

مطالعه اجزاء محدود تأثیر پارامترهای هندسی آنوریسم رگ کرونری قلب بر تنش مکانیکی وارد بر دیواره آنوریسم

مهدی کاظمیان

حامد افراسیاب*

محمدهادی پاشایی

رمضانعلی جعفری تلوکلایی

دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

چکیده

علی‌رغم وجود گزارش‌های متعدد از بروز آنوریسم در رگ کرونری قلب، مطالعه ابعاد مختلف این عارضه کمتر مورد توجه قرار گرفته و مطالعه عارضه آنوریسم عمدتاً معطوف به سرخرگ شکمی گردیده است. بنابراین با توجه به خطر بالقوه پارگی آنوریسم رگ کرونری در اثر تنش‌های مکانیکی و عوارض جبران‌ناپذیر ناشی از آن، در این مقاله تأثیر پارامترهای هندسی آنوریسم مانند شعاع، طول و تقارن بر تنش وارد بر دیواره آنوریسم مورد تحقیق قرار گرفته است. به این منظور با بکارگیری شبیه‌سازی برهمکنش سیال-سازه در چارچوب روش اجزاء محدود، تنش وان میز ناشی از جریان ضربانی خون در دیواره آنوریسم محاسبه گردیده است. دقت مدل توسعه یافته با مقایسه نتایج حاصل برای یک مسأله محک با نتایج مراجع معتبر موجود ارزیابی شده است. نتایج حاصل نشان دادند تأثیر اندازه شعاعی آنوریسم بر تنش وارد بر دیواره آنوریسم بسیار بیشتر از تأثیر اندازه طولی آن است. ضمن اینکه افزایش شعاع آنوریسم یا کاهش طول آن سبب افزایش تنش بوجود آمده در دیواره می‌شود. عدم تقارن در شکل آنوریسم نیز افزایش تنش را به دنبال خواهد داشت. **واژه‌های کلیدی:** آنوریسم رگ کرونری قلب، برهمکنش سیال-سازه، روش اجزاء محدود، تنش مکانیکی.

A numerical study based on finite element method on the effect of geometrical parameters of the coronary artery aneurysm on the mechanical stress created on the aneurysm wall

M. Kazemian

Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

H. Afrasiab

Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

M. H. Pashaei

Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

R. A. Jafari-Talookolaei

Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

Abstract

While several articles have reported aneurysm occurrence in the coronary arteries, this kind of aneurysm has not been sufficiently studied in the literature, and most of the related studies have focused on the investigation on aneurysm in the abdominal aorta. Considering the potential risk of rupture in the coronary artery aneurysm due to mechanical stresses and its severe complications, the effect of the geometrical parameters of the aneurysm such as its radius, length and symmetry on the stress distribution on the aneurysm wall has been investigated in this paper. For this purpose, a fluid-structure interaction analysis has been performed in the framework of the finite element method to determine the von Mises stress on the aneurysm wall induced by pulsating blood flow. The accuracy of the developed model is evaluated by comparing its results with available data in the literature for a benchmark problem. It has been observed that the aneurysm radius has a more significant effect on the wall stress than its length. Furthermore, increasing the aneurysm radius or reducing its length will increase the maximum wall stress. Asymmetric aneurysm is subjected to higher stresses compared to the symmetric one.

Keywords: Coronary artery aneurysm, Fluid-structure interaction, Finite element method, Mechanical stress.

۱- مقدمه

تورم، باد کردن یا شکم دادن دیواره یک سرخرگ که قطر آن را بیشتر از یک و نیم برابر قطر اولیه افزایش دهد آنوریسم^۱ نامیده می‌شود [1]. این عارضه که عموماً سرخرگ شکمی یا سرخرگ‌های تغذیه کننده مغز، پاها یا دیواره قلب را متأثر می‌کند از شایع‌ترین

بیماری‌های دستگاه گردش خون به شمار رفته و هر ساله منجر به مرگ و میر و ناتوانی عده زیادی در سطح جهان می‌گردد [1, 2]. در این بیماری قسمتی از دیواره رگ به دلیل بالا بودن فشار خون و عوامل بالینی دیگر دچار ضعف شده و قطر آن نسبت به نواحی سالم مجاور افزایش می‌یابد [1, 2].

