

بررسی جریان خون در آنوریسم مغزی بیمار با استفاده از تصاویر پزشکی

چکیده

دریافت: ۱۳۹۸/۰۲/۰۷ ویرایش: ۱۳۹۸/۰۲/۱۴ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۹/۲۰ آنلاین: ۱۳۹۸/۰۹/۳۰

رضا عبداللهی^۱

بهمن وحیدی^{*۱}

محمد کریمی^۳

۱- گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۲- گروه مهندسی پزشکی، مرکز تحقیقات بیمارستان شوم، دانشگاه مونتreal، مونتreal، کانادا.
۳- گروه جراحی مغز و اعصاب، بیمارستان میلاد، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

زمینه و هدف: آنوریسم مغزی موجب خونریزی درون‌جمجمه‌ای می‌شود که در نهایت می‌تواند به نقص عضو و یا مرگ بیمار بیانجامد. به همین دلیل، تحلیل بیماری و علل و خطرات ایجاد شده توسط آن از منظر بیومکانیکی اهمیت زیادی دارد. پژوهش کنونی با هدف شناخت خطر رشد و پارگی آنوریسم مغزی یک بیمار صورت پذیرفت. **روش بررسی:** نوع مطالعه، شبیه‌سازی محاسباتی، زمان مطالعه از آذر ۱۳۹۵ تا شهریور ۱۳۹۷ در دانشگاه تهران است. در پژوهش کنونی، با هدف بررسی آنوریسم مغزی بیمار خاص، از روش برهمکنش سیال-ساختار استفاده شد. همچنین، با در نظر گرفتن سرعت سیستول به‌عنوان شرایط اولیه مساله، دامنه سیال خون در سه مدل سیال (نیوتنی (Newtonian)، غیرنیوتنی کارو (Non-Newtonian Carreau) و پاورلا (Non-Newtonian power-law)) حل شد. سپس نتایج فشار بر روی دیواره برای حل به ANSYS software, version 15.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) انتقال یافت و براساس سه مدل (الاستیک خطی، هایپرالاستیک نئوهوکین و مونی-ریولین ۵ پارامتری) حل شد. **یافته‌ها:** تنش برشی، فشار، سرعت جریان، جابه‌جایی دیواره و تنش فون میز (von-Mises stress) استخراج شد. با توجه به نتایج، دیواره به‌طور متوسط ۱/۸ mm جابه‌جا شد. همچنین، در میزان جابه‌جایی دیواره شریان با جنس دیواره ثابت و مدل مادی متفاوت برای خون، تفاوت چندانی مشاهده نشد. اما در صورت در نظر گرفتن مدل خون ثابت و جنس دیواره متفاوت در اندازه جابه‌جایی، تفاوت چشمگیری مشاهده شد. **نتیجه‌گیری:** با توجه به میزان جابه‌جایی دیواره آنوریسم در این بیمار با هندسه و محل آنوریسم خاص، بافت اعصاب ۳ و ۶ مغز تحت فشار قرار گرفته و در معرض آسیب بود. کمترین تنش برشی نیز در نزدیک کردن آنوریسم بود که موجب تحریک سلول اندوتلیال در همین ناحیه آنوریسم می‌گردید.

کلمات کلیدی: گردش خون مغزی، شبیه‌سازی رایانه‌ای، تشخیص زودرس، همودینامیک، آنوریسم درون‌جمجمه‌ای.

* نویسنده مسئول: تهران، خیابان کارگر شمالی، دانشگاه تهران، دانشکده علوم و فنون نوین.
کدپستی: ۱۴۳۹۹۵۷۱۳۱ | تلفن: ۰۲۱-۸۶۰۹۳۰۲۱
E-mail: bahman.vahidi@ut.ac.ir

مقدمه

عروقی تا ۶۰٪ افزایش می‌یابد.^۱ رفتار جریان خون مغزی نقش کلیدی در تشخیص و درمان بیماری‌های شریان مغزی ایفا می‌کند. ۱۵٪ از حجم خون خروجی از قلب و ۲۵٪ از اکسیژن مصرفی بدن در مغز مصرف می‌شود که از اهمیت بالای بررسی بیماری‌های عروق مغزی حکایت دارد. پارامترهای همودینامیکی مختلفی به‌عنوان عامل اصلی در پیدایش و پیشرفت بیماری‌های عروقی پیشنهاد شده‌اند. از این رو دانستن پارامترهای همودینامیکی به پزشکان در درک بهتر رشد و پارگی آنوریسم برای

یکی از مهمترین عامل‌های مرگ‌ومیر، به‌ویژه در کشورهای توسعه‌یافته، بیماری‌های قلبی-عروقی می‌باشد. آمار به‌دست‌آمده حاکی از آن است که این بیماری‌ها ۴۹٪ علت مرگ در اروپا (۴۳٪ زنان و ۵۷٪ مردان) و ۳۸٪ در آمریکا را تشکیل می‌دهند. در صورت بررسی مستقیم و غیرمستقیم، آمار مرگ‌ومیر ناشی از بیماری‌های قلبی -

