

تحلیل جریان خون در حلقه‌ی ویلیس مغزی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن و روش برهمکنش سیال-سازه

محمد رضا سلطانی صدرآبادی^۱، بهمن وحیدی^{۲*} و روزبه ریاضی^۳

| اطلاعات مقاله | چکیده |
|--|---|
| دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۴/۲۳ | <p>بررسی جریان خون مغزی اهمیت زیادی در شناخت چگونگی ایجاد و شرایط خطر آفرین بیماریهای عروق مغزی دارد. از این رو در این مطالعه با دیدگاه نوآورانه اهمیت بخشی به انعطاف پذیری دیواره، جریان خون در حلقه‌ی ویلیس و همچنین تنش برشی روی دیواره آن عروق بررسی شده است. در این پژوهش، برای طراحی هندسه و مدل قابل استفاده برای حل جریان خون، تصویر سی تی آنژیوگرافی مورد استفاده قرار گرفت است. از روش اجزای محدود جهت حل محاسباتی مساله بهره گیری شد. حلقه‌ی ویلیس به عنوان مجاری انعطاف پذیر معرفی شده است. خواص مکانیکی دیواره‌ی رگ هایپیرالاستیک فرض شد. بنابراین حل جریان به روش برهمکنش سیال و سازه مورد مطالعه قرار گرفته است. شرایط مرزی خون با احتساب چندشاخگی و همچنین خودتنظیمی، در ورودی و خروجی شریان‌ها بررسی شد. مقدار حداکثر تنش برشی برابر ۳/۹ پاسکال به دست آمد. فشارخون در رگ‌های بالایی حلقه‌ی ویلیس نسبت به فشارخون خروجی از قلب، کاهش چشم گیری داشته است. بررسی نتایج کانتور تنش برشی در زمان دیاستول نشان داد که مقدار بیشینه‌ی تنش برشی در رگ PCA اتفاق می افتد و مقدار تنش برشی بر روی ابتدای رگ‌های ACA کمینه است. رویکرد در پیش گرفته شده در این پژوهش در استفاده از تصاویر رادیولوژی هر شخص خاص، می تواند در فهم شرایط ایجاد و توسعه بیماری‌های عروقی ارزشمند باشد و نیز در شرایط حاد این نوع بیماریها، با پیش بینی خطرهایی مانند پارگی رگ‌ها بر اساس تغییرات تنش برشی روی دیواره، پزشکان را در اتخاذ اقدامات لازم برای جلوگیری از هرگونه خطر احتمالی یاری رساند.</p> |
| پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۹/۲۸ | |
| <p>واژگان کلیدی: همودینامیک، حلقه‌ی ویلیس، برهم کنش سیال-سازه، روش اجزای محدود.</p> | |

۱- مقدمه

تحقیقاتی است که برای به دست آوردن همودینامیک سه بعدی عروق مغزی از فردی خاص با در نظر گرفتن جریان ناپایدار ضربانی و دیواره‌ی صلب انجام شد. مدل مورد استفاده از عکس‌های تصویر ام-آر-آی و با استفاده از تنها چند رگ اصلی حلقه‌ی ویلیس به دست آمد. همچنین برای حل از روش اجزای محدود برای حل معادلات و شبکه بندی

بیماری‌های عروق مغزی از علت‌های اساسی سکته مغزی و دیگر عوارضی است که در مقیاس‌های زمانی مختلف بر بافت مغز اثر می گذارند. بررسی همودینامیک عروق مغزی در شناخت این عوارض و راهکارهای پیشگیری و درمان بسیار مؤثر است. پژوهش سبرال و همکاران [۱] از اولین

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: bahman.vahidi@ut.ac.ir

۱. کارشناسی ارشد هوا-فضا، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

۲. دانشیار بیومکانیک، بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

۳. استادیار هوا-فضا، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

شد که در رگ‌های با قطر بزرگ‌تر، مدل آشفته‌گی جواب‌های دقیق‌تری نسبت به مدلی با جریان آرام به دست می‌دهد. خدایی و همکاران [۸] به بررسی حرکت آمبولی در شریان‌های حلقه‌ی ویلیس پرداختند و با توجه به شرایط حاکم بر مساله شرایط مرزی ورودی را فشار و در خروجی از کشش آزاد^۲ استفاده کردند. همچنین مدل جریان خون را آرام فرض کردند. در این مطالعه، دیواره رگ صلب در نظر گرفته می‌شود. برای حرکت آمبولی در رگ‌ها از روش برهمکنش سیال و سازه استفاده شد. نتایج به دست آمده از این پژوهش نشان داد که خواص مکانیکی مختلف برای لخته می‌تواند نسبت توزیع آمبولی در CoW را تغییر دهد و ممکن است عامل مهمی در لیز شدن یا رشد لخته در طی حرکت آن از طریق شریان‌های مغزی باشد.

آلاستروی و همکاران [۹] با بررسی جریان خون در حلقه‌ی ویلیس و با در نظر گرفتن نبود رگ‌های ارتباطی در شاخه‌های مختلف، اهمیت نبود این رگ‌ها در حلقه‌ی ویلیس را بررسی کردند. در آن تحقیق با حذف رگ‌های ACoA و PCoA (شکل ۱) به بررسی جریان خون در حلقه‌ی ویلیس پرداخته شد و گزارش شد که عدم وجود رگ‌های PCoA موجب افت فشارخون در شاخه‌ی PCA می‌شود. سپس با حذف رگ‌های ACoA مشاهده کردند که تغییری در افت فشار سرخرگ ACA رخ نمی‌دهد.

ایوانوف و همکاران [۱۰] با بررسی هندسه‌ی حلقه‌ی ویلیس و اندازه‌گیری ضخامت رگ‌ها در تعدادی از افراد، به بازه‌ی مشخص از اندازه‌ی ضخامت رگ‌های مختلف در این حلقه رسیدند و در همین راستا هندسه مدل را طراحی کردند. برگ و همکاران [۱۱] بررسی جریان خون در حلقه‌ی ویلیس را با ارزیابی جریان خون در آنوریسم که در رگ‌های MCA و ACA وجود داشت، صورت دادند.