آنوریسم رگ کرونری اغلب بعد از حملات شدید قلبی که بخشی از ماهیچه قلب دچار مرگ شده رخ می‌دهد. احساس درد یا فشار در قفسه سینه، احساس درد در فک یا بازو و مشکلات تنفسی از جمله علائم این بیماری است. پارگی این آنوریسم بسیار خطرناک و کشنده

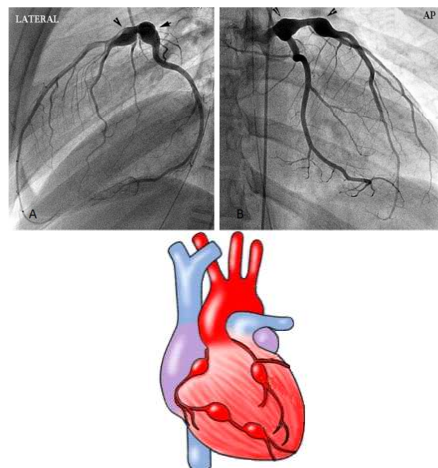
¹ aneurysm

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: afrasiab@nit.ac.ir

تاریخ دریافت: ۹۶/۱/۱۰

تاریخ پذیرش: ۹۷/۱/۲۹

بوده و باید قبل از پارگی، با انجام عمل قلب باز یا روش‌های درمانی دیگر از آن جلوگیری نمود [3, 4]. در شکل ۱ تصاویری از این عارضه در رگ کرونری قلب ارائه شده است.



شکل ۱- تصاویری از عارضه آنوریسم در رگ کرونری قلب

یکی از رایج‌ترین روش‌های ارزیابی خطر پارگی آنوریسم، اندازه‌گیری قطر آن است. البته این روش از دقت بالایی برخوردار نیست چرا که نقش بسیاری از عوامل بیومکانیکی که در رشد و پارگی آنوریسم دخیل هستند را لحاظ نمی‌کند. لذا اتخاذ روش‌های دقیق‌تر برای این منظور ضروری به نظر می‌رسد. یکی از روش‌های پیشنهادی در این حوزه، تخمین تنش بیشینه وارد بر بافت دیواره آنوریسم به عنوان شاخصی برای پیش‌بینی خطر پارگی است. نتایج پژوهش‌های اخیر نشان داده است که تنش‌های مکانیکی نقش بسزایی در شکل‌گیری، رشد و در نهایت پارگی آنوریسم دارند [5-8].

روش‌های عددی شبیه‌سازی برهمکنش سیال-جامد در بسیاری از مراجع برای مطالعه رفتار آنوریسم مورد استفاده قرار گرفته است. ایساکسن و همکارانش [9] با مقایسه داده‌های بالینی و نتایج شبیه‌سازی اجزاء محدود برهمکنش سیال-جامد، وقوع پارگی آنوریسم مغزی در نقاط دارای تنش بالا را تأیید کردند. اسکوتی و همکارانش [10] با بهره‌گیری از نرم‌افزار Ansys نقش عدم تقارن و ضخامت دیواره را بر تنش وارد بر دیواره آنوریسم شکمی^۱ بررسی نمودند. بازیلوز و همکارانش [11] یک فرمول‌بندی برهمکنش سیال-جامد هم‌هندسه^۲ برای کوپل جریان سیال تراکم‌ناپذیر و جامد الاستیک غیر خطی توسعه داده و از آن برای مدل‌سازی جریان خون در رگ و بررسی یک مورد خاص از آنوریسم شکمی بهره بردند. فریزر و همکارانش [6] با کوپل نرم‌افزارهای Fluent و ABAQUS شبیه‌سازی برهمکنش سیال-جامد را برای محاسبه تنش وان میزز بیشینه در آنوریسم شکمی به کار گرفتند. ژنوس و همکارانش [12] تأثیر زاویه قرارگیری رگ را بر خطر پارگی آنوریسم شکمی با کمک مدل‌سازی اجزاء محدود مطالعه کردند. وانگ و لی با بهره‌گیری از نرم‌افزار Ansys برای شبیه‌سازی برهمکنش سیال-جامد [13]، نقش لزجت خون را در رفتار آنوریسم شاهرگ

