

بررسی روش‌های شبیه‌سازی عددی جریان خون در ناهنجاری شریانی وریدی

محمد رضا گنج خانلو

دانشجوی کارشناسی ارشد

آزاده شهیدیان*

استادیار مهندسی مکانیک،

دانشگاه صنعتی خواجه

نصیرالدین طوسی، تهران

چکیده: بدشکلی شریانی وریدی، نوعی بیماری از سیستم عروقی بدن انسان است که عمدتاً در عروق مغزی و ستون فقرات رخ می‌دهد. در این بیماری جریان خون برخلاف حالت طبیعی به جای عبور از بخش مویرگی، به صورت مستقیم از شریان به ورید منتقل می‌شود و در صورت پیشرفت می‌تواند منجر به پارگی و خونریزی مغزی گردد. روش‌های درمان متداول آن عبارت از برداشتن با جراحی، آمبولیزاسیون و پرتو درمانی است. مدل‌سازی و شبیه‌سازی جریان خون در سیستم عروقی بدن انسان به پزشکان کمک می‌کند که درک بهتری از بیماری‌های عروقی و نحوه رشد آن‌ها داشته باشند تا بتوانند قبل از جراحی تصمیمات صحیح و مهمی را اتخاذ کنند. سه نوع مدل‌سازی متداول برای جریان خون در عروق، عبارت از مدل‌سازی ریاضی، مکانیکی و الکتریکی است که در ارتباط با هر کدام از آن‌ها مطالعات مهمی صورت گرفته است. در پژوهش حاضر به بررسی انواع مدل‌سازی‌ها و مطالعات مرتبط با آن‌ها پرداخته شده است.

واژه‌های راهنما: بدشکلی شریانی وریدی، خونریزی مغزی، آمبولیزاسیون، پرتو درمانی، آنژیوگرافی

مقاله ترویجی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۶/۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۱/۱۸

Mohammad Reza
Ganj Khanlou
MSc Student

Azadeh Shahidian
Assistant Professor,
Faculty of Mechanical
Engineering, K. N. Toosi
University of Technology,
Iran

A review on numerical simulation methods of blood flow in arteriovenous malformation

Abstract: Arteriovenous malformation is a disease of the vascular system of the human body that occurs mainly in the cerebral vessels and spine. In this disease, blood flow, contrary to normal, instead of passing through the capillary section, is transferred directly from the artery to the vein, and if it progresses, it can lead to rupture and cerebral hemorrhage. Common treatments include surgical resection, embolization, and radiation therapy. Modeling and simulating blood flow in the vascular system of the human body helps physicians to have a better understanding of vascular diseases and how they develop so that they can make the right and important decisions before surgery. The three most common types of modeling for vascular blood flow are mathematical, mechanical, and electrical modeling, each of which has undergone significant studies. In the present study, the types of modeling and related studies have been investigated.

Keywords: Arteriovenous malformation, Cerebral hemorrhage, Embolization, Radiation therapy, Angiography

۱- مقدمه

دارند و ۱۵ درصد از آن‌ها هیچ نشانه‌ای ندارند. نرخ خونریزی برای AVM گسیخته نشده، تقریباً ۱ درصد در سال است اما پس از گسیخته شدن پنج برابر می‌شود. نرخ خونریزی به اتساع عروقی مربوطه^۴، موضع‌های عمیق^۵، تخلیه عمیق^۶ و افزایش سن بستگی دارد [۲].

۱-۱- عوامل به وجود آورنده بیماری، به همراه علائم آن

علت ناهنجاری شریانی وریدی مشخص نیست. این ناهنجاری‌ها اندازه و موقعیت متفاوتی در مغز دارند. معمولاً پیش از تولد شکل می‌گیرند. AVM می‌تواند در هر جایی از بدن روی بدهد. به علت این که AVM مغزی آسیب قابل توجهی هنگام خونریزی وارد می‌کند از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. ناهنجاری‌هایی که در سرپوش مغز روی می‌دهند درونال^۷ نامیده می‌شوند که در بزرگسالان یک اختلال اکتسابی بوده و می‌توانند پس از یک صدمه روی دهند. شیوع بسیار پایین ناهنجاری‌های شریانی وریدی مغز در خانواده‌ها نشان می‌دهد که نیازی به غربالگری سیستماتیک اعضای درجه یک خانواده نیست [۲].

علائم و نشانه‌های AVM بسته به محل، اندازه، عامل خطر منجر به بیماری و نوع رگ خونی درگیر در آن، متفاوت است. اما علائم رایج این بیماری در مغز، خونریزی در جمجمه، تشنج، سردرد و گیجی است.

۱-۲- نحوه تشخیص بیماری

ویژگی‌های AVM مغزی در میان گروه‌های سنی فرق دارد و در نتیجه، علائم و ابزارهای تشخیصی نیز با سن تغییر می‌کنند. پزشکان یک معاینه فیزیکی و آزمایش‌های مختلفی برای تأیید یک AVM انجام می‌دهند. رد کردن دیگر مشکلات سلامتی که می‌توانند علائم و نشانه‌های AVM را تقلید کنند اهمیت زیادی دارد. ابزار تصویربرداری و روش‌های مورد استفاده برای تشخیص این بیماری عبارتند از:

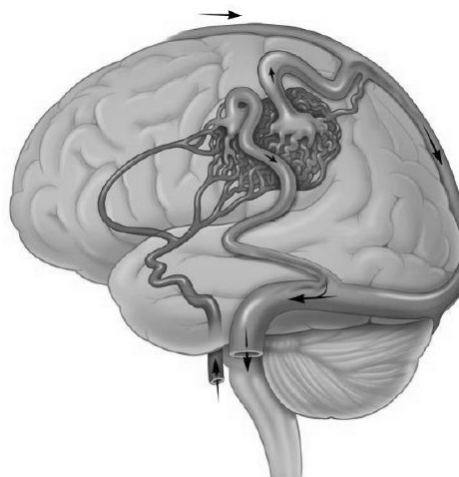
۱-۲-۱- آنژیوگرافی مغزی

اغلب برای شناسایی یا تأیید مشکلات عروق مغزی که نمونه آن AVM است از آنژیوگرافی^۸ مغزی استفاده می‌شود. این آزمایش، مکان و خصوصیات شریان‌های تغذیه‌کننده و وریدهای تخلیه‌کننده را نشان می‌دهد که برای برنامه‌ریزی درمان ضروری است. در این آزمایش، پزشک یک لوله بلند و باریک به نام کاتتر^۹ را به درون بدن بیمار وارد می‌کند که به دقت از طریق رگ‌های خونی اصلی در ناحیه شکم و قفسه سینه به یک شریان در گردن منتقل می‌شود. اشعه ایکس به پزشک کمک می‌کند تا کاتتر را در موقعیت صحیح هدایت کند. پزشک در درون رگ‌های خونی مغز، رنگی را تزریق می‌کند تا آن‌ها را تحت تصویربرداری اشعه ایکس قابل مشاهده نماید.