در این طرح با اضافه کردن دو رگ (SCA راست و چپ) و استفاده از خاصیت هایپیرالاستیک به عنوان جنس دیواره‌ی رگ شبیه‌سازی صورت می‌گیرد. بررسی سوابق تحقیقاتی و مطالعات منتشر شده نشان می‌دهد که تاکنون پژوهش گزارش شده‌ای در مورد شبیه‌سازی رگ‌های حلقه‌ی ویلیس به منظور مطالعه جریان ضربانی با روش عددی با در نظر گرفتن اثرات هایپیرالاستیک بودن دیواره‌ی رگ و برهمکنش سیال-سازه (FSI) با بررسی تنش برشی روی دیواره ارائه

محاسباتی استفاده کردند. در ادامه‌ی کار [۲] با به دست آوردن دوشاخگی سرخرگ کاروتید از ام-آر-آی و طراحی حلقه‌ی ویلیس کامل، آن مدل خود تکمیل شد و در ادامه با استفاده از ام-آر-آی در کار بعدی همان پژوهشگران [۳]، مدلی نزدیک به واقعیت اما فقط با رگ‌های اصلی حلقه‌ی ویلیس مدل مطرح شد.

کیم و همکاران [۴] با در نظر گرفتن دیواره‌ی انعطاف‌پذیر در حلقه‌ی ویلیس مدل خود را مطرح کردند. آن‌ها برای شرایط مرزی از فشار اندازه گرفته شده ضربان قلب استفاده کردند. مور و همکاران [۵] با بررسی گوناگون از انواع حلقه-ی ویلیس مدل خود را مطرح کردند. آن‌ها با بررسی آمار-های آزمایشگاهی از ۷۰۰ نفر متوجه شدند که حدود ۲۵ تا ۵۰ درصد از انسان‌ها، حلقه‌ی ویلیس کاملی ندارند و در تحقیقاتشان ۱۲ نوع مختلف از حلقه‌ی ویلیس را مطرح کردند. در ادامه با طراحی یک نمونه از حلقه‌ی ویلیس کامل، مدل خود را بهینه کردند. شرایط مرزی استفاده شده در این طرح با اندازه‌گیری سرعت در ورودی جریان در شاخه‌های متفاوت و همچنین استفاده از مقاومت الکتریکی در مدل یک‌بعدی برای شرط مرزی خروجی انجام شده است.

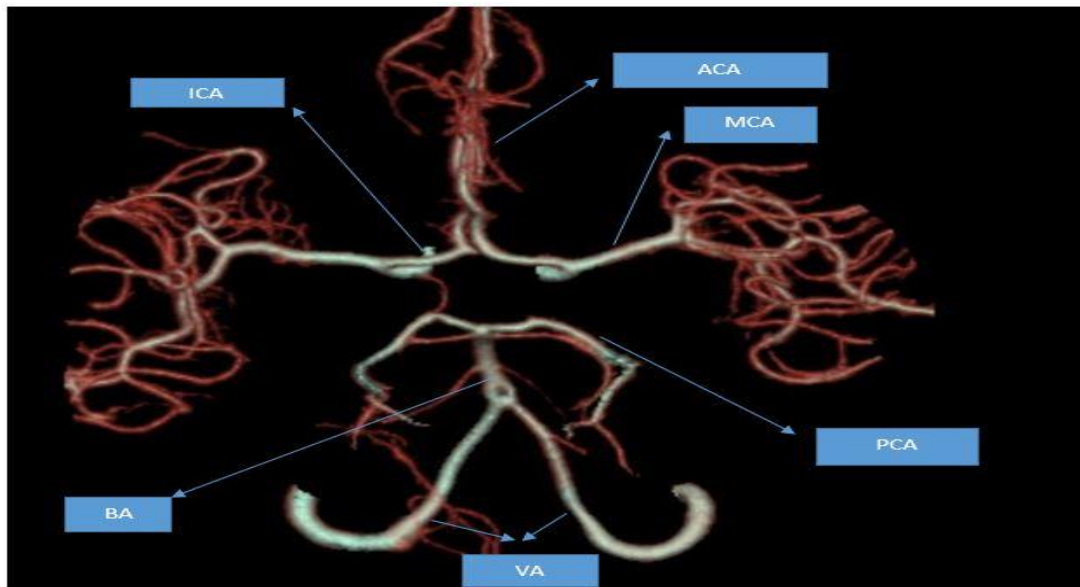
در راستای حل عددی شریان‌های بدن تحقیقات دیگری نیز صورت گرفته است که در آن‌ها حل جریان، انواع شرایط مرزی و همچنین نوع شبکه‌بندی و خواص مواد بررسی شده است. ابیدوفسکی و همکاران [۶] در شبیه‌سازی شریان‌های مغزی با وجود رگ‌های آئورت به بررسی و حل جریان خون از مبدأ قلب پرداختند. آن‌ها برای اعمال دقیق شرایط ورودی مرزی با استفاده از مشخصات و اندازه‌گیری فشار خون فردی خاص در رگ آئورت نتایج خود را به دست آوردند و آن را با نتایج آزمایشگاهی اندازه‌گیری شده در همان فرد خاص مقایسه کردند. با توجه به نتایج مشخص شد که اعمال فشارخون در شرایط ورودی تخمین قابل قبولی برای شرایط مرزی ورودی است. شادن و همکاران [۷] به بررسی جریان خون در حالت آشفته در رگ آئورت پرداختند. آن‌ها با توجه به مدل توربولانسی انتقال تنش برشی^۱ به بررسی جریان خون در رگ آئورت پرداختند و با در نظر گرفتن شرایط حاکم بر مساله و همچنین اطلاعات و آزمایش‌های پزشکی، نتایج خود را ارائه دادند و گزارش

^۲ traction free

^۱ SST

نشده است. بنابراین پژوهش حاضر در این زمینه نوآورانه

محسوب می‌شود.



شکل ۱- نمای کلی از حلقه‌ی ویلیس و نام گذاری شاخه‌های آن

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ایجاد هندسه مدل و گسسته سازی فضایی آن