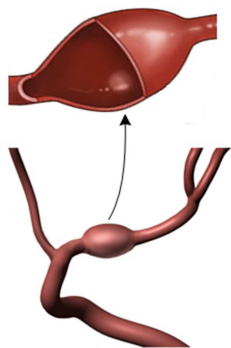
آنورت^۳ مورد بررسی قرار دارند. لی و همکارانش [14] تأثیر شکل آنوریسم، مدول الاستیک دیواره و فشار خون را بر خطر پارگی آنوریسم مغزی^۴ با کمک نرم‌افزار Ansys مطالعه کردند.

مروری بر این پژوهش‌ها و نیز مراجع مشابه مؤید این مطلب است که مطالعات مهندسی انجام شده عمدتاً بر آنوریسم مغزی، شکمی و آنورتی متمرکز شده‌اند. در حالیکه عارضه آنوریسم در رگ کرونری قلب بیشتر از منظر پزشکی و بالینی بررسی شده و مراجعی مانند [15] که با روش‌های مهندسی از جمله شبیه‌سازی عددی به آن پرداخته‌اند انگشت شمارند. اما با توجه به گزارش موارد متعدد مرگ ناشی از پارگی آنوریسم کرونری در مراجع مختلف مانند [16-18] و با عنایت به تفاوت شرایط هندسی و مرزی حاکم بر فیزیولوژی رگ کرونری با رگ‌های مغزی، شکمی و آنورتی، انجام پژوهش‌های مستقل برای درک بهتر رفتار و خطر پارگی آنوریسم رگ کرونری ضروری به نظر می‌رسد. از این رو در تحقیق حاضر با بهره‌گیری از شبیه‌سازی برهمکنش سیال-جامد، تأثیر پارامترهای هندسی آنوریسم بر تنش وان میزز^۵ در دیواره آنوریسم رگ کرونری قلب مورد بررسی قرار گرفته است. به این منظور از یک کد اجزاء محدود که در دانشگاه صنعتی شریف تهران توسعه یافته و پیش از این در مراجع [19, 20] معرفی گردیده استفاده شده است. مسأله برهمکنش سیال-سازه در این کد با رویکرد لاگرانژی-اولیری^۶ اختیاری^۷ و با استفاده از کوپل قوی بین نواحی سیال و سازه حل می‌شود. جزئیات روش مدل‌سازی در بخش بعدی تشریح شده است.

۲- روش مدل‌سازی

۲-۱- هندسه آنوریسم

آنوریسم عروق عموماً به یکی از دو شکل دوکی شکل^۸ یا کیسه‌ای شکل^۸ بروز می‌کند [4]. در این تحقیق، شکل دوکی شکل که نمایی از آن در شکل ۲ به نمایش در آمده مورد مطالعه قرار گرفته است.



شکل ۲- نمایی از آنوریسم دوکی شکل

³ aortic aneurysm

⁴ cerebral aneurysm

⁵ von Mises

⁶ arbitrary Lagrangian Eulerian

⁷ fusiform

⁸ saccular

¹ abdominal aneurysm

² isogeometric

الاستیک فرض شده و برای توصیف رابطه غیرخطی بین تنش و کرنش مدل نئو- هوکین مورد استفاده قرار گرفته است [23, 24]. مدول کشسانی دیواره $E=1500 \text{ kPa}$ و ضریب پواسون آن $\nu=0.495$ تعریف شده است [25].