۱-۲-۲- اسکن توموگرافی کامپیوتری^{۱۰} (سی‌تی‌اسکن)

یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی است که از ترکیبی از اشعه ایکس و رایانه برای تولید تصاویر افقی یا عمودی از بدن استفاده

شریان‌ها، رگ‌هایی با دیواره ضخیم هستند که خون غنی از اکسیژن را به بافت‌ها و اندام‌های حیاتی بدن می‌رسانند. شاخه‌های شریانی کوچک‌تر و کوچک‌تر می‌شوند تا به مویرگ تبدیل شوند که تنها یک سلول را تشکیل می‌دهند. بستر مویرگ جایی است که خون مبادله اکسیژن و مواد مغذی با بافت‌های بدن انجام داده و مواد زائد را جمع‌آوری می‌کند. بازگشت خون از مویرگ‌ها به سمت قلب، توسط وریدها انجام می‌گیرد. وریدها دارای دیواره عروقی نازک‌تری نسبت به شریان‌ها بوده و خون جاری در آن‌ها فشار پایینی دارد. شریان‌ها و وریدها اغلب یک مسیر موازی و خلاف جهت هم را طی می‌کنند و مستقیماً با یکدیگر ارتباط ندارند. در واقع، آنها توسط شبکه‌های مویرگی در بافت‌های بدن از هم جدا می‌شوند و سیستم‌های کنترل خاصی وجود دارند که از تشکیل اتصالات شریانی نابهنگام پیشگیری می‌کند. ناهنجاری شریانی وریدی^۱ به یک مجموعه از رگ‌های درهم‌تنیده ناهنجار گفته می‌شود که توسط شریان‌ها تغذیه شده و به وسیله وریدها تخلیه می‌شود بدون آن که مویرگ‌ها دخالتی کنند. در نتیجه جریانی قابل توجه با مقاومت کم به راه می‌افتد که خون را از سیستم شریانی به طور مستقیم به سیستم وریدی هدایت می‌کند. وریدها قادر به کنترل خون پر فشار وارد شده از سمت شریان‌ها نیست و با پذیرش میزان خون اضافی کشیده و بزرگ‌تر می‌شوند. در نتیجه وریدها با گذشت زمان ضعیف شده و احتمال پارگی و خونریزی در آن‌ها بالا می‌رود. شکل ۱ نمونه‌ای از این ناهنجاری را نشان می‌دهد.



شکل ۱ اتصال غیرطبیعی بین شریان و ورید در مغز [۱].

بر اساس داده‌های تصویربرداری با مقیاس بالا از داوطلبین ظاهراً سالم، یک ناهنجاری شریانی وریدی مغز در هر ۲۰۰۰ اسکن تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۲ پیدا می‌شود که بخشی از آمار تقریبی ۵۰ مورد به ازای هر ۱۰۰۰۰۰ نفر است. دسترسی راحت‌تر به MRI شاید توجیهی برای افزایش نرخ شناسایی ناهنجاری شریانی وریدی غیرگسیخته است. AVM در مغز، معمولاً در بزرگسالان جوان بین سنین ۲۰ الی ۴۰ سال مشاهده می‌شود. تقریباً نیمی از بیماران مبتلا به خونریزی در درون جمجمه هستند و در حدود ۲۰ الی ۲۵ درصد حملات^۳ موضعی یا فراگیر و سردرد

¹arteriovenous malformation (AVM) ²magnetic resonance imaging (MRI) ³seizure ⁴associated aneurysms ⁵deep locations

⁶deep drainage ⁷dual ⁸angiography ⁹catheter ¹⁰computed tomography scan (CT Scan)

آن را از بافت مغزی اطرافش جدا می‌کند سپس جراح، استخوان جمجمه را دوباره متصل کرده و برش ایجاد شده در پوست سر را می‌بندد. قطع معمولاً زمانی انجام می‌شود که بتوان AVM را با ریسک کمی از خونریزی و تشنج برداشت. ناهنجاری عروقی که در مناطق عمیق مغز قرار می‌گیرند در معرض ریسک بالاتری از بروز عوارض هستند در این موارد پزشک بیمار، ممکن است موارد درمانی دیگری را پیشنهاد دهد.

۱-۳-۲- آمبولیزاسیون

در این فرایند، پزشک یک لوله بلند و باریک (کاتتر) را به شریانی از پا وارد کرده و از طریق رگ‌های خونی و تصویربرداری اشعه ایکس، آنرا به مغز می‌رساند. این کاتتر در یکی از شریان‌های تغذیه‌کننده AVM قرار داده شده و از یک ماده چسب مانند برای مسدود کردن شریان و کاهش جریان خون به AVM استفاده می‌کند. آمبولیزاسیون نسبت به جراحی سنتی، کمتر تهاجمی است [۳]. ممکن است این جراحی به تنهایی انجام شود اما غالباً پیش از دیگر روش‌های درمان و برای ایمن‌تر کردن آن‌ها با کاهش اندازه AVM و کم کردن احتمال خونریزی انجام می‌گیرد.

۱-۳-۳- پرتو جراحی

پرتو جراحی^۱ از پرتوهای تابشی که با دقت زیاد متمرکز شده‌اند برای تخریب AVM استفاده می‌کند. SR از تصویربرداری سه بعدی، برای تعیین نقطه هدف و دوز بالای پرتوهای تابشی با کم‌ترین اثر مخرب بر روی بافت‌های سالم اطراف استفاده می‌کند. مانند سایر حالت‌های تابش پرتو، SR با آسیب رساندن به DNA سلول‌های هدف اثر خود را اعمال می‌کند در نتیجه سلول‌های تحت تابش، توانایی تولیدمثل خود را از دست داده و بدین ترتیب AVM مورد نظر کوچک می‌شود. این درمان برای ناهنجاری‌های کوچک که برداشتن آنها با جراحی سنتی دشوار است و برای آن‌ها که باعث خونریزی تهدیدکننده نمی‌شوند، مناسب‌ترین گزینه است. اگر علائم کم باشد یا اصلاً علامتی مشاهده نشود و یا اگر AVM در ناحیه‌ای از مغز وجود دارد که درمان آن دشوار است پزشک احتمالاً ترجیح می‌دهد تا شرایط بیمار را با آزمایش‌های مرتب بررسی کند.

۲- اهمیت مدل‌سازی AVM و انواع آن

مدل‌سازی سیستم عروق مغزی انسان با ارائه شبیه‌سازی رایانه‌ای از فرآیندهای دینامیک جریان خون، نقش مهمی در فهم پیدایش اختلالات عروق مغزی و توسعه آن‌ها ایفا می‌کند و همچنین به پزشکان نشان می‌دهد که مدل‌ها ابزارهای مفیدی برای مطالعه مشکلات دینامیک جریان خون^۲ در گردش خون مغزی هستند که به آنها در تشخیص بیماری و اتخاذ تصمیمات درمانی مناسب کمک می‌کند. مدل‌های دینامیک جریان خون عروق مغزی بایستی به دو چالش اساسی بپردازند: آن‌ها باید به طور اثربخش تمامی مکانیزم‌های فیزیولوژیکی (نحوه کارکرد اندام‌های مختلف) که در رگ‌های مغزی روی می‌دهند را نشان دهند و همچنین از لحاظ هندسه و عوارض بیماری، مختص بیمار شوند [۴]. از نقطه نظر ابعاد هندسی مدل‌سازی عددی، سه مدل جریان خون وجود

می‌کند. سی‌تی‌اسکن تصاویر دقیقی را در هر بخش از بدن مانند استخوان، ماهیچه، مغز و سایر اندام‌ها نشان می‌دهد. در سی‌تی‌اسکن از اشعه ایکس استفاده می‌شود و قاعده آن این است که هر چقدر یک بافت اشعه ایکس بیشتری جذب کند آن بافت سفیدتر دیده خواهد شد و در نتیجه ناحیه خونریزی مغز سفید رنگ دیده می‌شود. به دلیل این که سی‌تی‌اسکن مغز با تابش اشعه ایکس در دوزهای بسیار پایین انجام می‌شود احتمال خطر در آن بسیار پایین است ولی توصیه می‌شود که هر گونه تصویر برداری از مغز در صورت ضرورت و با تجویز پزشک انجام شود.

