گرفتن هندسه‌های مختلف تکرار شوند تا نتایج جامع‌تری برای جامعه پزشکی فراهم گردد و به بهبود درمان بیماری‌ها کمک کند.

۴. نتیجه‌گیری کلی

در این مطالعه، رفتار جریان خون در یک آنوریسم

UNCORRECTED PROOF

کیسه‌ای روی سرخرگ قاعده‌ای حلقه ویلیس با استفاده از شبیه‌سازی عددی دقیق بررسی شد. نتایج به‌دست آمده از تحلیل میدان‌های سرعت، فشار و تنش برشی دیواره، بینش عمیقی از عوامل همودینامیکی مؤثر بر پایداری و خطر پارگی آنوریسم فراهم کرد. مشاهده جریان گردابی شدید در داخل کیسه آنوریسم و تجمع تدریجی خون (تا ۱۶٪ در سیکل سوم) نشان‌دهنده شرایط مناسب برای تشکیل لخته و افزایش خطر ایسکمی است. همچنین، کاهش شدید تنش برشی دیواره در نواحی خاص، به‌ویژه در دماغه آنوریسم، می‌تواند منجر به اختلال در عملکرد سلول‌های اندوتلیال، التهاب موضعی و در نهایت تضعیف دیواره و افزایش احتمال پارگی شود. از سوی دیگر، نوسانات فشار قابل توجه در طول سیکل قلبی، به‌ویژه در فازهای اوج سیستول، به عنوان یک عامل تنش‌زا بر دیواره آنوریسم عمل کرده و خطر شکست آن را افزایش می‌دهد. این یافته‌ها تأکید می‌کنند که عوامل همودینامیکی نقش تعیین‌کننده‌ای در ریسک پارگی آنوریسم دارند و نمی‌توان آنها را نادیده گرفت. با توجه به این نتایج، پیشنهاد می‌شود که در ارزیابی بالینی بیماران، علاوه بر معیارهای هندسی (مانند نسبت اندازه و ارتفاع آنوریسم)، تحلیل همودینامیکی دقیق از طریق دینامیک سیالات محاسباتی به‌عنوان ابزاری تکمیلی برای تصمیم‌گیری در مورد نیاز به مداخله درمانی یا ره‌یابی غیرجراحی، مورد استفاده قرار گیرد. همچنین، این مدل‌سازی می‌تواند در طراحی و بهینه‌سازی ایمپلنت‌های درون رگی (مانند کویل یا استنت) برای کاهش جریان ورودی به آنوریسم و تثبیت شرایط همودینامیکی کمک شایانی کند. در نهایت، این پژوهش گامی مؤثر در جهت شخصی‌سازی درمان آنوریسم‌های مغزی با استفاده از ابزارهای شبیه‌سازی پیشرفته است. برای پژوهش‌های آینده، پیشنهاد می‌شود که شبیه‌سازی‌ها به حالت سه بعدی نیز تعمیم یابد. همچنین پیشنهاد می‌شود با در نظر گرفتن هندسه‌های مختلف، این شبیه‌سازی ها تکرار شوند تا نتایج جامع‌تری برای جامعه پزشکی فراهم گردد و به بهبود درمان بیماری‌ها کمک کند.

مراجع

[۱] S. Esmaeeli *et al.*, "Anesthetic management of unruptured intracranial aneurysms: a qualitative systematic review," *Neurosurgical Review*, vol. 44, no. 5, pp. 2477-2492, 2021/10/01 2021, doi: 10.1007/s10143-020-01441-w.

[۲] F. Gao, H. Ueda, L. Gang, and H. Okada, "Fluid structure interaction simulation in three-layered aortic aneurysm model under pulsatile flow: Comparison of wrapping and stenting," *Journal of Biomechanics*, vol. 46, no. 7, pp. 1335-1342, 2013/04/26/ 2013, doi: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.002.