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho_f \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \nabla \cdot (\mathbf{u} \otimes \mathbf{u}) \right) = -\nabla p + \eta \nabla^2 \mathbf{u} = k \dot{\gamma}^{(n-1)} \quad (2)$$

که ρ_f ، \mathbf{u} و η به ترتیب فشار، چگالی، سرعت و لزجت سیال است. خون در واقع سیالی غیرنیوتنی است ولی در رگ‌های با قطر بزرگ‌تر از ۰/۱ mm، به دلیل کم بودن نرخ کرنش، رفتار شبه نیوتنی دارد.^۷ لزجت مدل نیوتنی برابر با ۰/۰۳۴۵ نیوتن ثانیه بر مترمربع در نظر گرفته شد.^۸ باین وجود، با توجه به ماهیت خون و رفتار آن که وابسته به نرخ کرنش برشی است، مدل‌های غیرنیوتنی نیز استفاده شد. مدل کارو خون پیش‌بینی می‌کند که لزجت با افزایش نرخ برش کاهش می‌یابد. مدل براساس معادله (۳) است:^۹

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) (1 + (\lambda \dot{\gamma})^2)^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (3)$$

در معادله (۳)، η_0 و η_{∞} نماد نرخ کرنش برشی پایین و بالا می‌باشند که مقادیر آن، به ترتیب، ۰/۰۵۶ و ۰/۰۳۴۵ نیوتن ثانیه بر مترمربع است. λ و n نیز پارامترهای کنترل اندازه ناحیه گذر با مقادیر، به ترتیب، ۳/۳۱۳ و ۰/۳۵۶ می‌باشند.^۸ مدل پاورلا در معادله (۴) آمده است:

$$\eta = k \dot{\gamma}^{(n-1)} \quad (4)$$

که n و k به عنوان ثابت‌های معادله پاورلا، به ترتیب، ۰/۰۱۴۸ و ۰/۷۷۵ می‌باشند.^{۱۰} از آنجاکه در مراحل بررسی بیمار، پارامترهای جریان مانند سرعت و فشار محاسبه نمی‌شود، از این رو، شرایط مرزی براساس نام و قطر شریان، براساس مطالعه Valencia و همکاران استخراج شد.^{۱۱}

دیواره شریان با سه خاصیت الاستیک خطی، مونی-ریولین تحلیل شده است که با استفاده از نرم‌افزار مکانیکال ANSYS software, version 15.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) شبیه‌سازی‌ها انجام شده است. نوع شبکه‌بندی مورد استفاده از نوع شبکه‌بندی پوسته است. مدل الاستیک خطی با فرض ایزوتریپیک، غیرقابل تراکم و یکنواخت در نظر گرفته شده است که مدول یانگ (Young's Modulus) از دو پارامتر اول مدل مونی-ریولین حاصل می‌شود. مدول الاستیک خطی برابر با ۱/۷۷۴۲ پاسکال است.^{۱۲} همچنین، برای چگالی دیواره و ضریب پواسون، به ترتیب مقادیر ۱۰۵۰ و ۰/۴۹ kg/m³ در نظر گرفته شد.^{۱۳}

مدل هایپرالاستیک براساس مدل مونی-ریولین برای پنج پارامتر به صورت معادله (۵) است^{۱۴} که مقادیر آن‌ها در جدول ۱ نشان داده شده است.^{۱۲} همچنین، معادله نئوهوکین براساس با معادله (۶) تعریف می‌شود.

$$\omega(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (5)$$

$$\omega(\lambda) = C_1(I_1 - 3) \quad (6)$$

پیش‌بینی روند درمان موثرتر، کمک می‌کند.^{۳،۲} شرایط مرزی جریان خروجی نیازمند توجه دقیق‌تری است. همچنین، امپدانس انتهایی عروق باید برای چندین خروجی فراهم شود. همین‌طور، تغییر شکل دیواره شریان براساس مکانوبیولوژی سلول و برهمکنش سیال ساختار گسترش پیدا کرده است.^۴ هدف از پژوهش کنونی تعیین اثر جریان نوسانی خون بر پارگی و رشد آنوریسم مغزی بیمار، شبیه‌سازی محاسباتی با استفاده از تصاویر سی‌تی‌آنتیوگرافی یک بیمار بود.