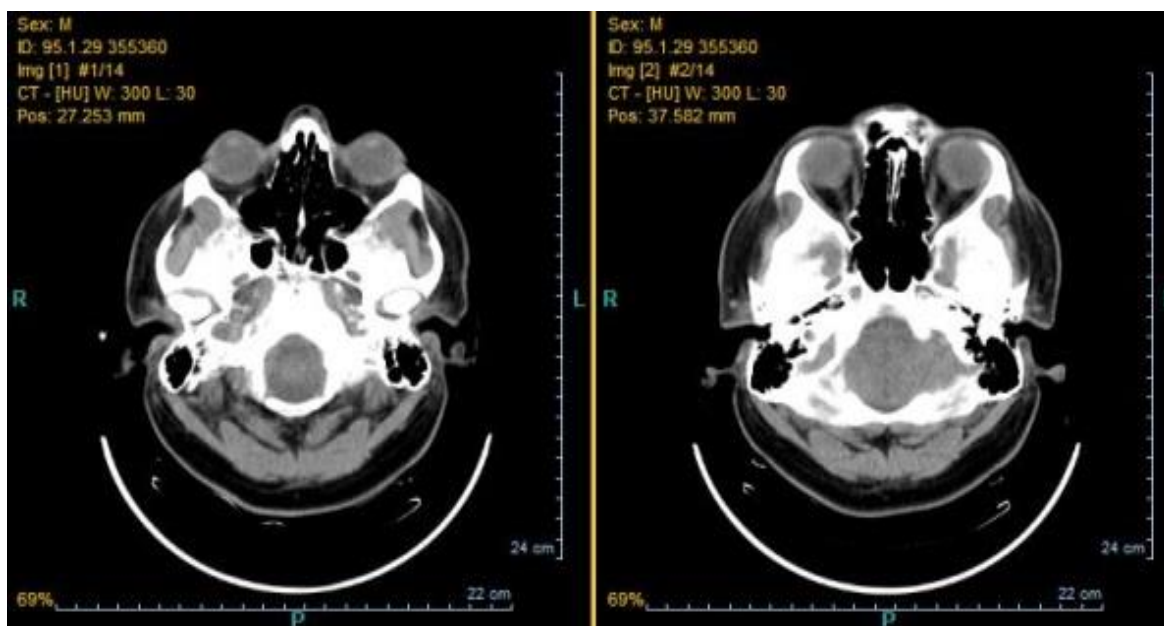
برای حل این مساله از روش اجزای محدود استفاده شده است که در حوزه گسترده‌ای از مهندسی مورد استفاده می‌باشد [۲۱-۲۴]. جهت ایجاد مدل محاسباتی، عکس‌هایی از مغز مرد ۲۵ ساله‌ی سالمی که حلقه‌ی ویلیس کاملی دارد، از مرکز سی‌تی‌اسکن توسکا در تهران فراهم شد. این مجموعه عکس‌ها که با فرمت دایکام هستند، به تعداد ۳۵۰ قطعه عکس دوبعدی که به فاصله‌ی ۰/۰۷ سانتیمتر از یکدیگر هستند، به دست آمد. نمونه‌ای از این عکس‌ها در شکل (۱) نشان داده شده است. برای به دست آوردن مدل سه‌بعدی از عکس‌های سی‌تی‌اسکن دوبعدی، از نرم‌افزار میمیکس استفاده شد. این نرم‌افزار با استفاده از همهی عکس‌های دو بعدی ام-آر-آی و یا سی‌تی‌اسکن، فضایی سه‌بعدی از هر کدام ارگان‌های بدن می‌سازد. طیف رنگی که در نرم‌افزار میمیکس مشاهده شد از منفی ۳۵۰ هرتز (هوا) تا ۱۶۵۰ هرتز (استخوان) است و طیف رنگی بقیه بافت‌ها بین این دو عدد است. با تحقیقات انجام شده بر روی بافت رگ مشخص شد که طیف رنگی رگ‌ها بین ۶۵ تا ۲۳۵ هرتز است. از این‌رو پس از تنظیم طیف رنگی بین ۶۵ تا ۲۳۵ محیط سه‌بعدی اولیه از حلقه‌ی ویلیس نمایان شد. در نهایت پس از تغییراتی در آن، مدل مدنظر از برنامه

میمیکس به دست آمد که در شکل (۳) مشاهده می‌شود. این مدل در واقع ابر نقاطی از حلقه‌ی ویلیس است که برای نرم‌افزارهای محاسباتی و شبکه‌بندی قابل به کار گیری نیست. از این‌رو، در این مرحله خط مرکزی هر کدام از رگ‌ها به دست آمد. با استفاده از نرم‌افزار سالیدورکر^۱ و همچنین ابر نقاط و خط مرکزی شریان‌های حلقه‌ی ویلیس، در هر خط مرکزی، سطح مقطع‌هایی عمود بر این خطوط و ابر نقاط به فاصله‌ی یک تا دو میلی‌متر از هم زده شد. سپس دوایری به اندازه‌ی قطرهای به دست آمده از سطح مقطع ابر نقاط، کشیده شد. برای به دست آوردن رویه‌ی دور این دوایر از دستور لاف‌ت استفاده شد. باید توجه داشت که این دستور فقط برای بدنه‌ی رگ‌ها میسر بود و برای محل برخورد رگ‌ها و چندشاخگی‌ها قابل استفاده نبود. بنابراین دو روش برای محل برخورد رگ‌ها مدنظر گرفته شد: (۱) برای محل تقاطع رگ‌های با قطر تقریباً برابر، با فاصله‌ی مشخص از هم ابتدا سطح مقطع‌ها بریده شد و سپس قسمت‌های بریده شده هر سطح مقطع به هم لاف‌ت داده شد. در ادامه، با دستور پر کردن قسمت‌های خالی پر شد. (۲) در محل تقاطع رگ‌هایی که اختلاف اندازه قطرشان کم نبود، با بردن قسمتی از رگ بزرگ‌تر به وسیله‌ی دستور تریم، سپس وصل کردن رگ کوچک‌تر به آن به وسیله‌ی دستور لاف‌ت مدل نهایی به دست آمد. بعد از طراحی، مدل با فرمت

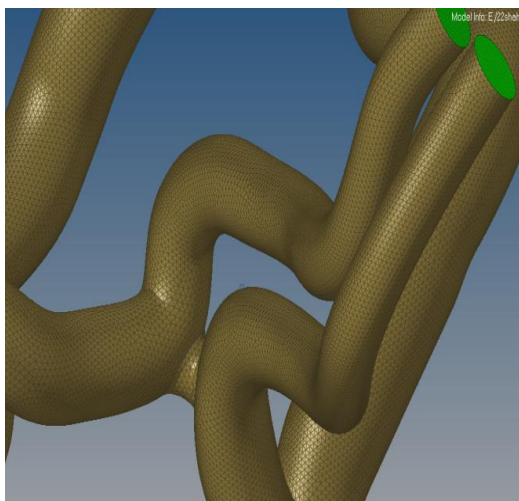
¹¹ Solidworks

متفاوت بودن ضخامت رگ‌ها در هر شاخه از ۰/۱ تا ۰/۳ میلیمتر و همچنین به دلیل مشکلات ایجاد شده برای اتصال چند راهی‌ها با ضخامت‌های متفاوت؛ فرض بر میانگین گرفتن ضخامت دیواره به طور متوسط شده است. این روش با برنامه‌های هایدروماتیک و دستورات آفست انجام شد. سه لایه‌ی شبکه در ضخامت رگ‌ها استفاده شده است.