علاوه بر معادلات فوق لازم است تعادل سینماتیکی و دینامیکی در مرز مشترک سیال- جامد برقرار باشد. به این منظور دو شرط مرزی زیر روی فصل مشترک اعمال گردیده است:

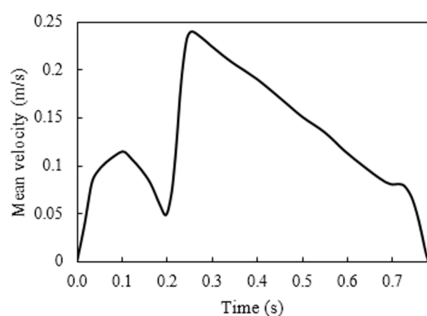
$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = \mathbf{v}^f \quad (4)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^s \cdot \mathbf{n} + \boldsymbol{\sigma}^f \cdot \mathbf{n} = 0 \quad (5)$$

در رابطه اخیر $\mathbf{n}$ بردار نرمال خروجی از مرز جامد است. جهت دستیابی به بالاترین دقت در شبیه‌سازی مسئله برهمکنش، حل‌های نواحی سیال و جامد با استفاده از الگوریتم کوپل قوی با تکرارهای متوالی به هم پیوند شده‌اند. در این الگوریتم بعد از حل هر ناحیه، شرایط مرزی داده شده در روابط (4) و (5) به هنگام شده و به ناحیه دوم اعمال می‌شوند. با حل ناحیه دوم شرایط مرزی مذکور مجدداً به هنگام شده و به ناحیه اول اعمال می‌گردند. این روند تکراری در هر گام زمانی تا رسیدن به همگرایی تکرار می‌گردد. جزئیات بیشتر در مورد الگوریتم بکار رفته در مراجع [19, 20] قابل دسترسی است. در ورودی رگ، پروفیل سهموی زیر برای سرعت جریان خون ورودی تعریف شده است:

$$v(r, t) = 2\bar{U}(t) \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad (6)$$

$\bar{U}$ در این رابطه سرعت متوسط جریان ضربانی خون است که در طول یک سیکل قلبی-عروقی مطابق با نمودار شکل ۴ تغییر می‌کند [26].



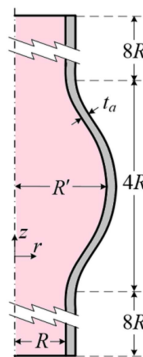
شکل ۴- سرعت متوسط ورودی به رگ کرونری

برای گسسته‌سازی معادلات ناویر استوکس حاکم بر جریان سیال از روش خلاف جهت باد پتروف گالرکین^۱ و برای گسسته‌سازی جامد الاستیک از روش گالرکین استاندارد^۲ بهره گرفته شد. با انجام آزمون استقلال از شبکه مطابق با جدول ۱، به ترتیب تعداد ۱۲۶۴۰ و ۴۱۴ المان چهار ضلعی چهار گرهی برای شبکه‌بندی نواحی سیال و جامد مناسب تشخیص داده شد. برای گسسته‌سازی زمانی از هم روش

¹ streamline upwind Petrov-Galerkin

² standard Galerkin

هندسه دوکی شکل اجازه استفاده از مدل متقارن محوری را فراهم می‌کند که سبب کاهش قابل توجه زمان محاسبات می‌گردد. ابعاد به کار رفته برای مدل محاسباتی از مرجع [21] گرفته شده که شعاع رگ کرونری را $R=1.5 \text{ mm}$ و ضخامت دیواره آن را $t_a=2 \text{ mm}$ گزارش کرده است. بیشترین شعاع رگ در محل آنوریسم نیز R' نامیده شده که در مطالعه پارامتری مطابق با مرجع [22] سه مقدار $\frac{5R}{3}, 2R, \frac{7R}{3}$ برای آن فرض شده است. طول آنوریسم با L مشخص شده و سه مقدار $4R, 6R, 8R$ برای آن انتخاب گردیده است. نمایی از ابعاد مدل محاسباتی در شکل ۳ نمایش داده شده است.