[۳] S. Marlovits, B. Tichy, M. Truppe, D. Gruber, and W. Schlegel, "Collagen Expression in Tissue Engineered Cartilage of Aged Human Articular Chondrocytes in a Rotating Bioreactor," *The International Journal of Artificial Organs*, vol. 26, no. 4, pp. 319-330, 2003/04/01 2003, doi: 10.1177/039139880302600407.

[٤] T. Takebe *et al.*, "Human Elastic Cartilage Engineering from Cartilage Progenitor Cells Using Rotating Wall Vessel Bioreactor," *Transplantation Proceedings*, vol. 44, no. 4, pp ۱۱۵۸-۱۱٦۱, ۲۰۱۲/۰٥/۰۱/. ۲۰۱۲doi: https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2012.03.038.

[٥] H. H. Yoon, S. H. Bhang, J. Y. Shin, J. Shin, and B. S. Kim, "Enhanced cartilage formation via three-dimensional cell engineering of human adipose-derived stem cells," (in eng), *Tissue Eng Part A*, vol. 18, no. 19-20, pp. 1949-56, Oct 2012, doi: 10.1089/ten.TEA.2011.0647.

[٦] J. Zhao, M. Griffin, J. Cai, S. Li, P. E. M. Bulter, and D. M. Kalaskar, "Bioreactors for tissue engineering: An update," *Biochemical Engineering Journal*, vol. 109, pp. 268-281, 2016/05/15/ 2016, doi: https://doi.org/10.1016/j.bej.2016.01.018.

[۷] K. Shahin and P. M. Doran, "Strategies for Enhancing the Accumulation and Retention of Extracellular Matrix in Tissue-Engineered Cartilage Cultured in Bioreactors," *PLOS ONE*, vol. 6, no. 8, p. e23119, 2011, doi: 10.1371/journal.pone.0023119.

[۸] S. Jirjees, Z. M. Htun, I. Aldawudi, P. C. Katwal, and S. Khan, "Role of Morphological and Hemodynamic Factors in Predicting Intracranial Aneurysm Rupture: A Review," (in eng), *Cureus*, vol. 12, no. 7, p. e9178, Jul 14 2020, doi: 10.7759/cureus.9178.

UNCORRECTED PROOF

[۹] B. Utter and J. S. Rossmann, "Numerical simulation of saccular aneurysm hemodynamics: Influence of morphology on rupture risk," *Journal of Biomechanics*, vol. 4 ,۰no. 12, pp. 2716-2722, 2007/01/01/ 2007, doi: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.01.011.

[۱۰] E. A. Marciuc *et al.*, "3D Printed Models—A Useful Tool in Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms," *Brain Sciences*, vol. 11, no. 5, doi: 10.3390/brainsci11050598.

[۱۱] A. Scerrati *et al.*, "A workflow to generate physical 3D models of cerebral aneurysms applying open source freeware for CAD modeling and 3D printing," *Interdisciplinary Neurosurgery*, vol. 17, pp. 1-6, 2019/09/01/ 2019, doi: https//:doi.org/10.1016/j.inat.2019.02.009.

[۱۲] A. Chandrashekar, A. Handa, P. Lapolla, N. Shivakumar, E. Ngetich, V. Grau, and R. Lee, "Prediction of Abdominal Aortic Aneurysm Growth Using Geometric Assessment of Computerized Tomography Images Acquired During the Aneurysm Surveillance Period," (in eng), *Ann Surg*, vol. 277, no. 1, pp. e175-e183, Jan 1 2023, doi: 10.1097/sla.0000000000004711.

[۱۳] M. Thiriet, P. Brugières, J. Bittoun, and A. Gaston, "Computational flow models in cerebral congenital aneurisms: I .Steady flow," *Mécanique & Industries*, vol. 2, no. 2, pp. 107-118, 2001/03/01/ 2001, doi: https://doi.org/10.1016/S1296-2139(01)01088-0.