۱-۲-۳- تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)

MRI یکی از روش‌های پیشرفته تصویربرداری پزشکی است که با استفاده از این روش می‌توان تصویر بافت‌های درونی بدن را دید. در واقع، MRI یک روش تصویربرداری دقیق و پر قدرت برای تشخیص مشکلات و بیماری‌های بافت‌های بدن است. در روش‌های تصویربرداری با اشعه ایکس مانند رادیوگرافی ساده و یا سی‌تی‌اسکن، بدن تحت تابش مقدار معینی از اشعه یونیزه‌کننده قرار می‌گیرد که اگر از حد مشخصی فراتر برود می‌تواند موجب اشکالاتی در کارکرد سلول‌ها شود ولی در MRI از اشعه ایکس استفاده نمی‌شود و بنابراین نسبت به رادیوگرافی و سی‌تی‌اسکن بسیار کم‌ضررتر است. امواج مورد استفاده در این روش از جنس امواج رادیویی و مغناطیسی هستند که بیمار در یک میدان مغناطیسی بسیار قوی قرار می‌گیرد و سپس امواج رادیویی خاصی به سوی بدن بیمار تابانده می‌شود این امواج بصورت پالس فرستاده می‌شوند و امواج ثانویه‌ای که از تک‌تک پروتون‌ها ساطع می‌شوند توسط گیرنده‌های دستگاه دریافت می‌شوند و به سیستم مربوط به آن ارسال می‌گردند.

۱-۳- نحوه درمان بیماری

گزینه‌های درمانی بالقوه زیادی برای مقابله با AVM مغزی وجود دارند. هدف اصلی درمان، پیش‌گیری از خونریزی است اما کنترل تشنج یا دیگر عوارض عصبی نیز احتمالاً در برنامه‌های درمانی در نظر گرفته می‌شوند. پزشک با تکیه بر سن، میزان سلامتی و اندازه و مکان رگ‌های خونی غیرطبیعی، مناسب‌ترین درمان را برای بیمار تعیین می‌کند. داروها نیز ممکن است برای درمان علائم ناشی از AVM مانند سردرد یا تشنج به کار روند اما جراحی، رایج‌ترین درمان برای AVM مغزی است. سه گزینه برای درمان این بیماری عبارت از برداشتن با جراحی، آمبولیزاسیون و پرتودرمانی است که هر کدام به ترتیب در ادامه شرح داده شده‌اند.

۱-۳-۱- برداشتن با جراحی (قطع)

اگر AVM مغزی خونریزی کند یا در ناحیه‌ای قرار گیرد که بتوان به راحتی به آن دسترسی داشت. برداشتن آن از طریق جراحی مغزی مرسوم توصیه می‌شود. در این فرایند، جراح مغز و اعصاب بخشی از جمجمه را موقتاً برمی‌دارد تا به AVM دسترسی داشته باشد. با کمک میکروسکوپی با دقت بالا، پزشک با استفاده از گیره‌های مخصوص، AVM را در حصار قرار می‌دهد و با احتیاط

¹radio surgery (SR) ²hemodynamic

دارد که در ادامه به آنها اشاره می‌شود.

۲-۱- مدل‌های صفر بعدی (مدل پارامتر محدود)^۱

ویژگی هذلولوی و سهموی است که توسط تئوری جریان نوسانی ومرسلی^۴ فرموله شده است. یک مرور جامع بر روی مدل‌های یک بعدی توسط ریموند و همکاران انجام شد آن‌ها یک مدل توزیع شده از درخت شریانی انسان، شامل کلیه شریان‌های اصلی به صورت ترکیب با یک مدل قلب را گسترش دادند و سپس با حل فرم یک بعدی معادلات حرکت و پیوستگی، فشار و جریان در سراسر درخت شریانی را بدست آوردند این مطالعه به عنوان اولین اعتبارسنجی کامل مدل یک بعدی، با استفاده از داده‌های فشار و جریان برای انسان است و از کاربرد مدل یک بعدی در گردش خون انسان پشتیبانی می‌کند [۵].

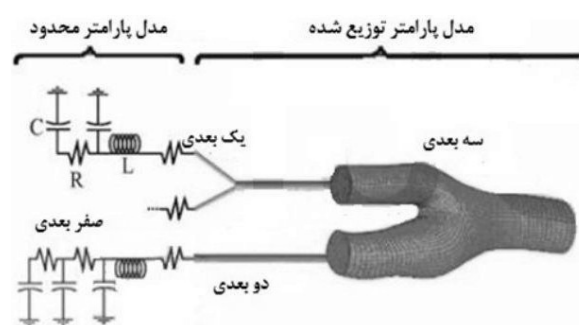
۲-۳- مدل‌های دوبعدی

مدل‌سازی صفر بعدی و یک بعدی، می‌تواند برخی از جنبه‌های مفید و کاربردی را در مورد سیستم پیچیده واقعی نشان دهد. مدل‌های دو بعدی زمانی که تغییرات شعاعی سرعت جریان در عروق با تقارن محوری مورد نظر باشد مناسب هستند. تیان و همکاران، شبیه‌سازی جریان پالسی غیرنیوتنی عبوری از شریان دوبعدی دچار تنگی مجرا با آترواسکلروزیس^۵ (تصلب شریان) را بررسی کردند. تمرکز آن‌ها بر روی یک مطالعه پارامتر سیستماتیک اثرات اندازه پلاک/هندسه، عدد رینولدز جریان، ویسکوزیته وابسته به نرخ برش و پالس پذیری جریان بر تنش برشی دیواره سیال و گرادیان آن، تنش عمودی دیواره سیال و نرخ برشی جریان است. نتایج محاسباتی به دست آمده از این مدل ایده‌آل می‌تواند جریان و ویژگی‌های نیروی جریان را به واقعیت جریان خون از طریق یک رگ دچار گرفتگی نزدیک‌تر کند [۶].

۲-۴- مدل‌های سه بعدی

شبیه‌سازی سه بعدی بیماری می‌تواند ما را به سمت شخصی سازی درمان سوق دهد. به منظور شبیه‌سازی دقیق قطعه‌ای از درخت شریانی، یک مدل سه بعدی جامع‌تر مورد نیاز است. دینامیک سیالات محاسباتی ابزاری قدرتمند برای شبیه‌سازی میدان جریان پیچیده است. برای بررسی یک پدیده به طور مفصل، روش‌های دقیق‌تر و همچنین کاربردی‌تر مورد نیاز است. استفاده از مدل‌های سه بعدی برای توصیف پیچیده‌ی جریان خون در انشعاب‌های رگ‌ها، درچه‌های قلب، داخل بطن‌ها و غیره مناسب هستند. هزینه محاسباتی شبیه‌سازی سه بعدی کل سیستم عروق مغزی، فراتر از توان دستگاه‌های محاسبه کنونی است. جریان خون توسط معادله‌ی پیوستگی برای بقای جرم، توسط قانون پوازی برای جریان پایا و توسط معادله‌ی ناویر-استوکس برای حالت غیرپایا توصیف می‌شود [۷]. در مطالعه‌ای دیگر توسط دویر و همکاران، محققین روی یک جریان خون سه بعدی و جریان خون ضربانی (پالسی) در یک قوس شاهرگی کار کردند و سه شاخه اصلی آن به صورت عددی تا عدد رینولدز حداکثری ۲۵۰۰ و فرکانس (عدد ومرسلی) ۱۰ مطالعه شدند. هندسه شبیه‌سازی از بازسازی سه بعدی از یک مجموعه تکه‌های دوبعدی در بافت زنده با استفاده از روش تصویربرداری سی‌تی‌اسکن در شاهرگ انسان بدست آمد و فرمولاسیون حجم-محدود معادلات ناویر-استوکس روی سیستمی از شبکه‌های اورست^۶ استفاده شد. نتایج آن‌ها نشان می‌دهد که سرعت جریان