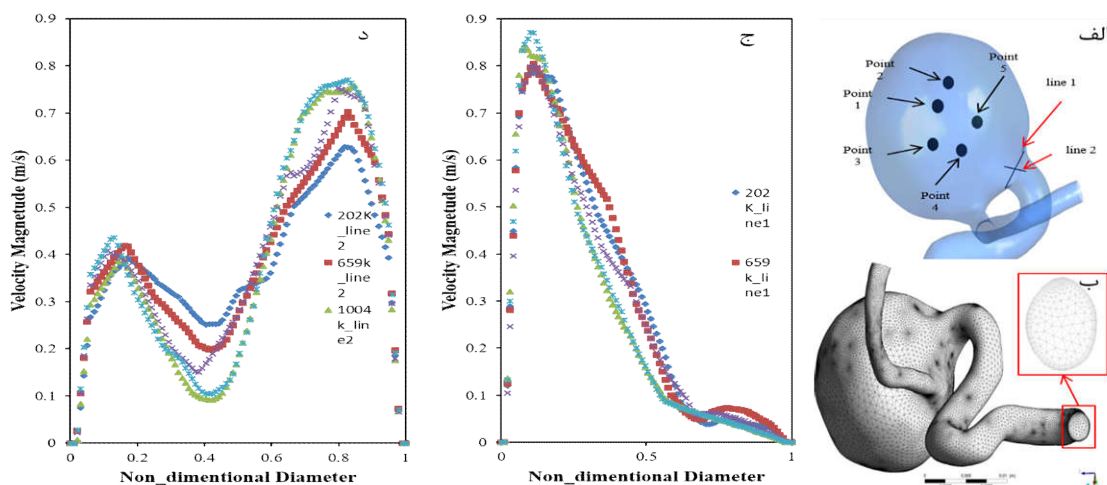
روش بررسی

نوع مطالعه، شبیه‌سازی محاسباتی، زمان مطالعه از آذر ۱۳۹۵ تا شهریور ۱۳۹۷ و مکان انجام مطالعه دانشگاه تهران بود. در این پژوهش، از بین ۶ نمونه تصاویر بیماران دارای آنوریسم مغزی که از مرکز تصویربرداری پزشکی توسکا در شهر تهران تهیه شد، هندسه بیمار خاص زن، ۵۶ ساله دارای آنوریسم حجم کیسه‌ای با ارتفاع آنوریسم ۱۶/۱۷ mm با قطر گردن ۱۰/۹۶ mm انتخاب شد که نسبت ابعاد آن (نسبت عمق به گردن آنوریسم) برابر با ۱/۴۷ بود. خواص دیواره رگ در سه حالت الاستیک خطی (Linear elastic)، هایپرالاستیک نئوهوکین (Neo-Hookean and hyperplastic) و مونی-ریولین ۵ پارامتری (5 parameters Mooney-Rivlin) و خواص خون با در نظر گرفتن سه مدل مادی نیوتنی (Newtonian)، غیرنیوتنی کارو (Non-Newtonian Carreau) و پاورلا (Non-Newtonian power-law) در شرایط سیستمول جریان خون درون شریان مغزی، مورد بررسی قرار گرفت که در کل، ۹ نتیجه‌ی مختلف به دست آمد.

تصاویر سی‌تی‌آنتیوگرافی دوبعدی به تعداد ۲۳۳ برش توسط MIMICS software, version 17 (Materialise, Leuven, Belgium) تبدیل به مدل سه‌بعدی شد. برای تحلیل برهمکنش سیال-ساختار، دیواره شریان به ضخامت ۰/۳ mm در نظر گرفته شد.^۵ همچنین، خون به صورت سیالی تراکم‌ناپذیر با چگالی ۱۰۵۰ kg/m³ در نظر گرفته شد.^۶ برای حل جریان سیال از معادلات ناویر-استوکس (Navier-Stokes equations) حاکم بر جریان تراکم‌ناپذیر استفاده شد (معادلات (۱) و (۲)).^۱ بیشترین عدد رینولدز (Reynolds number) براساس قطر ورودی و خروجی هندسه بیمار خاص به ترتیب حدود ۶۳۷ و ۴۹۶ است. بنابراین، جریان داخل هندسه بیمار خاص به طور کامل آرام است.

جدول ۱: مقادیر ضرایب مونی-ریولین و نئوهوکین^{۱۲}

ضرایب	C_{02} (MPa)	C_{04} (MPa)	C_{06} (MPa)	C_{08} (MPa)	C_{10} (MPa)	C_{12} (MPa)
مقادیر	۰/۳۸۴۸	-۰/۰۸۹۱	۰/۵۱۱۸	۰/۵۱۰۹	۰/۴۹۱۲	۰/۵۹۱۴



شکل ۱: الف) محل قرارگیری نقاط و خطوط مورد ارزیابی (ب) شبکه‌بندی ج و د) مقادیر سرعت در ۵ شبکه‌بندی مختلف در نقاط دو خط

محاسبات، پروفیل اندازه سرعت در ناحیه ورودی جریان به آنوریسم، در دو جهت عمود بر یکدیگر، در شکل ۱-ج و د، برای تمامی شبکه‌ها به نمایش درآمده است.