stp ذخیره و برای شبکه‌بندی وارد نرم‌افزار هایدروماتیک شد. پس از باز کردن مدل در نرم‌افزار هایدروماتیک، ابتدا مرزهای ورودی (۳ ورودی) و خروجی (۸ خروجی) مجزا شد. سپس با استفاده از شبکه‌بندی سطح مرزها و همچنین دیواره شریان‌ها با المان‌های مثلثی شبکه‌بندی شد. تمامی رگ‌ها با ضخامت برابر و میانگین ۰/۲ میلی‌متر طراحی شد. به دلیل



شکل ۲- عکس سی تی اسکن مورد استفاده جهت مدل‌سازی

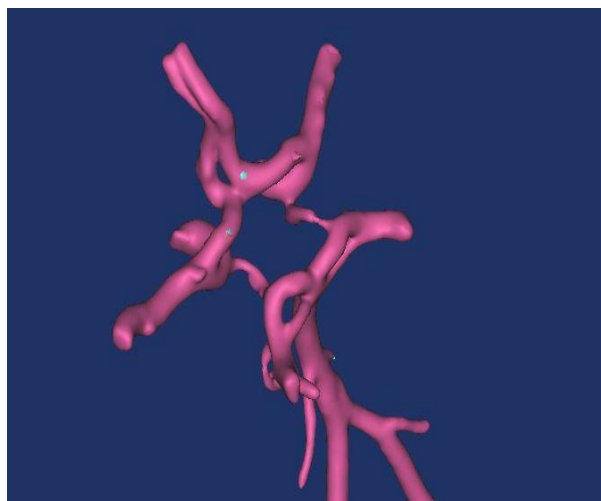


شکل ۴- نمایی از شبکه‌بندی نهایی سیال

بهینه‌ترین شبکه‌بندی با ۲۵۶۷۲۵۳ شبکه مورد استناد قرار گرفت (شکل ۳).

۲-۲- معادلات حاکم و فرضیات مساله

پس از شبکه‌بندی، با استفاده از فرمت نسترن هندسه جریان به نرم افزار آدینا وارد شد. معادلات پیوستگی و مونتگم حاکم بر جریان سیال به صورت زیر است [۱۲]:



شکل ۳- ابر نقاط به دست آمده از نرم‌افزار میمیکس جهت ایجاد مدل سه بعدی حلقه ویلیس

در انتها با دستور شبکه‌بندی حجمی درون شریان‌ها شبکه‌بندی هرمی شدند. در اولین شبکه‌بندی تعداد المان‌های به دست آمده ۱۷۶۸۷۹ بود.

بعد از بررسی کیفیت شبکه‌بندی و همچنین مطالعات انجام شده بر روی استقلال شبکه در حل جریان،

داده‌ها، نتایج دوره تناوب پنجم (بازه زمانی بین ۳/۶ و ۴/۵ ثانیه) مورد مطالعه قرار گرفته است (شکل ۵).

خون سیالی غیر نیوتنی است. با این حال، در شرایطی که نرخ تنش برشی زیر 100 s^{-1} باشد می‌توان با تقریب قابل قبولی خون را سیال نیوتنی فرض کرد [۳ و ۴]. از این رو در مطالعاتی که قبل از این انجام شده است مشخص شد که در حلقه‌ی ویلیس نرخ تنش برشی سیال زیر این مقدار است و به همین علت در این طرح سیال نیوتنی فرض شده است. مقدار چگالی و لزجت سیال به ترتیب 1050 kg/m^3 و $0.0348 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^2}$ در نظر گرفته شد. همچنین خون به عنوان سیالی تراکم ناپذیر فرض شده است [۱۳]. دیواره‌ی رگ در واقع خاصیت هایپر الاستیک دارد [۱۴]. بر همین اساس در این طرح در جهت اعمال نوآوری خواص مکانیکی دیواره‌ی رگ، هایپر الاستیک در نظر گرفته شده است. در مطالعات پیشین در حلقه‌ی ویلیس، تمام مفروضات روی دیواره‌ی رگ الاستیک و یا صلب در نظر گرفته شده است. در این پژوهش، مدل هایپر الاستیک مونی ریولین در نظر گرفته شده است [۱۶]. نمودار انرژی کرنشی در مدل مونی ریولین برای چرخه‌ی ویلیس به صورت شکل (۶) است که با داده‌های گزارش شده پیشین [۱۶] در محیط آدینا برازش شده است.

با توجه به اینکه در مسئله سه ورودی (BA, LICA, RICA) وجود داشت و هر کدام از اندازه‌ی قطرها با دوتای دیگر متفاوت بود و همچنین با توجه به نبود داده‌های آزمایشگاهی برای نرخ سرعت جریان خون در ورودی هر رگ، از فشار به عنوان شرط ورودی جریان استفاده شد. این فشار، در واقع فشار پالسی در قلب یک انسان در حالت عادی است. به دلیل ناپایا بودن جریان و همچنین برای اطمینان از درستی جوابها، برای پنج سیکل فشار، حل جریان انجام شد (شکل ۶).

مسئله حل شده دارای هشت خروجی است. برای شرایط مرزی خروجی از شرط مرزی کشش آزاد استفاده شد. به دلیل عدم استفاده از شرط خودتنظیمی در رگ‌ها این شرط اعمال شد. خودتنظیمی به عنوان توانایی درونی یک عضو برای حفظ جریان خون ثابت با وجود تغییر در فشار پرفیوژن تعریف شده است. معادله‌ی نیروی کشش به صورت زیر است [۱۵]:

$$T = v \partial_{nn} u - p n \quad (7)$$

$$\nabla \cdot \dot{v} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \dot{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \dot{v} \dot{v} - \tau) = f^B \quad (2)$$

همچنین معادله‌ی تنش کلی ویژه سیال به صورت زیر است [۱۲]:

$$\tau = (-p + \lambda \nabla \cdot \dot{v}) I + 2\mu e \quad (3)$$

که e تانسور نرخ کرنش است که معادله‌ی آن به صورت زیر است [۱۲]:

$$e = \frac{1}{2} (\nabla \dot{v} + \nabla \dot{v}^T) \quad (4)$$

برای حل جریان در حالت برهمکنش سیال و جامد، شرایطی برقرار می‌شود که به شرح زیر است [۱۲]:

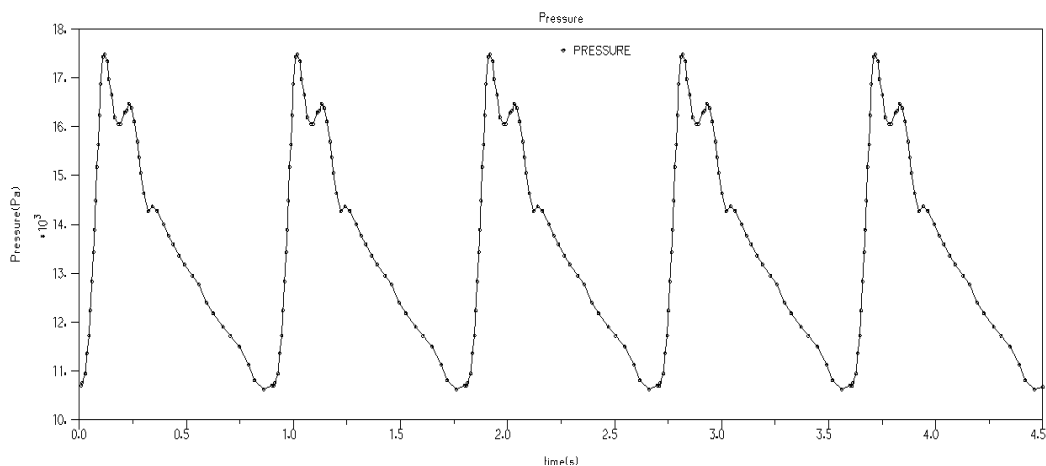
$$d_f = d_s \quad (5)$$

در معادله‌ی (۵) مقدار جابجایی صفحه‌ی بین جامد و سیال برابر قرار داده شده است. شرط دیگر برای حل برهمکنش سیال و جامد به صورت زیر است [۱۲]:

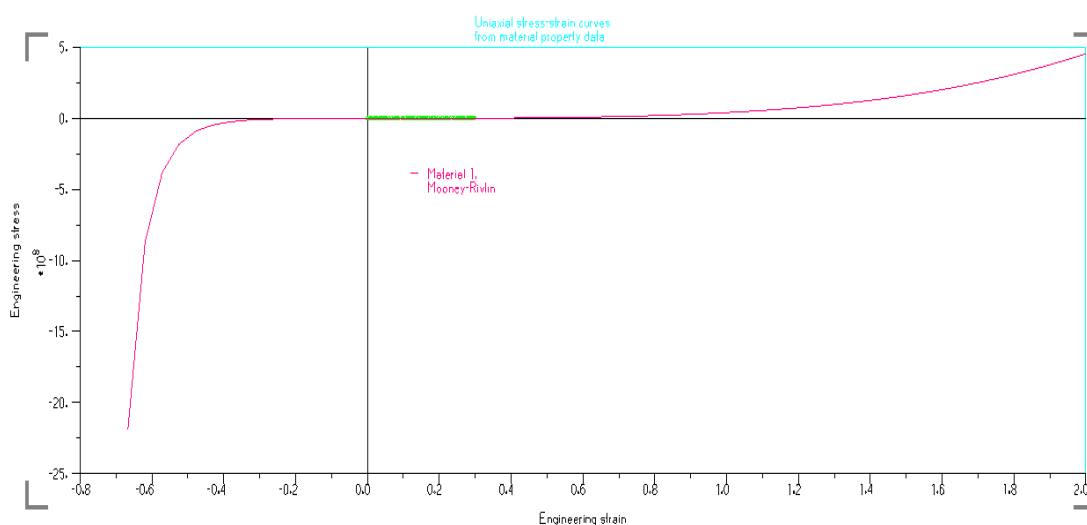
$$n \cdot \tau_f = n \cdot \tau_s \quad (6)$$

در معادله‌ی (۶) تنش در جهت عمود بر دیواره بین سیال و جامد هم در سیال و هم در جامد برابر گرفته شده است. از این رو شرایط اولیه معادلات برهمکنش سیال و جامد برقرار می‌شود.

با وارد کردن هندسه سیال در برنامه آدینا مفروضات برای آماده‌سازی حل جریان تعیین شد. ابتدا برای حل جریان و جفت کردن سیال و جامد از حل گر تنک استفاده شد. نوع حل، تکراری در نظر گرفته شد (به علت حجم بالای محاسبات از روش مستقیم استفاده نشد). در حل بازه‌ی زمانی برای سیال، ۳۰۰ تکرار و برای حل برهمکنش سیال و جامد، در هر بازه‌ی زمانی، ۲۵۰ تکرار اعمال شد. همچنین، پس از وارد کردن هندسه‌ی جامد (دیواره‌ی رگ) ۳۰۰ تکرار برای حل جامد در نظر گرفته شد. برای حل جامد از روش پویای ضمنی استفاده شد و در نهایت هندسه مسئله برای حل جریان آماده شد. هم‌زمان با بررسی استقلال حل محاسباتی از شبکه، گام زمانی مورد استفاده برای حل جریان به دست آمد. با استفاده از گام زمان به اندازه‌ی 0.01 s در 450 گام زمانی (در مجموع 4.5 s)، حل جریان همگرا شد. در این تحقیق، پنج دوره‌ی تناوب برای حل جریان استفاده شد که در جهت اطمینان از درستی



شکل ۵- شرط مرزی ورودی. فشار در پنج سیکل برای حل جریان استفاده شد



شکل ۶- نمودار انرژی کرنشی در مدل مونی ریولین، استفاده شده برای حل هایپرالاستیک

در حلقه‌ی ویلیس در دو زمان سیستمول (مقدار بیشینه‌ی فشار که در زمان ۳/۷۱ ثانیه اتفاق می‌افتد) و دیاستول (مقدار کمینه‌ی فشار که در زمان ۴/۴۶ ثانیه اتفاق می‌افتد)، در شکل‌های ۷ و ۸ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که فشارخون در ورودی رگ‌های ICA با توجه به فشارخون خروجی قلب نزدیک به ۴۵۰۰ پاسکال افت می‌کند. به عبارت دیگر، تفاوت بین فشار خروجی از قلب و ورودی به شاخه ICA ۴۵۰۰ پاسکال می‌باشد.