شکل ۳- نمایی از ابعاد بکار رفته برای مدل محاسباتی

۲-۲- معادلات حاکم

برای تعیین تنش‌های وارد بر دیواره آنوریسم (محیط جامد) در اثر جریان خون عبوری (محیط سیال) نیاز به حل یک مسئله برهمکنش سیال- جامد است که کنش و واکنش دو محیط سیال و جامد بر یکدیگر را لحاظ می‌کند. به منظور مدل‌سازی اجزاء محدود مسئله برهمکنش سیال- جامد در تحقیق حاضر از رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری استفاده شده است. خون سیالی تراکم‌ناپذیر و لزج فرض شده و برای توصیف دینامیک جریان آن از معادلات ناویر-استوکس استفاده شده است [19, 20]:

$$\frac{\partial \mathbf{v}^f}{\partial t} - 2\mu_f \nabla \cdot \nabla \mathbf{v} + \rho_f (\mathbf{v} - \mathbf{v}^m) \cdot \nabla \mathbf{v} + \nabla p = \rho_f \mathbf{b}^f \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v}^f = 0 \quad (2)$$

در این روابط نمادهای p ، $\mathbf{v}^f$ و ρ_f به ترتیب فشار، سرعت و چگالی سیال و μ_f لزجت دینامیکی آن است. $\mathbf{v}^m$ سرعت شبکه سیال و $\mathbf{b}^f$ بردار نیروی جسمی وارد بر سیال است. با توجه به اینکه شعاع مقطع ورودی رگ کرونری بیشتر از 0.5 mm است فرض نیوتنی بودن خون منطقی خواهد بود و مقادیر $\mu_f = 0.00345 \text{ Pa.s}$ و $\rho_f = 1060 \text{ kg/m}^3$ برای لزجت و چگالی خون در نظر گرفته شده است [23]. دینامیک محیط جامد یعنی دیواره رگ نیز با حل معادلات پیوستگی تکانه خطی مورد بررسی قرار گرفته است [19, 20]:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}^s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}^s + \rho_s \mathbf{b}^s \quad (3)$$

در این معادله $\mathbf{u}^s$ جابجایی جامد، $\mathbf{b}^s$ نیروی جسمی وارد بر آن، ρ_s چگالی جامد و $\boldsymbol{\sigma}^s$ تانسور تنش برشی است. رفتار ماده دیواره،

ضمنی اوپلر مرتبه اول با گام زمانی $\Delta t = 0.001s$ که از جدول ۲ بدست آمد استفاده گردید.

جدول ۱- نتایج آزمون استقلال از شبکه برای آنوریسمی با

$$L = 6 \text{ mm و } R' = 3.5 \text{ mm}$$

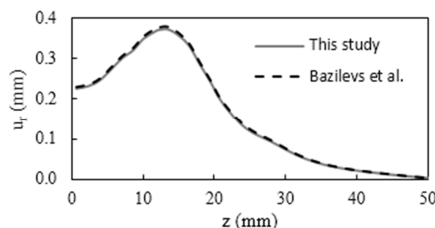
تعداد کل المان نواحی سیال و جامد	تنش وان میزز بیشینه دیواره آنوریسم
۱۲۲۶	۱۰/۳۹ kPa
۲۵۴۰	۵/۸۷ kPa
۷۴۲۲	۴/۶۴ kPa
۱۳۰۵۴	۴/۲۲ kPa
۳۶۵۶۸	۴/۲۴ kPa

جدول ۲- نتایج آزمون استقلال از اندازه گام زمانی برای آنوریسمی با

$$L = 6 \text{ mm و } R' = 3.5 \text{ mm}$$

اندازه گام زمانی	تنش وان میزز بیشینه دیواره آنوریسم
۰/۱ s	۲/۷۳ kPa
۰/۰۱ s	۳/۹۷ kPa
۰/۰۰۱ s	۴/۲۲ kPa
۰/۰۰۰۱ s	۴/۳۱ kPa

جهت اطمینان از دقت مدل محاسباتی ایجاد شده، از مساله محکی استفاده شد که طی آن در لحظه $t=0$ فشار ورودی $p=5\text{ kPa}$ بصورت ناگهانی به ورودی رگی به طول 100mm، شعاع 10mm و ضخامت دیواره 2mm اعمال می شود. جابجایی شعاعی u_r دیواره خارجی رگ در طول دیواره آن z برای لحظه $t=3.2s$ محاسبه شده و با نتایج تحلیل بر همکنش سیال-جامد انجام شده توسط بازیلوز و همکارانش [11] مقایسه گردید. مطابق با نمودار شکل ۵ نتایج حاصل دارای همخوانی خوبی با نتایج ارائه شده در مرجع [11] دارند که این بر دقت قابل قبول مدل سازی انجام شده صحه می گذارد.