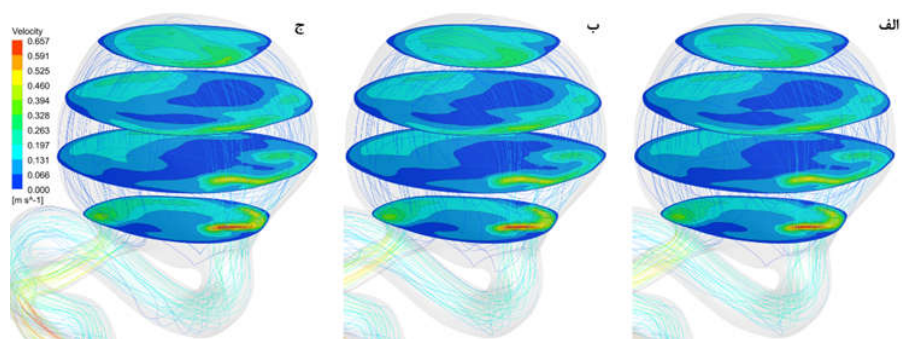
به علت اختلاف ناچیز بین نتایج حاصل از شبکه ۱۰۰۴۰۰۰ سلولی و باکیفیت‌ترین شبکه یعنی شبکه ۲۲۰۰۰۰۰ سلولی، به منظور کاهش هزینه محاسبات و صرفه‌جویی در حافظه ذخیره‌سازی، از شبکه ۱۰۰۴۰۰۰ سلولی استفاده و از خطای موجود صرف‌نظر شده است. برای دیواره جریان از شبکه‌بندی پوسته با تعداد ۹۸،۰۰۰ سلول استفاده شد که بیشترین مقادیر اندازه صفحه ۰/۱۴ mm است.

یافته‌ها

در شکل ۲، پروفیل سرعت در درون کیسه آنوریسمی در سه مدل

که I_1 و I_2 به ترتیب ثابت‌های کرنش اول و دوم تانسور تغییر شکل گرین-کوشی (Cauchy-Green deformation) و C_{10} ، C_{01} ، C_{11} ، C_{20} و C_{02} پنج ضریب ثابت معادله مونی-ریولین می‌باشند. همین‌طور C_{11} در معادله (۶)، ضریب ثابت معادله نئوهوکین می‌باشد.

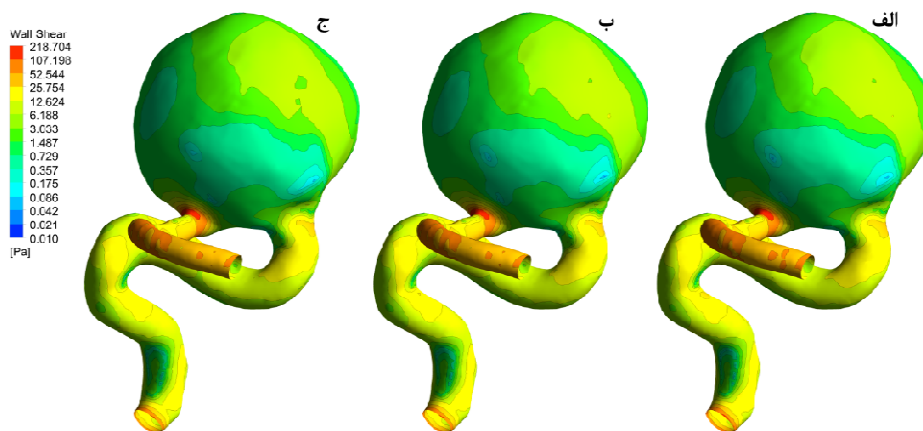
به منظور سنجش و اثبات عدم وابستگی حل به شبکه، شبکه مورد استفاده در محاسبات این پژوهش، با شبکه‌های مختلف بسیار با کیفیت شامل ۲۰۲۰۰۰، ۶۵۹۰۰۰، ۱۶۰۰۰۰ و ۲۲۰۰۰۰ (باکیفیت‌ترین شبکه) سلول از همان نوع، مورد مقایسه قرار گرفته است که به ترتیب با اندیس ۱، ۲، ۴ و ۵ و شبکه اصلی مورد استفاده در این پژوهش (۱۰۰۴۰۰۰ سلولی) با اندیس ۳ در نمایش رابطه‌ها استفاده شده است. موقعیت پنج نقطه مورد بررسی روی کیسه آنوریسمی در شکل ۱-الف به صورت دایره نمایش داده شده است. باکیفیت‌ترین شبکه در شکل ۱-ب نشان داده شده است. به منظور دقت بیشتر در سنجش تأثیر شبکه در



شکل ۲: خطوط جریان و کانتور سرعت در چهار صفحه موازی درون آنوریسم در سیال الف) پاورلا، ب) کارو و ج) نیوتنی