۳-۲- بررسی تنش برشی در دیواره

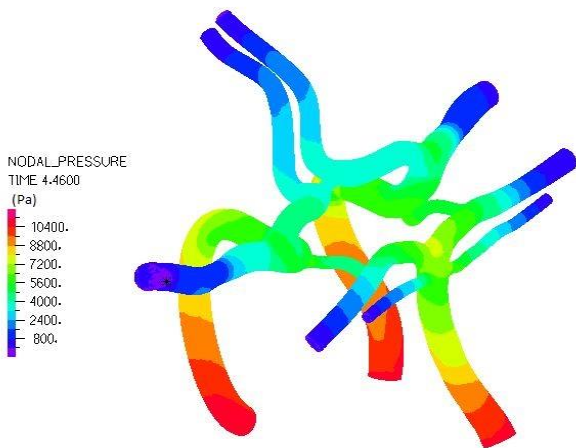
با بررسی نتایج به دست آمده در زمان سیستمول برای تنش برشی (شکل ۹)، مشخص شد که مقادیر تنش برشی در زمان سیستمول نسبت به دیاستول به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر است. با بررسی نتایج کانتور تنش برشی در زمان دیاستول، مشاهده می‌شود که مقدار بیشینه‌ی تنش برشی

که در آن T نیروی کشش، v لزجت دینامیکی، u سرعت و p فشار است. با صفر در نظر گرفتن T در معادله‌ی بالا تنش عمود بر سطح در خروجی برابر با فشار خروجی می‌شود. همان‌طور دلیل دیگر برای استفاده از این شرط مرزی برای خروجی‌ها، مطالعه‌ی لیو جو در سال ۲۰۰۹ بود [۱۵]. وی با استفاده از تمامی شروط مرزی مطرح شده و مقایسه آن‌ها با داده‌های آزمایشگاهی، متوجه شد که شرط کشش آزاد، برای چندشاخگی‌ها، جواب‌های دقیق‌تری نسبت به شروط مرزی دیگر می‌دهد. برای دیواره و در جهت حرکت نکردن مدل در حین حل اجزای محدود مساله، در هر ورودی مدل، یک نقطه ثابت در نظر گرفته شده است.

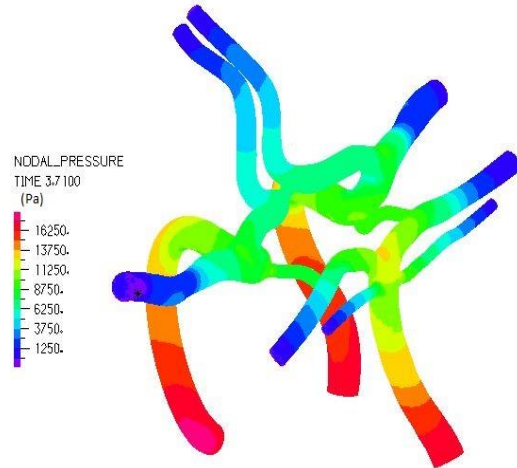
۳- نتایج و بحث

۳-۱- بررسی فشار خون

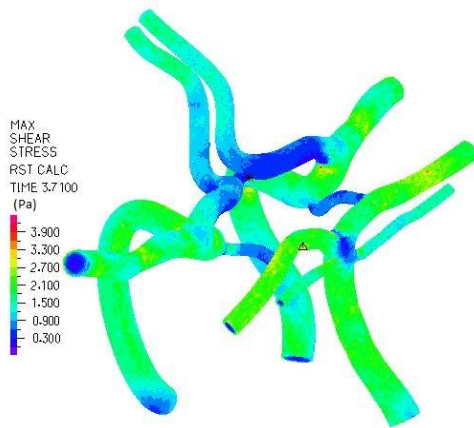
بر اساس نتایج به دست آمده از این مطالعه، فشار بررسی شده



شکل ۸- کانتور فشارخون در حالت دیاستول



شکل ۷- کانتور فشارخون در زمان سیستول

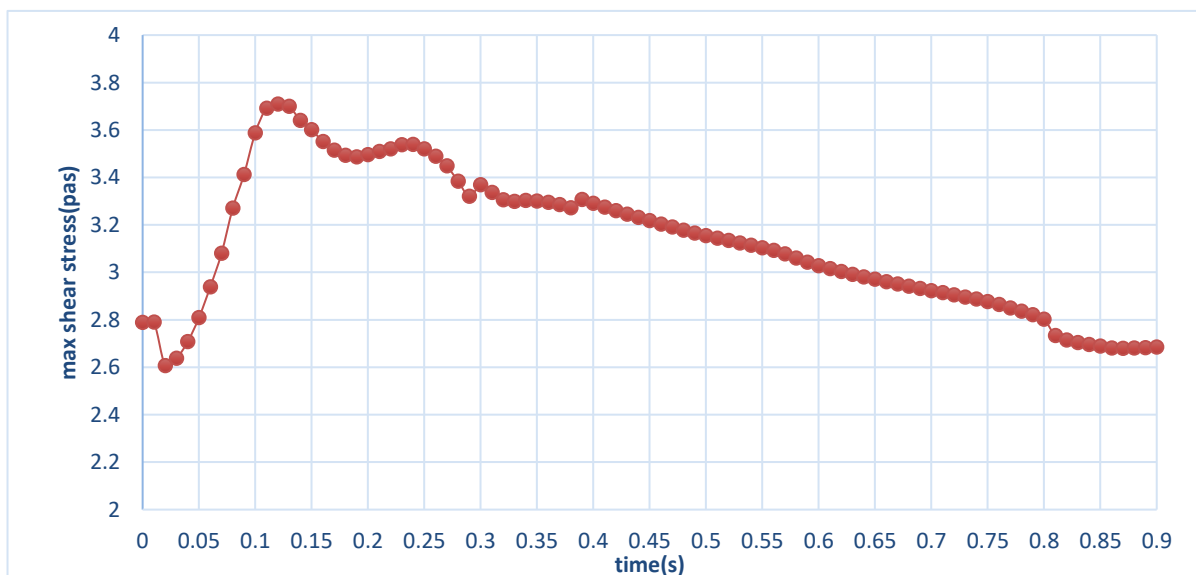


شکل ۹- کانتور تنش برشی بر روی دیواره در زمان سیستول

در رگ PCA اتفاق می‌افتد و مقدار تنش برشی بر روی ابتدای رگ‌های ACA کمینه است (شکل ۱۰ و ۱۱).

۳-۳- بررسی کشیدگی

نتایج کشیدگی دیواره رگ در زمان سیستول و دیاستول مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به کانتورهای به دست آمده از کشیدگی در جهات XX مشخص شد که تغییرات از حالت دیاستول به سیستول در حالت هایپر الاستیک فارغ از جهت افزایش می‌یابند. بنابراین با تغییر حالت از دیاستول به سیستول به طور کلی کشیدگی‌های اصلی افزایش پیدا می‌کنند (شکل ۱۲ و ۱۳).