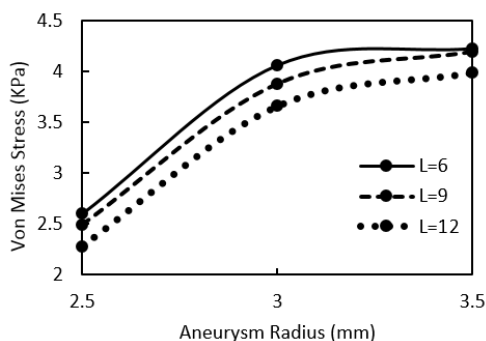
شکل ۵- جابجایی شعاعی دیواره خارجی رگ

۳- نتایج و بحث

۳-۱- تأثیر شعاع آنوریسم بر تنش وان میزز

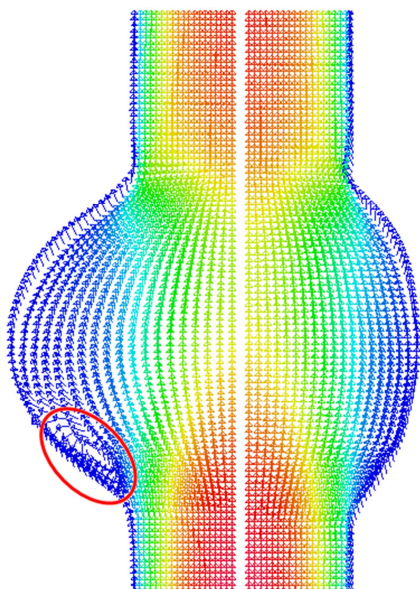
به منظور بررسی تأثیر اندازه شعاع آنوریسم بر خطر پارگی آن، شبیه سازی برای سه مقدار مختلف $R' = \frac{5R}{3}, 2R, \frac{7R}{3}$ در طول های مختلف آنوریسم انجام گرفت. شکل ۶ تنش وان میزز ایجاد شده در دیواره آنوریسم را به ازای مقادیر مختلف شعاع آنوریسم نشان می دهد.

مطابق با این شکل، در تمامی طول های مفروض برای آنوریسم، افزایش شعاع آنوریسم سبب افزایش تنش وارد بر دیواره آن و در نتیجه افزایش خطر پارگی آنوریسم می گردد.



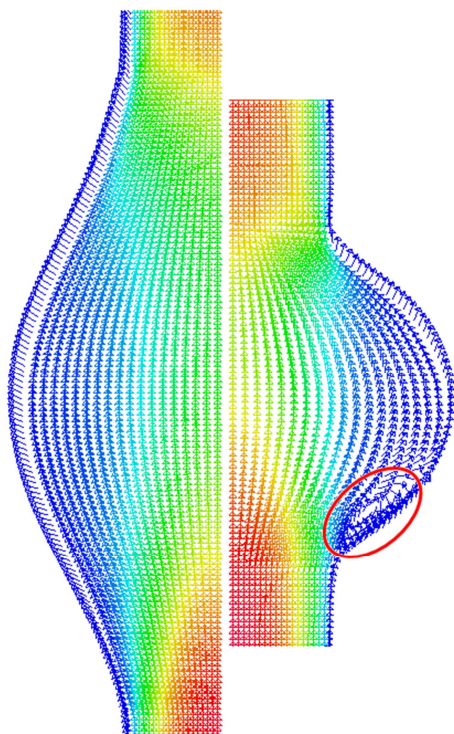
شکل ۶- تنش وان میزز بیشینه به ازای مقادیر مختلف از شعاع آنوریسم

شکل ۷ بردارهای سرعت جریان خون را در محل دو آنوریسم با قطرهای کم و زیاد در مقابل هم نشان می دهد که دو آنوریسم مذکور توسط یک نوار سفید عمودی که در میانه شکل قرار گرفته از هم جدا شده اند.