بعد به یک اندازه یا پارامتر گفته می‌شود که برای تعریف ویژگی‌های یک جسم به آن نیاز داریم به عنوان مثال برای مشخص کردن محل یک نقطه بر روی یک سطح، تنها به دو اندازه نیاز داریم بنابراین سطح، یک فضای دو بعدی است. مدل صفر بعدی دارای اندازه نیست (مثل یک نقطه) و فقط یک تعریف است. مدل صفر بعدی (پارامتر محدود) براساس نمایش‌های ساده شده مؤلفه‌های رگ‌های مغزی، می‌تواند به فهم ما از نحوه کارکرد گردش خون کمک کنند. مدل‌های صفر بعدی راهی دقیق برای ارزیابی نحوه تعامل دینامیک جریان خون در میان اندام‌های قلبی عروقی^۲ ارائه می‌کنند. این مدل به علت اینکه دارای معادلات دیفرانسیل معمولی است به راحتی می‌توان آن را حل کرد. مدل‌های صفر بعدی، توزیع متغیرهای اساسی را در هر قسمت (اندام، خون، رگ و غیره) و در هر زمان یکنواخت در نظر می‌گیرد. مدل‌های ابعاد بالاتر تغییرات فضایی این پارامترها را همانند شکل ۲ در نظر می‌گیرند.



شکل ۲ مدل‌های پارامتر محدود و توزیع شده برای مدل‌سازی جریان خون در عروق [۴].

مدل صفر بعدی، ارتباط بین فشار و جریان در یک وضعیت خاص شریانی را بدون در نظر گرفتن انتشار امواج (جریان پالسی خون) نشان می‌دهد و برای مطالعه‌ی توزیع کلی فشار، نرخ جریان و حجم خون مناسب است. واک در تحقیق خود درباره مدل‌سازی با استفاده از مدارهای محدود در تحلیل پارامترهای محدود برای جریان خون، نتایج جدیدی از پایداری و همگرایی مدل پارامتر محدود (مدلهای دارای معادله دیفرانسیل معمولی) به سمت مدل‌های تک بعدی (مدل‌های دارای معادله سهموی و هذلولوی) برای جریان خون ارائه کرد. واک در تحقیق خود نشان داده است که مدل‌های پارامتر محدود، مدل‌های تک بعدی پیوسته را در فضا تقریب می‌زنند [۴].

۲-۲- مدل‌های یک بعدی

در یک مدل یک بعدی، معادلات ساده شده حرکت سیال برای مطالعه میدان جریان استفاده می‌شود. این مدل که در آن تاثیر انتقال موج (اثر پالسی^۳ جریان خون) به راحتی نمایش داده می‌شود، تغییرات سرعت جریان را در طول رگ خونی نشان می‌دهد. معادلات مربوط به مدل یک بعدی دارای

¹lumped parameter model

²cardiovascular

³pulsatile

⁴Womersley

⁵atherosclerosis

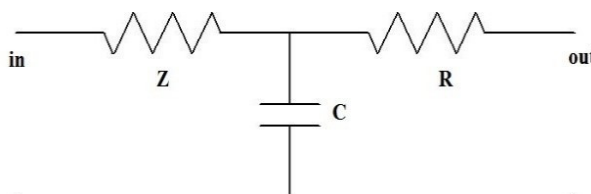
⁶overset grids

موج فشار و سرعت را در درخت شریانی انسان مورد بحث قرار دادند. پژوهش انجام یافته توسط فورماگیا و همکاران در یک کتاب با عنوان ریاضیات قلب و عروق منتشر شده است که در آن به مدل‌سازی و شبیه‌سازی سیستم گردش خون پرداخته شده است. مولر و همکاران یک مدل ریاضی، حلقه بسته و چند مقیاس را برای گردش خون انسان از جمله سیستم شریانی، وریدی، قلب و ریه ارائه دادند. یکی از ویژگی‌های متمایز مدل آن‌ها، توصیف دقیق سیستم وریدی است (به ویژه برای وریدهای داخل و خارج مجسمه). رگ‌های متوسط تا بزرگ، توسط سیستم‌های هذلولوی یک بعدی توصیف می‌شوند در حالی که بقیه اجزای سازنده، که با معادلات دیفرانسیل جبری نشان داده می‌شوند توسط مدل‌های صفر بعدی توصیف می‌شوند. ریموند و همکاران [۵]، یک مدل فیزیکی مرتبط از کل سیستم، از جمله شبکه عروق مغز بدست آوردند که با یک مدل قلب به صورت ترکیبی قرار گرفته است. مدل آن‌ها شکل موج فشار و جریان را با کیفیت خوب و اندازه قابل قبولی نسبت به اندازه‌گیری طبیعی، پیش‌بینی می‌کند. آن‌ها نتیجه گرفتند که یک مدل درختی شریانی مخصوص بیمار، قادر به پیش‌بینی شکل موج فشار و جریان در گردش اصلی است در حالی که این همیشه در مورد یک مدل عمومی یک بعدی وجود ندارد. مقایسه انتشار موج پالسی در یک مدل غیرخطی یک بعدی حاکم بر جریان خون در شریان‌های ویسکو الاستیک نوع وویت^۶ با اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی توسط آلاستروی و همکاران [۱۵] انجام یافت که نتایج آن‌ها، پشتیبانی بیشتری را برای استفاده از مدل‌سازی کاهش یافته یک بعدی، به منظور شبیه‌سازی دقیق مشکلات مربوط به بالینی را با هزینه محاسباتی مناسب فراهم می‌کند. این مدل‌ها برای توصیف جریان خون در رگ‌های نسبتاً بزرگ مناسب هستند و برای جریان در بافت اطراف، به شمار نمی‌آیند. مدل‌سازی ریاضی همودینامیک (حرکت خون) مربوط به AVM در چندین اثر مورد بحث قرار گرفته است. همودینامیک محلی در هسته AVM در آثار اسمیت و جونز [۱۶] در نظر گرفته شده است. پیکربندی‌های مختلف شاخه‌ها، از جمله تعداد زیادی از شاخه‌های با نرخ‌های جریان متفاوت نیز مورد بررسی قرار گرفتند. در این پژوهش، جریان لوله‌های شاخه‌ای از یک لوله مادر به دو، سه یا بیشتر لوله‌های فرزند مورد بررسی قرار گرفت. از جمله پیکربندی‌های خاصی که راه‌حل جریان برای آن‌ها بدست می‌آید عبارت از: (الف) دو لوله فرزند بزرگ، (ب) یک لوله فرزند کوچک با شاخه جانبی و (ج) چند لوله فرزند کوچک هستند. نتایج حاصل بیانگر این است که پیکربندی (الف) امکان توسعه و برخوردگاه قابل توجه و بدون تفکیک را فقط با شکل‌گیری خاصی از دیواره خارجی و با نسبت توسعه ناحیه با مقدار کم‌تر از ۱/۲، فراهم می‌کند در حالی که لوله‌های فرزند بیشتری، بین هندسه و شار جرم دارای تعادل هستند. در پیکربندی (ب) جهش ناگهانی فشار در مدخل لوله فرزند کوچک ایجاد می‌شود که در نزدیکی آن، اثرات جریان جرم تمایل به غلبه بر اثرات شکل دادن هندسی را دارند. در پیکربندی (ج) با افزایش تعداد لوله‌های فرزند، مشخص می‌شود که مقدار ناحیه توسعه یافته و برخوردگاه بدون تفکیک، به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد و نفوذ جریان جرم توزیع شده، به راحتی تاثیر هندسی را در سرتاسر شاخه از بین می‌برد. همچنین

اولیه به سمت دیواره آئورت داخلی در آئورت صعودی، متمایل است اما این انحراف به سمت دیواره بیرونی در آئورت نزولی منتقل می‌شود. حرکت جریان ثانویه گسترده در آئورت مشاهده شد و ساختار این جریان‌های ثانویه با حضور شاخه‌ها به طور قابل توجهی تحت تأثیر قرار گرفت [۴]. در تقسیم بندی از جهت شیوه مدل‌سازی عددی، سه مدل‌سازی الکتریکی، ریاضی و مکانیکی معرفی می‌شوند.