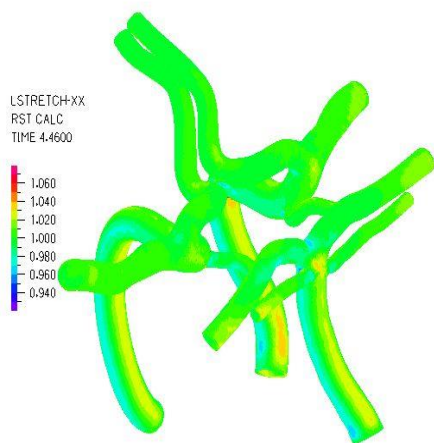
شکل ۱۰- مقادیر تنش برشی ماکسیمم در رگ PCA روی دیواره در طول زمان یک سیکل

پروفایل سرعت مورد مطالعه قرار گرفت. مقایسه سرعت با مطالعه‌ی مور و همکاران [۵] و همچنین کیم و همکاران

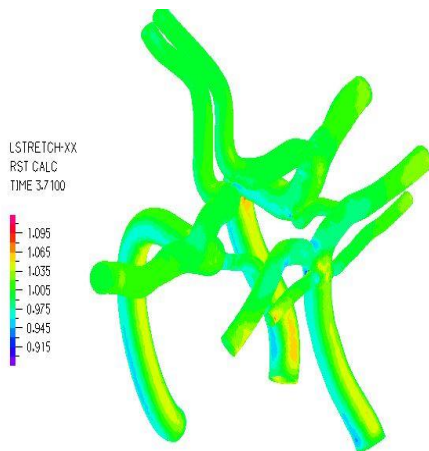
۳-۴- تغییر مقایسه نتایج با پژوهشهای پیشین بعد از حل جریان برای مقایسه‌ی نتایج با مطالعات پیشین،

عمومی شریان‌های عمومی چرخه ویلیس با نتایج بدست آمده مشابهت زیادی دارد.

ریموند و همکاران [۲۰] در مطالعه خود بر روی پارامترهای همودینامیکی و توزیع جریان در چرخه ویلیس بیشترین مقدار تنش برشی را ۱۰ پاسکال بر روی مدل بیمار خاص خود یافت که نتایج به دست آمده در این طرح نشان می‌دهد که تنش برشی ماکسیمم از این مقدار کمتر می‌باشد.



شکل ۱۲- کشیدگی در جهت XX روی دیواره در حالت دیاستول

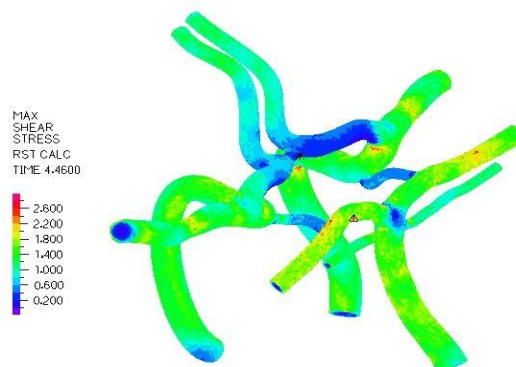


شکل ۱۳- کشیدگی در جهت XX روی دیواره در حالت سیستول

4- نتیجه‌گیری

در این مطالعه از روش برهمکنش سیال و سازه برای بررسی جریان خون در حلقه‌ی ویلیس یک فرد سالم ۲۵ ساله استفاده شده است. در رگ‌های PCA و همچنین ACA، که دارای قطر کوچک‌تری نسبت به رگ‌های BA و MCA هستند، بیشترین تنش برشی بر روی دیواره اتفاق می‌افتد. همچنین در محل انشعاب رگ‌های BA و PCA کمترین تنش برشی رخ می‌دهد. همچنین به دلیل شدت دبی پایین در رگ‌های PCoA تنش برشی کاهش می‌یابد. با توجه به

[۴] انجام شد. با توجه به مقایسه کانتور سرعت به دست آمده در زمان سیستول، نتایج به دست آمده در دو جریان مختلف، مشخص شد که سرعت در شاخه BA و PCA حداکثر است. همچنین در شاخه‌ی ICA در دو مطالعه، حداقل سرعت وجود دارد. از آنجا که مرتبه‌ی سرعت برای هر دو مطالعه یکسان است، می‌توان نتیجه گرفت که هر دو مطالعه از تطابق قابل قبولی برخوردار هستند. لازم به ذکر است که تفاوت مقدار سرعت در دو مدل می‌تواند به دو علت باشد: ۱- هندسه هر دو شکل باهم متفاوت است؛ ۲- در این طرح دو رگ SCA نیز به حلقه‌ی ویلیس اضافه شده که در مطالعه‌ی کیم و همکاران [۴] از این دو رگ صرف نظر شده است. در رگ‌های PCA و همچنین ACA که دارای قطر کوچک‌تری نسبت به رگ‌های BA و MCA هستند، بیشترین تنش برشی بر روی دیواره اتفاق می‌افتد. همچنین در محل انشعاب رگ‌های BA و PCA کمترین تنش برشی رخ می‌دهد. از طرفی دیگر به دلیل شدت دبی پایین در رگ‌های PCoA تنش برشی کاهش می‌یابد. از آنجا که شرایط مرزی در خروجی دو مطالعه با یکدیگر متفاوت است، بدین معنی که در مطالعه‌ی حاضر شرط مرزی کشش آزاد استفاده شد. اما، در مطالعه‌ی کیم و همکاران [۴] که از شرط مرزی مقاومت‌های الکتریکی استفاده شده است، تنش برشی متناظر در خروجی‌ها متفاوت است. همچنین مطالعات گذشته [۱۷] نشان می‌دهد که حل برهمکنش سازه و سیال برای عروق جواب‌های نزدیک‌تری با داده‌های تجربی دارند. از این رو با در نظر گرفتن این نوع حل در این مطالعه پیش‌بینی می‌شود که نتایج نزدیک‌تر به واقعیت به دست بیاید.



شکل ۱۱- کانتور تنش برشی بر روی دیواره در زمان دیاستول با مقایسه نتایج بدست آمده با کار ژو و همکاران [۱۹] در نرخ جریان مشخص شد پارامتر نرخ جریان برای وضعیت

می‌شود. همچنین اعمال شرط خودتنظیمی برای جریان داخل رگ نیز مطلوب است. نتایج حاصل از این تحقیق می‌تواند در تشخیص نواحی در معرض خطر عروق مغزی و شناخت سازوکارهای ایجاد و توسعه بیماری‌های شایع عروقی با اهمیت باشد.