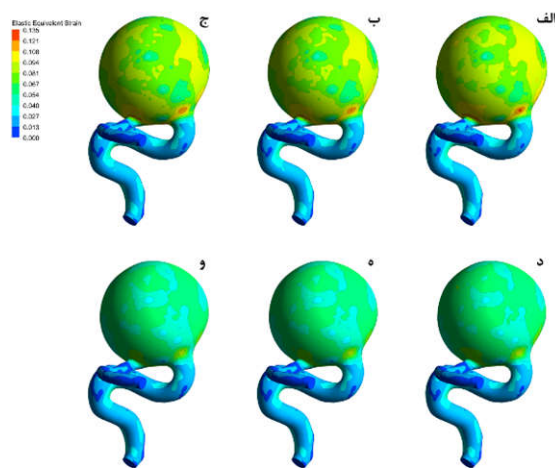
شکل ۳: توزیع فشار در چهار صفحه موازی درون آنوریسم در سیال الف) پاورلا، ب) کارو و ج) نیوتنی



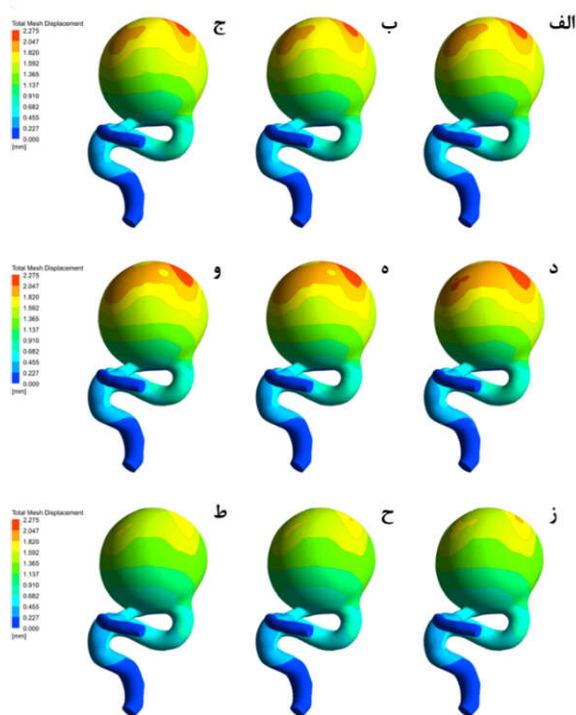
شکل ۴: توزیع تنش برشی بر روی دیواره شریان و آنوریسمی در سیال الف) پاورلا، ب) کارو و ج) نیوتنی

سیال نشان داده شده است. شکل ۳ و شکل ۴ به ترتیب نشان دهنده توزیع فشار در چهار صفحه موازی درون کیسه آنوریسمی و توزیع تنش برشی بر روی کل هندسه می‌باشند. تفاوت در این سه شکل برای سه پارامتر مربوطه به دست آمده که چندان چشمگیر نمی‌باشد. این تفاوت بین مدل‌های غیرنیوتنی با نیوتنی کمتر از ۱/۰٪ می‌باشد. میزان توزیع تنش برشی و پروفیل سرعت جریان درون آنوریسمی بسیار مشابه است که البته به دلیل سرعت پایین سیستولی است که در نظر گرفته شده است. با توجه به نحوه عملکرد لزجت خون در سرعت‌های پایین، لزجت آن بیشتر شده و به دنبال آن تاثیر بیشتری بر روی جریان خون و توزیع تنش برشی بر روی دیواره آنوریسم می‌گذارد. در مدل کارو، جریان در نزدیکی دیواره آنوریسم بیشتر از مرکز آنوریسم است. همین‌طور با توجه به هندسه، در مرکز آنوریسم احتمال رخ دادن گردابه وجود دارد. با در نظر گرفتن توزیع فشار در درون آنوریسم می‌توان گفت که مدل نیوتنی کمترین و پاورلا بیشترین فشار را ارائه می‌دهد، ولی این تفاوت به قدری است که قابل چشم‌پوشی می‌باشد و کمابیش کمتر از ۱/۰٪ است. در شکل ۵، کرنش الاستیک در دو مدل نئوهوکین و مونی-ریولین مشاهده می‌شود. بین مدل مونی-ریولین و نئوهوکین، کرنش در مدل نئوهوکین در محدوده بیشتری تغییر می‌کند ولی با توجه به خواص مونی-ریولین، با افزایش کرنش، سختی بافت هم افزایش می‌یابد (به دلیل وجود کلاژن در بافت دیواره شریان). بنابراین، مدل مونی-ریولین نزدیک‌ترین مدل به واقعیت است. ولی در کرنش‌های پایین تفاوت چندانی وجود ندارد که این مقدار به زیر ۳٪ می‌رسد. بنابراین، با توجه به میزان کرنش و جابه‌جایی، تفاوت بین مدل‌های مختلف سیال قابل چشم‌پوشی است، در حالی که مدل جامد تاثیر زیادی در این زمینه می‌گذارد. همین‌طور که در شکل ۶ مشهود است، بیشترین مقدار جابه‌جایی و کرنش در محل ورودی شریان به کیسه آنوریسمی و ورودی جریان از کیسه آنوریسمی به شریان مادر است.