۲-۵- مدل‌سازی الکتریکی

در این مدل، کل شبکه شریانی توسط ترکیبی از مقاومت، القاکننده و خازن توصیف می‌شود. هیلز^۱ در سال ۱۷۳۳ اولین نفر بود که چنین مدلی را ارائه داد نام این مدل را ویندکسل^۲ نامید و بیان داشت که تغییرات فشار به الاستیسیته‌ی شریان‌های بزرگ ارتباط دارد. این تئوری بعدها توسط فرانک^۳ در سال ۱۸۹۹ به صورت کمی فرمول‌بندی شد که دینامیک جریان خون شبکه شریانی را از لحاظ مقاومت و کمپلینانس^۴ (پذیرش در رگ) توصیف کرد. در این مدل‌سازی، اصطکاک (به دلیل ویسکوزیته)، اینرسی جریان، ظرفیت رگ، فشار خون و نرخ جریان را می‌توان به ترتیب با مقاومت، القاگر، خازن، ولتاژ و جریان در یک مدار الکتریکی توصیف کرد. جریان در یک مدار توسط قوانین کیرشهف، قانون اهم و معادله‌ی انتقال خط برای رابطه‌ی ولتاژ-جریان توصیف می‌شود. به عنوان یک نمونه، مدل ویندکسل سه المانه که توسط وسترهوف^۵ و همکاران ارائه گردید در شکل ۳ نشان داده شده است [۴].



شکل ۳ مدل ویندکسل سه المانه که توسط وسترهوف و همکاران ارائه گردید [۴].

۲-۶- مدل‌سازی ریاضی

توصیف ریاضی جریان خون، معمولاً براساس مدل یک بعدی گرفته شده از معادلات ناویر استوکس با میانگین‌گیری در مقطع عرضی رگ خونی است. بررسی تحلیلی معادلات حاکم بر جریان در یک لوله با حالت صلب و دیواره‌ای الاستیک را می‌توان در آثار گرومکا [۸] و ومرسلی [۹] یافت. از آن زمان تعدادی از مدل‌های ریاضی برای شبیه‌سازی جریان خون، توسعه یافته است (کارو و همکاران [۱۰]؛ پدلی [۱۱]). مدل‌های مبتنی بر قوانین بقای جرمی و مومنتم برای جریان سیالات لزج در یک شبکه از لوله‌های قابل انعطاف در تقریب یک بعدی در شروین و همکاران [۱۲]، فورماگیا، کوآرترونی و ونزیانی [۱۳]، مولر و تورو [۱۴] ارائه شده است. شروین و همکاران، کاشت پروتز عروقی (به عنوان مثال استنت) را بررسی کردند که منجر به تغییر ناگهانی خصوصیات مکانیکی شریان می‌شود سپس آن‌ها با استفاده از یک مدل ساده متشکل از ۵۵ شریان اصلی، شبیه‌سازی انتشار شکل

¹Hales ²Windkessel ³Frank ⁴compliance ⁵Westerhof ⁶voigt-type

یک اثر بالادست یکپارچه، از چند شاخه‌ای در جریان مادر وجود دارد حتی اگر هر جریان فرزند به صورت مستقل عمل کند. در این پژوهش، طرح‌های آزمایشی بر اساس شکل‌دهی به دیوار، توزیع شار و مکان تقسیم‌کننده برای بهبود جریان و جراحی در نظر گرفته شده است. وایت و همکاران [۱۷] یک مدل ریاضی جدیدی را برای روند آمبولیزاسیون، با در نظر گرفتن یک رویکرد دینامیکی جریان دوفازی برای اندرکنش خون و چسب معرفی کردند. این دو مایع به صورت غیر قابل تراکم و ویسکوز در نظر گرفته می‌شوند و فعل و انفعالات آن‌ها، با استفاده از روش حجم مایع و با هدف تجزیه و تحلیل دینامیکی چسب پس از تزریق و بررسی استراتژی‌های بالقوه انسداد، مدل‌سازی می‌شود. نتایج بدست آمده در این پژوهش، شامل اثرات کشش سطحی و نقاط با جابجایی سودمند، مسدود کردن و انجماد موثر در مورد خاص است. گلوین و همکارانش [۳] مدل هیدرولیکی AVM مغزی را مورد بررسی قرار دادند که هدف آن‌ها از این پژوهش، بازتولید عددی داده‌های تجربی در اندازه‌گیری‌های درون‌رگی^۱ سرعت و فشار سیال در شریان‌های هدایت‌کننده جریان^۲ به AVM و وریدهای خارج‌کننده جریان^۳ است. آن‌ها کار خود را بر روی اندازه‌گیری در محیط طبیعی فشار و سرعت عروق مغزی که در طی عمل جراحی درون رگی، بر روی آمبولیزاسیون AVM در موسسه تحقیقات آسیب شناسی مشالکین^۴، که توسط چوباخین و همکاران گرفته شد مبنا قرار دادند. نتایج عددی و داده‌های تجربی با تقریب خوبی بر هم منطبق بودند.

۲-۷- مدل‌سازی مکانیکی

طبقه‌بندی موضوعات مربوط به شبیه‌سازی عددی گام ارزشمندی است. به دلیل پیچیدگی سیستم تامین خون در مغز و همچنین تاریخچه زمانی دراز مدت تحقیقات مربوطه، مرور پژوهش‌های مرتبط با این موضوع ضروری به نظر می‌رسد. در مدل‌سازی مکانیکی جریان خون در عروق، دو گروه اصلی (۱) اندرکنش خون و رگ و (۲) شبیه‌سازی جریان خون در نظر گرفته می‌شوند. مطالعاتی که در بخش اندرکنش خون و رگ انجام می‌گیرد به دو زیر شاخه خواص خون و خواص رگ تقسیم می‌شود و از طرف دیگر، مطالعاتی که در زمینه شبیه‌سازی جریان انجام می‌یابد به سه زیر شاخه: هندسه و دامنه محاسباتی، روش‌های عددی و ویژگی‌های رژیم جریان تقسیم‌بندی می‌گردد. ناهنجاری شریانی وریدی اغلب توسط آمبولیزاسیون^۵ درمان می‌شود که شامل تزریق یک ماده امبولیک مانند ماده آنیکس^۶ برای مسدود کردن جریان خون از طریق یک یا چند بخش از ناهنجاری است. چالش اصلی برای متخصص بالینی، ارزیابی ریسک مرتبط با این روش‌ها است. که خطرات افزایش فشار در خود AVM و یا رگ‌های مجاور، کاهش پرفیوژن^۷ (فرآیند تحویل مواد غذایی از سرخرگ‌ها به بستر مویرگی در بافت‌های زنده) در بخش‌هایی از مغز و یا نشت مواد امبولیک به سیستم وریدی را شامل می‌شود. در عمل برای کاهش این ریسک‌ها، روش آمبولیزاسیون معمولاً در چند مرحله که ماه‌ها از هم فاصله دارند، انجام می‌شود. این رویکرد محافظه‌کار اجازه می‌دهد تا بین آمبولیزاسیون‌ها پایداری برقرار شود اما بسیار پرهزینه است و همچنین در شرایط مداخله،