[۱٤] I. G. Jansen *et al.*, "Generalized versus patient-specific inflow boundary conditions in computational fluid dynamics simulations of cerebral aneurysmal hemodynamics," (in eng), *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 35, no. 8, pp. 1543-8, Aug 2014, doi: 10.3174/ajnr.A3901.

[۱۵] K. D. Dennis, D. F. Kallmes, and D. Dragomir-Daescu, "Cerebral aneurysm blood flow simulations are sensitive to basic solver settings," *Journal of Biomechanics*, vol. 57, pp. 46-53, 2017/05/24/ 2017, doi: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.020.

[۱٦] T. I. Józsa and G. Paál, "Boundary conditions for flow simulations of abdominal aortic aneurysms ", *International Journal of Heat and Fluid Flow*, vol. 50, pp. 342-351, 2014/12/01/ 2014, doi: https://doi.org/10.1016/j.ijheatfluidflow.2014.09.004.

[۱۷] P. E. Norman and J. A. Curci, "Understanding the effects of tobacco smoke on the pathogenesis of aortic aneurysm," (in eng), *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 33, no. 7, pp. 1473-7, Jul 2013, doi: 10.1161/atvbaha.112.300158.

[۱۸] M. Meuschke, T. Günther, P. Berg, R. Wickenhöfer, B. Preim, and K. Lawonn, "Visual Analysis of Aneurysm Data using Statistical Graphics," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 25, no. 1, pp. 997-1007, 2019, doi: 10.1109/TVCG.2018.2864509.

[۱۹] W. Zhu, X. Ling, J. D. Petersen, J. Liu, A. Xiao, and J. Huang, "Clipping versus coiling for aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a systematic review and meta-analysis of prospective studies," *Neurosurgical Review*, vol. 45, no. 2, pp. 1291-1302, 2022/04/01 2022, doi: 10.1007/s10143-021-01704-0.

[۲۰] D. Ivanov, A. Dol, O. Pavlova, and A. Aristambekova, "Modeling of human circle of Willis with and without aneurisms," (in eng), *Acta Bioeng Biomech*, vol. 16, no. 2, pp. 121-9, 2014.

[۲۱] M. Jahed, F. Ghalichi, and M. Farhoudi, "Comparison of blood velocity between Transcranial Doppler and numerical method in the patient-specific Circle of Willis with aneurysm," (in eng), *Biomed Mater Eng*, vol. 30, no. 4, pp. 427-438, 2019 2019, doi: 10.3233/bme-191064.

[۲۲] C. M. Scotti, J. Jimenez, S. C. Muluk, and E. A. Finol, "Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms :finite element analysis vs. fluid-structure interaction," (in eng), *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 11, no. 3, pp. 301-22, Jun 2008, doi: 10.1080/10255840701827412.

[۲۳] N. S. Akbar and S. Nadeem, "Carreau fluid model for blood flow through a tapered artery with a stenosis," *Ain Shams Engineering Journal*, vol. 5, no. 4, pp. 1307-1316, 2014/12/01/ 2014, doi: https://doi.org/10.1016/j.asej.2014.05.010.

[۲٤] D. J. MacDonald, H. M. Finlay, and P. B. Canham, "Directional Wall Strength in Saccular Brain Aneurysms from Polarized Light Microscopy," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 28, no. 5, pp. 533-542, 2000/05/01 2000, doi: 10.1114/1.292.

[۲۵] R. Klabunde, *Cardiovascular physiology concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

[۲٦] R. Torii ,M. Oshima, T. Kobayashi, K. Takagi, and T. E. Tezduyar, "Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 198, no. 45, pp. 36 ,۲۰۰۹ /۱۵/۰۹/۲۰۰۹ ,۳٦۲۱-۱۳doi: https://doi.org/10.1016/j.cma.2008.08.020.

UNCORRECTED PROOF