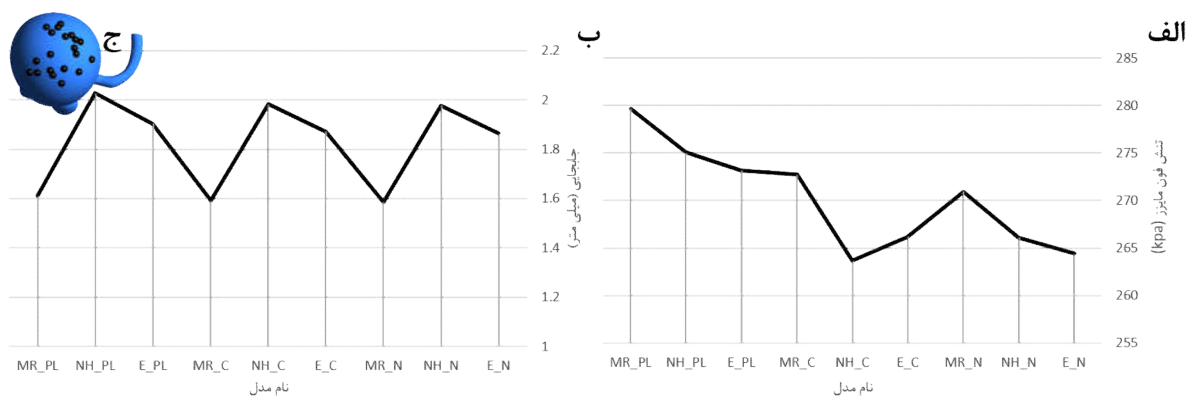
در شکل ۷، همان‌طور که مشاهده می‌گردد، در محور افقی قسمت اول هر اسم مربوط به جنس جامد که برای الاستیک خطی، هایپراالاستیک نئوهوکین و هایپراالاستیک مونی-ریولین ۵ پارامتر به ترتیب E، NH، MR، و قسمت دوم اسم مربوط نوع سیال که برای نیوتنی، غیرنیوتنی کارو، غیرنیوتنی پاورلا به ترتیب N، C، PL می‌باشد. در این نمودار داده‌های میانگین تنش فون میز (von-Mises stress)



شکل ۵: توزیع کرنش الاستیک در حل جامد نئوهوکین در حل سیال (الف) پاورلا، (ب) کارو، (ج) نیوتنی و حل جامد مونی‌ریولین در حل سیال (د) پاورلا، (ه) کارو و (و) نیوتنی



شکل ۶: توزیع جابه‌جایی بر روی دیواره آنوریسم و شریان در حل جامد الاستیک خطی در حل سیال (الف) پاورلا، (ب) کارو، (ج) نیوتنی و حل جامد نئوهوکین در حل سیال (د) پاورلا، (ه) کارو، (و) نیوتنی و حل جامد مونی‌ریولین در حل سیال (ز) پاورلا، (ح) کارو و (ط) نیوتنی



شکل ۷: نمودار میانگین مقادیر الف) تنش فون میز، ب) جابه‌جایی در بیست گره انتخابی گنبد آنوریسمی و ج) محل گره‌ها

برشی پایین در گردن آنوریسمی، احتمال رشد وجود دارد.^{۱۶} در پژوهش Torii و همکاران که با استفاده از روش برهمکنش سیال ساختار بر روی آنوریسم کار کرده است، نتایج با درصد کمی اختلاف مشابه این تحقیق حاصل شده است.^{۱۶} از آن‌جمله می‌توان به تفاوت بسیار زیاد تنش برشی دیواره بین شریان و کیسه آنوریسمی، مقادیر تنش برشی روی کیسه آنوریسمی و تفاوت الگوی توزیع تنش برشی بین دینامیک سیال محاسباتی و برهمکنش سیال ساختار اشاره نمود.

در پژوهش Müller و همکاران نیز فشار در خروجی صفر در نظر گرفته شده است.^{۱۷} به‌عنوان دلیل استفاده از این شرط مرزی خروجی، در دسترس نبودن داده‌های بیمار خاص اشاره شده است که مطالعه کنونی نیز با کمبود این اطلاعات مواجه بوده و از این شرط مرزی استفاده گردید. در این کار نشان داده شد که نتایج برای حل دینامیک سیال محاسباتی بین حل گذرا و حالت صلب تفاوتی ندارد که با نتایج به‌دست‌آمده در قسمت حل دینامیک سیال محاسباتی و برهمکنش سیال ساختار یک طرفه این پژوهش همخوانی دارد.