بیمار در معرض ریسک با تمام خطرات مربوطه قرار می‌گیرد. در زمینه کاهش ریسک، نقش شبیه‌سازی این است که دانش پیش از عملیاتی از نتایج بالقوه مجموعه‌ای از مداخلات پیشنهادی، کاهش احتمالی تعداد جلسات آمبولیزاسیون و شناسایی استراتژی که بیشتر برای بیمار مفید است را فراهم کند [۱۸]. تحقیقات تا به امروز بر ارائه اطلاعات آماری در مورد واکنش آمبولیزاسیون ناهنجاری متمرکز شده است. به عنوان مثال، کوئیک و همکاران [۱۹] تطبیق^۸ (تغییر در شعاع رگ) سیستم عروقی در اثر برش AVM را مورد تجزیه و تحلیل قرار دادند. هدف آن‌ها، تعیین چگونگی سازگاری عروق مغزی بیرون‌کننده^۹ با اثرات فشار شریان تغذیه‌کننده و ورید تخلیه‌کننده و افت فشار ناحیه‌ای، به دلیل وجود ناهنجاری شریانی وریدی مغزی است. هیچ راهی برای تعیین تجربی اثرات انطباق عروق بیرون‌کننده جریان در افراد بیمار وجود ندارد. بنابراین برای مطالعه سازگاری در پاسخ به ناهنجاری شریانی وریدی مغزی، از یک مدل ریاضی عروق مغزی استفاده می‌شود. با محاسبه فشارها و جریان‌های محاسبه شده قبل و بعد از انطباق، می‌توان اثر سازگاری رگ‌های هدایت‌کننده بر همودینامیک ناحیه‌ای را ارزیابی کرد. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که سازگاری ساختاری گردش خون بیرون‌کننده، نه تنها برای تنظیم مجدد غشای درونی رگ، بلکه برای کاهش فشار خون ناحیه‌ای ناشی از ناهنجاری شریانی وریدی مغزی نیز است. همچنین این مکانیسم جبرانی، فشار خون شریانی را افزایش می‌دهد و ممکن است خطر سکته مغزی را افزایش دهد. هنکس و همکاران [۲۰] فشار درون شریانی در شریان‌های تغذیه‌کننده AVM را قبل و بعد از آمبولیزاسیون (برای ۹۵ بیمار) اندازه‌گیری کردند. نتایج نشان داد که فشار با هر مرحله آمبولیزاسیون افزایش می‌یابد. لازم به ذکر است که سطح فشار بالاتر از یک آستانه، منجر به عوارض می‌شود. اورلووسکی و همکارانش [۱۸] مدل‌سازی محاسباتی برای آمبولیزاسیون AVM مغزی را بررسی کردند. برای ارزیابی و کاهش این ریسک‌ها، آنها ابزار موجود برای مدل‌سازی مکانیکی بایوسیال^{۱۰} را با مدلی از فرآیند انجماد مواد امبولیک در خون کوپل کردند و پیشنهاد کردند که برای شبیه‌سازی فرآیند امبولیزاسیون بیمار، یک مدل دینامیک سیالات محاسباتی استخراج گردد. هدف آنها از این پژوهش، معرفی یک مدل جدید از برهمکنش مواد امبولیک^{۱۱} مایع با خون، برای شبیه‌سازی انتشار و انجماد آن در AVM است. آنها برای آزمایش مدل دینامیک سیالات محاسباتی^{۱۲} انجماد ماده آنیکس، از یک فانتوم استفاده کرده‌اند. فانتوم از ورودی و خروجی به شکل لوله بوده و دارای یک محفظه مستطیلی است. قطر ورودی و خروجی ۱ سانتی‌متر بوده و طول و عرض فانتوم به ترتیب ۲۵ و ۶ سانتی‌متر است. دلیل استفاده از چنین فانتوم ساده این است که قابل اعتماد بودن فیزیکی نتایج را می‌توان به آسانی تایید کرد. چهار سناریو برای تزریق آنیکس در نظر گرفتند.

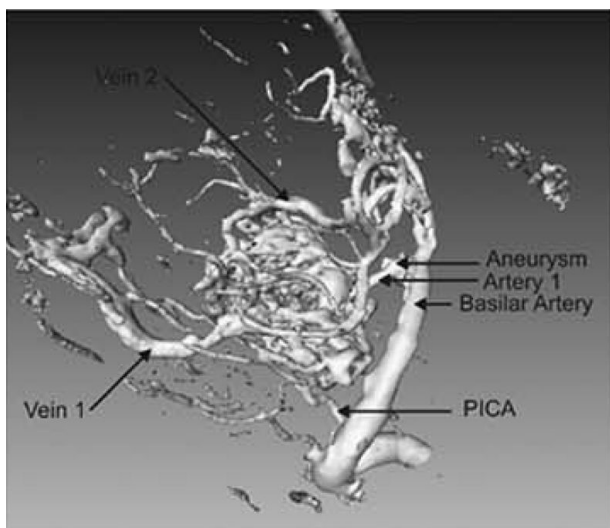
در سناریوی ۱، تزریق ماده با سرعت ثابت و مدل انجماد، خطی است. در سناریوی ۲، تزریق ماده با فشار ثابت و مدل انجماد، خطی است. در سناریوی ۳، تزریق ماده با فشار ثابت و مدل انجماد، به صورت نمایی است. در سناریوی ۴، همراه با تزریق ماده در فشار ثابت و مدل انجماد خطی، خون نیز به فانتوم تزریق می‌شود. در تمامی این سناریوها، ماده آنیکس به فانتوم پر

¹endovascular ²afferent artery ³efferent vein ⁴Meshalkin ⁵embolization ⁶onyx ⁷perfusion ⁸adaptation
⁹extranidal ¹⁰biofluid ¹¹embolic ¹²CFD

کاهش سرعت زمانی که ویسکوزیته آنیکس بعد از تزریق افزایش می‌یابد شناسایی گردد.

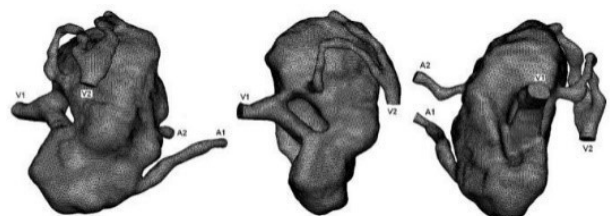
۳- شبیه‌سازی عددی به وسیله تکنولوژی تصویربرداری پزشکی

پیشرفت‌های اخیر در تکنولوژی تصویربرداری پزشکی و بهبود تجهیزات کامپیوتری، تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی را قادر ساخته است تا وضعیت همودینامیک بیماری عروق مغزی را با دقت و قابلیت اطمینان بررسی کند. داده‌های تصویر آنژیوگرافی را می‌توان به داده‌های هندسی سه بعدی رگ برای کامپیوتر تبدیل کرد. براساس کانتور سطح بازسازی شده، مدل‌های حجم جامد سه بعدی با استفاده از برنامه‌های طراحی سه بعدی با کمک کامپیوتر ساخته می‌شوند. نمونه‌ای از تصویر استاندارد تولید شده از آنژیوگرافی چرخشی سه بعدی^۱ برای یک بیمار خاص که توسط اورلوسکی و همکاران [۱۸] تهیه شده است در شکل ۶ نشان داده شده است.