اینکه نرخ تولید مواد بیو شیمیایی رابطه‌ی مستقیمی با تنش برشی دارد [۱۸]، پیش‌بینی می‌شود که در رگ‌های PCA و ACA واکنش‌های شیمیایی بیشتر از دیگر رگ‌هاست. جهت پژوهش‌های آتی، استفاده از سیال غیر نیوتنی، استفاده از شرط مرزی سرعت برای ورودی، برگرفته از داده‌های آزمایشگاهی بجای فشارخون و اعمال شرط مرزی از نوع مقاومت الکتریکی برای خروجی‌ها پیشنهاد

مراجع

- [1] J. Cebal, P. Lohner, J. Yim, and J. Burgess, "Blood flow predictions during neuro-surgery and carotid artery stenting", *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 3, 2001, pp. 1-12.
- [2] J. Cebal, R. Lohner, P. L. Choyke, and P. J. Yim, "Parallel patient-specific computational haemodynamics", *Lecture notes in computer science*, 2002, pp. 18-34.
- [3] J. R. Cebal, M. A. Castro, O. Soto, R. Löhner, and N. Alperin, "Blood-flow models of the circle of Willis from magnetic resonance data", *Journal of Engineering Mathematics*, Vol. 47, 2003, pp. 369-386.
- [4] C. S. Kim, C. Kiris, D. Kwak, and T. David, "Numerical simulation of local blood flow in the carotid and cerebral arteries under altered gravity", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 128, 2006, pp. 194-202.
- [6] S. Moore, T. David, J. Chase, J. Arnold, and J. Fink, "3D models of blood flow in the cerebral vasculature", *Journal of biomechanics*, Vol. 39, 2006, pp. 1454-1463.
- [7] G. J. Siegel, R. Albers, S. Brady, and D. Price, "Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular, and Medical Aspects", *American journal of neuroradiology*, Vol. 27, 2006, p. 465.
- [8] D. A. Steinman, Y. Hoi, P. Fahy, L. Morris, M. T. Walsh, N. Aristokleous, et al., "Variability of computational fluid dynamics solutions for pressure and flow in a giant aneurysm: the ASME 2012 Summer Bioengineering Conference CFD Challenge", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 135, 2013, p. 021016.
- [9] F. Khodae, B. Vahidi, and N. Fatourae, "Analysis of mechanical parameters on the thromboembolism using a patient-specific computational model", *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, Vol. 15, 2016, pp. 1295-1305.
- [10] J. Alastruey, K. Parker, J. Peiró, S. Byrd, and S. Sherwin, "Modelling the circle of Willis to assess the effects of anatomical variations and occlusions on cerebral flows", *Journal of biomechanics*, Vol. 40, 2007, pp. 1794-1805.
- [11] D. Ivanov, A. Dol, O. Pavlova, and A. Aristambekova, "Modeling of human circle of Willis with and without aneurysms", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 16, 2014, pp. 121-129.
- [12] P. Berg, D. Stucht, G. Janiga, O. Beuing, O. Speck, and D. Thévenin, "Cerebral blood flow in a healthy Circle of Willis and two intracranial aneurysms: computational fluid dynamics versus four-dimensional phase-contrast magnetic resonance imaging", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 136, 2014, p. 041003.
- [13] K. Bathe, "ADINA Theory and Modeling Guide", pp. 82-111, Watertown, ADINA R&D Inc, 2002.
- [14] A. Valencia, H. Figueroa, R. Rivera, and E. Bravo, "Sensitivity analysis of fluid structure interaction in a cerebral aneurysm model to wall thickness and elastic modulus", *Advances and Applications in Fluid Mechanics*, Vol. 12, No. 1, 2012, pp.49-66.
- [15] A. Valencia, P. Burdiles, M. Ignat, J. Mura, E. Bravo, R. Rivera, et al., "Fluid structural analysis of human cerebral aneurysm using their own wall mechanical properties", *Computational and mathematical methods in medicine*, Vol. 2013, 2013, pp.1-18.

[16] J. Liu, "Open and traction boundary conditions for the incompressible Navier–Stokes equations", *Journal of Computational Physics*, Vol. 228, 2009, pp. 7250-7267.

[17] Gasser, T. Christian, Ray W. Ogden, and Gerhard A. Holzapfel. "Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations", *Journal of the royal society interface*, Vol. 3, No. 6, 2006, pp. 15-35.

[18] Hsu, Ming-Chen, and Yuri Bazilevs. "Blood vessel tissue prestress modeling for vascular fluid–structure interaction simulation", *Finite Elements in Analysis and Design*, Vol. 47, No. 6, 2011, pp. 593-599.

[19] Plata, A. M., S. J. Sherwin, and R. Krams. "Endothelial nitric oxide production and transport in flow chambers: the importance of convection", *Annals of biomedical engineering*, Vol. 38, No. 9, 2010, pp. 2805-2816.

[20] Zhu, Guangyu, et al. "The role of the circle of Willis in internal carotid artery stenosis and anatomical variations: a computational study based on a patient-specific three-dimensional model", *Biomedical engineering online*, Vol. 14, No. 1, 2015, p. 107.

[21] Nam, Seong-Won, et al. "Evaluation of aneurysm-associated wall shear stress related to morphological variations of circle of Willis using a microfluidic device", *Journal of biomechanics*, Vol. 48, No. 2, 2015, pp. 348-353.

[۲۲] غلامعلی شفابخش، حسین نادریپور و مانا معتمدی، "مدل سازی پاسخ بهینه روسازی آسفالتی به کمک روش اجزای محدود"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۴، شماره ۴۷، زمستان ۱۳۹۵، صفحه ۳۳-۴۰.

[۲۳] محمد حاجی عزیزی، محمود رحمانی و نجف بیگلری، "تحلیل اجزای محدود سدهای زیرزمینی و نکات مهم در طراحی و اجزای آنها-مطالعه موردی سد زیرزمینی آبخوری در استان سمنان"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۲، شماره ۳۸، پاییز ۱۳۹۳، صفحه ۱۵۳-۱۶۵.

[۲۴] غلامعلی شفابخش و احمد مهرابی، "تحلیل عددی روسازی انعطاف پذیر به روش میکروسازه‌ای"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۳، شماره ۴۰، بهار ۱۳۹۴، صفحه ۵۹-۶۷.

[۲۵] اسماعیل رحیم پور، بهمن وحیدی و زهرا ملاحسینی، "بررسی عددی رفتار کرنش سختی سلول‌های بنیادی مزنشیمال بر روی بسترهای الاستیک"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۶، شماره ۵۵، زمستان ۱۳۹۷، صفحه ۳۵۱-۳۵۹.