با توجه به داده‌های به‌دست‌آمده و پیشرفت روز افزون تجهیزات پزشکی می‌توان به پزشکان و جراحان در انتخاب نحوه درمان کمک به‌سزایی کرد. برای یافتن میزان آسیب پژوهش‌های بیشتری مورد نیاز است. نیاز اصلی، دسترسی به بانک داده‌های بزرگی از نوع تحلیل آنوریسم مغزی بیمار خاص است تا بتوان دلیل مکانیکی پارگی آنوریسم مغزی را یافت. در پژوهش‌های آتی می‌توان پارامترهای مکانیکی دیگری، مانند تنش برش میانگین زمانی و شاخص برش نوسانی که در خطر

جابه‌جایی دیواره در بیست گره در گنبد آنوریسمی برای نه مدل مختلف ارایه شده است. مدل سیال در جابه‌جایی دیواره تأثیر چشمگیری نداشته است. باین‌وجود، کمترین و بیشترین مقدار تنش فون میز به‌ترتیب در مدل نیوتنی، و غیرنیوتنی پاورلا به‌دست آمده است. به‌طور کلی می‌توان گفت که مدل سیال فقط در تنش فون میز دیواره تأثیر دارد و مدل جامد، هم در جابه‌جایی و هم تنش فون میز تأثیرگذار است.

بحث

نتایج به‌دست‌آمده، در دو بخش سیال و جامد قابل ارایه است. در بخش سیال، در مرکز کیسه آنوریسمی گردابه تشکیل شده است. تأثیر گردابه بر روی رشد و یا پارگی آنوریسم امروزه به‌درستی شناخته شده نمی‌باشد ولی در مقالات گذشته به امکان تأثیر گذاشتن آن بر روی رشد و یا حتی پارگی آنوریسم اشاره شده است. همان‌طور که گفته شد، تنش برشی در مناطق نزدیک گردن از باقی نقاط آنوریسم کمتر است. این امر موجب تحریک سلول اندوتلیال برای تولید NO و ارسال آن به‌عنوان سیگنال شیمیایی به سلول ماهیچه نرم می‌شود که در نتیجه‌ی این نوع تحریک، سلول ماهیچه نرم تولید شده و دیواره منبسط می‌شود.^{۱۵} در بخش ساختار، با توجه به نحوه توزیع جابه‌جایی و مقایسه مدل مونی‌ریولین با الاستیک و نیوهوکن، مدل مونی‌ریولین به واقعیت نزدیک‌تر است. بیشترین جابه‌جایی در گنبد آنوریسمی رخ داده که نشان‌دهنده احتمال پارگی در این نقطه می‌باشد. همچنین، به‌دلیل تنش

پارگی دیواره آنوریسم مؤثر هستند مطالعه شود.

در این پژوهش محل آسیب رسانی به اعصاب ۳ و ۶ مغز بود. بیشترین مقدار جابه‌جایی رگ در سیکل قلبی در محل ورودی شریان به کیسه آنوریسمی و نیز ورودی جریان از کیسه آنوریسمی به شریان مادر بود. براساس نتایج گزارش‌شده، نواحی با جابه‌جایی دیواره بالا با

مکان پارگی معمول همخوانی دارد.

سپاسگزاری: این مقاله حاصل پایان‌نامه تحت عنوان "بررسی نیروهای همودینامیکی دخیل در پارگی آنوریسم مغزی بیمار خاص" در مقطع کارشناسی ارشد در سال ۱۳۹۶ و کد ۲۸۹۲۱/۰۶/۱۷ می‌باشد که با حمایت دانشگاه تهران انجام شده است.