شکل ۶ سطح استاندارد تولید شده از آنژیوگرافی چرخشی سه بعدی برای یک بیمار خاص، در پژوهش انجام یافته توسط اورلوسکی و همکاران [۲۱].

مدل‌های حجم سه بعدی بازسازی شده به شبکه محاسباتی توسط یک برنامه شبکه بندی تبدیل می‌شوند. شکل ۷ نمایانگر شبکه بندی یک نمونه از بدشکلی شریانی وریدی مغزی است.

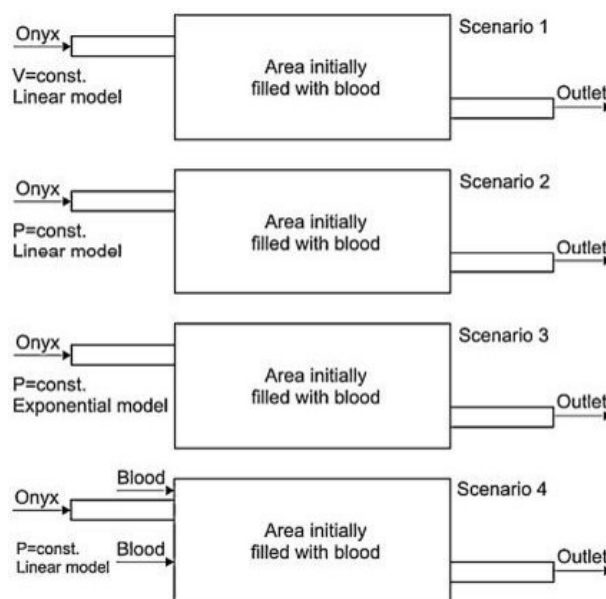


شکل ۷ شبکه بندی ناهنجاری شریانی وریدی مغزی در پژوهش انجام یافته توسط اورلوسکی و همکاران [۱۸].

معادلات حاکم بر میدان جریان، به کمک روش‌های المان محدود، تفاضل محدود و حجم محدود حل می‌شوند. سپس به کمک نرم‌افزارهای CFD تجاری، متغیرهای میدان جریان

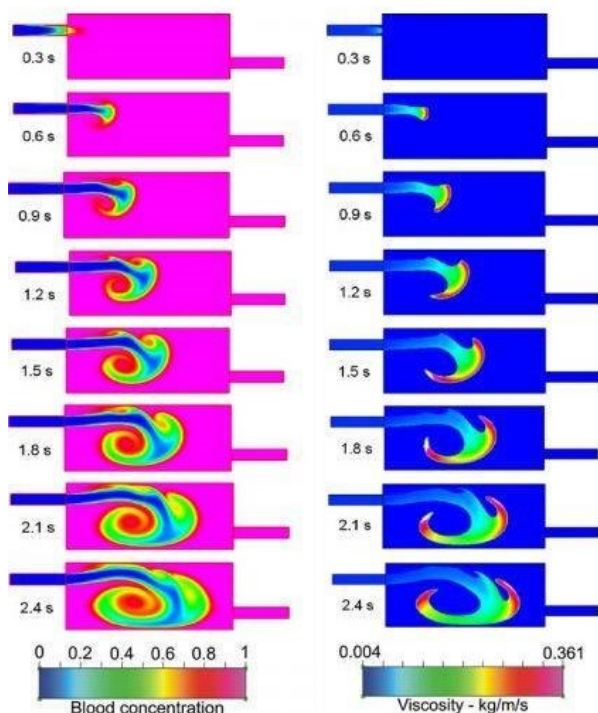
^۱three dimensional rotational angiography

از خون راکد تزریق می‌شود که در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۴ شرایط مرزی و اولیه برای شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی از حرکت آنیکس در فانتوم پر از خون در پژوهش انجام یافته توسط اورلوسکی و همکاران [۱۸].

شکل ۵ نمونه‌ای از انتشار و انجماد آنیکس در داخل فانتوم مرتبط با سناریو ۱ که توسط اورلوسکی و همکاران [۱۷] شبیه‌سازی شده است را نشان می‌دهد.



شکل ۵ شبیه‌سازی انتشار و انجماد آنیکس در داخل فانتوم پر از خون در سناریو ۱ در پژوهش انجام یافته توسط اورلوسکی و همکاران [۱۸].

تست مدل بر روی فانتوم دیجیتال نشان می‌دهد که رفتار انفجار مانند آنیکس را می‌توان با استفاده از CFD بازتولید کرد. و همچنین این مدل اجازه می‌دهد تا وقایعی مانند افزایش فشار یا