References

- Rosamond W, Flegal K, Furie K, Go A, Greenlund K, Haase N, et al; American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart disease and stroke statistics: 2008 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 2008;117(4):e25-146.
- Hillen B, Gaasbeek T, Hoogstraten HW. A mathematical model of the flow in the posterior communicating arteries. *J Biomech* 1982;15(6):441-8.
- Takizawa K, Moorman C, Wright S, Purdue J, McPhail T, Chen PR, et al. Patient-specific arterial fluid-structure interaction modeling of cerebral aneurysms. *Int J Numer Methods Fluids* 2011;65(1-3):308-23.
- Figueroa CA, Baek S, Vignon-Clementel IE, Humphrey JD, Taylor CA. Towards patient-specific modeling I: hemodynamics in a growing aneurysm. In: Manduca A, Amini AA, editors. Medical Imaging 2006: Physiology, Function, and Structure from Medical Images. (Proceedings of the SPIE, 6143). Bellingham, WA: SPIE; 2006. P. 614300.
- Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar TE. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal conditions with high and normal blood pressures. *Comput Mech* 2006;38(4-5):482-90.
- Valencia A, Figueroa H, Rivera R, Bravo E. Sensitivity analysis of fluid structure interaction in a cerebral aneurysm model to wall thickness and elastic modulus. *Adv Appl Fluid Mech* 2012;12(1):49-66.
- Ku JP, Elkins CJ, Taylor CA. Comparison of CFD and MRI flow and velocities in an in vitro large artery bypass graft model. *Ann Biomed Eng* 2005;33(3):257-69.
- Cho YI, Kensey KR. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology* 1991;28(3-4):241-62.
- Bird RB, Armstrong RC, Hassager O. Dynamics of Polymeric Liquids, Volume 1: Fluid Mechanics. 2nd ed. New York, NY: John Wiley and Sons; 1987.
- Walburn FJ, Schneck DJ. A constitutive equation for whole human blood. *Biorheology* 1976;13(3):201-10.
- Valencia A, Ledermann D, Rivera R, Bravo E, Galvez M. Blood flow dynamics and fluid-structure interaction in patient-specific bifurcating cerebral aneurysms. *Int J Numer Methods Fluids* 2008;58(10):1081-100.
- Valencia A, Burdiles P, Ignat M, Mura J, Bravo E, Rivera R, Sordo J. Fluid structural analysis of human cerebral aneurysm using their own wall mechanical properties. *Comput Math Methods Med* 2013;2013:293128.
- Humphrey JD, Canham PB. Structure, mechanical properties, and mechanics of intracranial saccular aneurysms. *J Elasticity* 2000;61(1-3):49-81.
- Contente Montenegro AJ. Characterization of tensile-deformation of human brain aneurysm samples [thesis]. Chile: Department of Mechanical Engineering, University of Chile; 2015.
- Sommer G. Mechanical Properties of Healthy and Diseased Human Arteries. Graz, Austria: Graz University of Technology; 2008.
- Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar TE. Fluid-structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: significance of artery and aneurysm shapes. *Comput Methods Appl Mech Eng* 2009;198(45-46):3613-21.
- Müller JD, Jitsumura M, Müller-Kronast NH. Sensitivity of flow simulations in a cerebral aneurysm. *J Biomech* 2012;45(15):2539-48.

A patient-specific study of blood flow in a cerebral aneurysm using medical images

Reza Abdollahi M.Sc.^{1,2}
Bahman Vahidi Ph.D.^{1*}
Mohammad Karimi M.D.³

1- Department of Life Science Engineering, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran.
2- Department of Biomedical Engineering, Montreal University Hospital Center (CHUM), Montreal University, Montreal, Canada.
3- Department of Neurosurgery, Milad Hospital, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

* Corresponding author: Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, North Kargar St., Tehran, Iran.
Postal Code: 1439957131
Tel: +98-21-86093021
E-mail: bahman.vahidi@ut.ac.ir

Abstract

Received: 27 Apr. 2019 Revised: 04 May 2019 Accepted: 11 Dec. 2019 Available online: 21 Dec. 2019

Background: Cerebral aneurysm disease causes intracranial hemorrhage by rupturing, which can eventually, lead to organ failure or death. For this reason, it is important to anticipate the reasons for rupturing of a cerebral aneurysm from biomechanical point of view. Investigating this disease may even help the physicians to find treatments and predict the patient's situation. This research was conducted to understand risks of development and rupture of a patient-specific cerebral aneurysm.

Methods: In a computational simulation, fluid-structure interaction method has been used for a patient-specific case. Also, considering the speed of the systole as the initial condition of the problem, the blood fluid domain has been solved in three types of fluid mathematical models (Newtonian, non-Newtonian Carreau, and non-Newtonian power-law). Then, the pressure results on the wall have been transmitted to ANSYS software, version 15.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) and the structure has been solved based on three material models (linear elastic, hyperplastic Neo-Hookean and hyperplastic Mooney-Rivlin, with 5 parameters). The study was done in University of Tehran, Iran, from October 2016 to September 2018.

Results: Shear stress, pressure, flow velocity, wall displacement and von-Mises stress have been extracted from the simulations. The average wall displacement of the aneurysm was 1.8 mm. Also, no significant difference was found in the amount of arterial wall displacement, with constant wall material model and different blood models. However, a significant difference has been observed in the case of considering constant blood model and different wall material models in the value of displacement.

Conclusion: With regard to the amount of displacement of the aneurysm wall in this particular patient, with the geometry and location of the specific aneurysm, the brain nerves 3 and 6 were under stress and exposed to damage. The minimum shear stress was in the aneurysm neck, which stimulates the endothelial cells in the area of aneurysm. In addition, the blood model didn't had a significant effect on the displacement calculations, while the wall material model played a more decisive role.

Keywords: cerebrovascular circulation, computer simulation, early diagnosis, hemodynamics, intracranial aneurysm.