- Hydraulic model of cerebral arteriovenous malformations. *Journal of Fluid Mechanics*, 797:110–129, 2016.
- [4] Kumar, YK, Mehta, S, and Ramachandra, M. Review paper: Cerebral arteriovenous malformations modelling. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, 4:129–139, 2013.
- [5] Reymond, Philippe, Bohraus, Yvette, Perren, Fabienne, Lazeyras, Francois, and Stergiopoulos, Nikos. Validation of a patient-specific one-dimensional model of the systemic arterial tree. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 301(3):H1173–H1182, 2011.
- [6] Tian, Fang-Bao, Zhu, Luoding, Fok, Pak-Wing, and Lu, Xi-Yun. Simulation of a pulsatile non-newtonian flow past a stenosed 2d artery with atherosclerosis. *Computers in biology and medicine*, 43(9):1098–1113, 2013.
- [7] Ghodsi, SR, Esfahanian, V, and Ghodsi, SM. Modeling requirements for computer simulation of cerebral aneurysm. *Journal of Computational Medicine*, 2014, 2014.
- [8] Gromeka, IS. On the theory of fluid motion in narrow cylindrical tubes. *Gromeka, IS*, pp. 149–171, 1952.
- [9] Womersley, John R. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *The Journal of physiology*, 127(3):553–563, 1955.
- [10] Waite, Lee, Fine, Jerry, et al. *Applied biofluid mechanics*. McGraw-Hill Education, 2017.
- [11] Pedley, Timothy J and Luo, XY. *Fluid mechanics of large blood vessels*. Shaanxi People's Press, 1995.
- [12] Sherwin, Spencer J, Formaggia, Luca, Peiro, Joaquim, and Franke, V. Computational modelling of 1d blood flow with variable mechanical properties and its application to the simulation of wave propagation in the human arterial system. *International journal for numerical methods in fluids*, 43(6-7):673–700, 2003.
- [13] Formaggia, Luca, Quarteroni, Alfio, and Veneziani, Alessandro. *Cardiovascular Mathematics: Modeling and simulation of the circulatory system*, vol. 1. Springer Science & Business Media, 2010.
- [14] Müller, Lucas O and Toro, Eleuterio F. A global multiscale mathematical model for the human circulation with emphasis on the venous system. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 30(7):681–725, 2014.
- [15] Alastruey, Jordi, Khir, Ashraf W, Matthys, Koen S, Segers, Patrick, Sherwin, Spencer J, Verdonck, Pascal R, Parker, Kim H, and Peiró, Joaquim. Pulse wave propagation in a model human arterial network: assessment of 1-d visco-elastic simulations against in vitro measurements. *Journal of biomechanics*, 44(12):2250–2258, 2011.
- محاسبه شده و بر روی آن متغیرها پردازش صورت می‌گیرد [۲۲]. نرم‌افزارهای CFD تجاری متنوعی مانند AN-FLUENT، Flow- و CFD-ACE، COMSOL، ADINA، SYS CFX و 3D برای این منظور موجود هستند. تمام خط لوله گرفته شده از تصاویر پزشکی برای محاسبات جریان به منظور حذف مداخله دستی و ویرایش پردازش داده، توسعه داده شده است. سبرال و همکاران [۲۳–۲۶] خط لوله را برای شبیه‌سازی مبتنی بر همودینامیک توسعه دادند که شامل بازسازی رگ، تولید شبکه بدون ساختار، حل‌کننده عددی و پس پردازش است. شرایط مرزی مناسب و خواص مواد بر روی مدل‌های رگ خونی اعمال می‌شوند. داده‌های ورودی جریان برای بیمار خاص، اطلاعات مهمی را فراهم می‌کنند که دقت محاسبات CFD را تعیین می‌کند. در شرایط اندازه‌گیری طبیعی^۱، شرایط مرزی جریان ورودی خاص را می‌توان از طریق اندازه‌گیری تهاجمی با استفاده از یک کاتتر یا تصویربرداری پزشکی بدست آورد. کارمونیک و همکاران [۲۷–۲۹] یک فرم موج جریان خون را در شریان‌های مغزی با استفاده از فیس-کنتراست^۲ MRI اندازه‌گیری کرده و پروفیل جریان خون اندازه‌گیری شده در شرایط مرزی ورودی را برای شبیه‌سازی CFD فراهم کردند. آن‌ها جریان خون را در شریان‌های مغزی با استفاده از آنژیوگرافی تفریق دیجیتال^۳ سه‌بعدی^۳ و فیس-کنتراست MRI با موفقیت شبیه‌سازی کردند.
- #### ۴- نتیجه‌گیری
- مدل‌سازی جریان خون در سیستم عروقی بدن انسان، به درک بهتر پزشکان از بیماری‌های عروقی و نحوه رشد آن‌ها و اتخاذ تصمیمات مهم قبل از عمل جراحی کمک می‌کند. یکی از روش‌های مدل‌سازی جریان خون در سیستم عروقی بدن انسان و بیماری‌های مرتبط با آن‌ها (مانند AVM)، مدل‌سازی مکانیکی و در نتیجه آن بهره‌گیری از شبیه‌سازی جریان خون است. از پژوهش‌های نوین در زمینه شبیه‌سازی جریان خون در عروق و بیماری مرتبط با آن، استفاده از تکنولوژی تصویربرداری پزشکی است. در پژوهش‌های آتی به شبیه‌سازی عددی جریان خون در بیماری ناهنجاری شریانی وریدی مغزی، برای یک هندسه واقعی و به کمک استفاده از تکنولوژی تصویربرداری پزشکی پرداخته خواهد شد و متغیرهای میدان جریان در آن مورد بررسی قرار خواهد گرفت.
- #### مراجع
- [1] Kumar, Y. Kiran, Mehta, Shashi Bhushan, and Ramachandra, Manjunath. Computer simulation of cerebral arteriovenous malformation-validation analysis of hemodynamics parameters. *PeerJ*, 5:e2724–e2724, Jan 2017. 28149675[pmid].
- [2] Lawton, Michael T, Rutledge, W Caleb, Kim, Helen, Stapf, Christian, Whitehead, Kevin J, Li, Dean Y, Krings, Timo, Kondziolka, Douglas, Morgan, Michael K, Moon, Karam, et al. Brain arteriovenous malformations. *Nature reviews disease primers*, 1(1):1–20, 2015.
- [3] Golovin, S. V., Khe, A. K., and Gadylishina, K. A.

¹in vivo ²phase-contrast ³3D digital subtraction angiography

- [24] Cebal, Juan R, Castro, Marcelo A, Soto, Orlando, Löhner, Rainald, and Alperin, Noam. Blood-flow models of the circle of willis from magnetic resonance data. *Journal of Engineering Mathematics*, 47(3):369–386, 2003.
- [25] Castro, MA, Putman, Christopher M, and Cebal, JR. Computational fluid dynamics modeling of intracranial aneurysms: effects of parent artery segmentation on intra-aneurysmal hemodynamics. *American Journal of Neuroradiology*, 27(8):1703–1709, 2006.
- [26] Yim, Peter, Demarco, Kevin, Castro, Marcelo A, and Cebal, Juan. Characterization of shear stress on the wall of the carotid artery using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. *Studies in health technology and informatics*, 113:412–442, 2005.
- [27] Karmonik, Christof, Yen, Christopher, Diaz, Orlando, Klucznik, Richard, Grossman, Robert G, and Benndorf, Goetz. Temporal variations of wall shear stress parameters in intracranial aneurysms—importance of patient-specific inflow waveforms for cfd calculations. *Acta neurochirurgica*, 152(8):1391–1398, 2010.
- [28] Karmonik, Christof, Yen, Christopher, Grossman, Robert G, Klucznik, Richard, and Benndorf, Goetz. Intra-aneurysmal flow patterns and wall shear stresses calculated with computational flow dynamics in an anterior communicating artery aneurysm depend on knowledge of patient-specific inflow rates. *Acta neurochirurgica*, 151(5):479–485, 2009.
- [29] Spiegel, Martin, Redel, Thomas, Zhang, Y Jonathan, Struffert, Tobias, Hornegger, Joachim, Grossman, Robert G, Doerfler, Arnd, and Karmonik, Christof. Tetrahedral vs. polyhedral mesh size evaluation on flow velocity and wall shear stress for cerebral hemodynamic simulation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 14(01):9–22, 2011.
- [16] Smith, FT and Jones, MA. One-to-few and one-to-many branching tube flows. *Journal of Fluid Mechanics*, 423:1–31, 2000.
- [17] White, AH and Smith, FT. Computational modelling of the embolization process for the treatment of arteriovenous malformations (avms). *Mathematical and Computer Modelling*, 57(5-6):1312–1324, 2013.
- [18] Orlowski, Piotr, Summers, Paul, Noble, J Alison, Byrne, James, and Ventikos, Yiannis. Computational modelling for the embolization of brain arteriovenous malformations. *Medical engineering & physics*, 34(7):873–881, 2012.
- [19] Quick, Christopher M, Leonard, Edward F, and Young, William L. Adaptation of cerebral circulation to brain arteriovenous malformations increases feeding artery pressure and decreases regional hypotension. *Neurosurgery*, 50(1):167–175, 2002.
- [20] Henkes, H, Gotwald, TF, Brew, S, Kaemmerer, F, Miloslavski, E, and Kuehne, D. Pressure measurements in arterial feeders of brain arteriovenous malformations before and after endovascular embolization. *Neuroradiology*, 46(8):673–677, 2004.
- [21] Orlowski, Piotr, Al-Senani, Fahmi, Summers, Paul, Byrne, James, Noble, J Alison, and Ventikos, Yianis. Towards treatment planning for the embolization of arteriovenous malformations of the brain: intranidal hemodynamics modeling. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 58(7):1994–2001, 2011.
- [22] Jeong, Woowon and Rhee, Kyehan. Hemodynamics of cerebral aneurysms: computational analyses of aneurysm progress and treatment. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2012, 2012.
- [23] Cebal, Juan R, Castro, Marcelo Adrián, Appanaboyina, Sunil, Putman, Christopher M, Millan, Daniel, and Frangi, Alejandro F. Efficient pipeline for image-based patient-specific analysis of cerebral aneurysm hemodynamics: technique and sensitivity. *IEEE transactions on medical imaging*, 24(4):457–467, 2005.