شکل ۷- بردارهای سرعت جریان خون در دو آنوریسم با قطر متفاوت

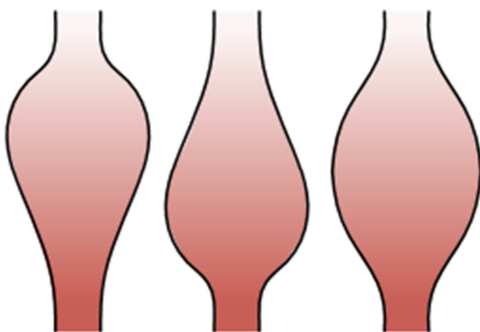
مطابق با این شکل زمانی که قطر آنوریسم کم باشد خطوط جریان سیال دچار تغییر شکل کمی شده و تغییرات جهت سرعت در ورودی و خروجی آنوریسم زیاد نیست. اما با افزایش قطر، بردارهای سرعت جریان در هنگام ورود به محل آنوریسم تغییر جهت زیادی را متحمل می شوند و حتی در منطقه ای که با کادر بیضی مشخص شده جدایش جریان رخ می دهد. ضمناً هنگام خروج از آنوریسم، جریان خون ناچار است از مقطع بزرگتری وارد مقطع کوچک خروجی شود که همین سبب وارد آمدن نیرو و فشار بیشتر به دیواره آنوریسم می گردد. ضمن



شکل ۹- بردارهای سرعت جریان خون در دو آنوریسم با طول متفاوت

۳-۳- تأثیر شکل آنوریسم بر تنش وان میزز

آنوریسم دوکی شکل ممکن است به صورت‌های متقارن یا نامتقارن عارض شود. در شکل ۱۰ آنوریسم متقارن و دو نوع آنوریسم نامتقارن به ترتیب از راست به چپ نمایش داده شده است.



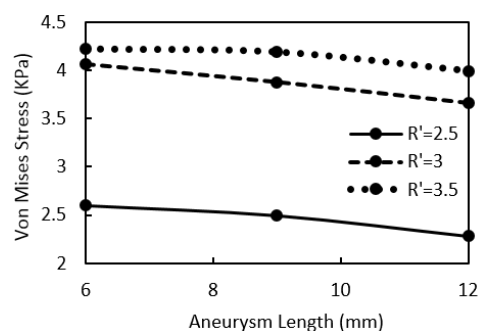
شکل ۱۰- آنوریسم دوکی شکل متقارن و نامتقارن

بیشینه تنش وارد بر دیواره آنوریسم که برای شکل‌های مختلف آنوریسم در شکل ۱۱ آمده نشان می‌دهد تنش وارد بر آنوریسم به شدت از شکل آن تأثیر می‌گیرد. مطابق با نمودار مزبور، کمترین تنش و در نتیجه کمترین خطر پارگی متوجه آنوریسم متقارن شده و دو شکل نامتقارن آنوریسم تنش‌های بسیار بالاتری را متحمل می‌شوند.

اینکه مشاهدات نشان داد افت فشار جریان در طول آنوریسمی که قطر بزرگ‌تری دارد بیشتر است. این بدان معناست که جریان هنگام عبور از آنوریسم قطورتر انرژی بیشتری از دست می‌دهد. این انرژی از دست رفته به دیواره‌های آنوریسم وارد شده و تنش بیشتری در آن ایجاد می‌کند. نتیجه حاصل فرضیه‌ای که در برخی مراجع مانند [16] قطر آنوریسم را معیاری برای خطر پارگی آن معرفی می‌کند تأیید می‌کند، چرا که افزایش قطر سبب افزایش تنش وارد بر آنوریسم و در نتیجه افزایش خطر پارگی آن می‌شود. مطابق با مشاهدات انجام شده در [16] خطر پارگی در آنوریسم‌هایی که شعاعی بیشتر از 1.5mm دارند بسیار بالاست.

۳-۲- تأثیر طول آنوریسم بر تنش وان میزز

طول آنوریسم یکی دیگر از پارامترهای هندسی مهم آنوریسم است. برای تعیین اثر این پارامتر بر خطر پارگی آنوریسم، تنش وان میزز بیشینه وارد بر دیواره به‌ازای سه طول مختلف $L = 4R, 6R, 8R$ محاسبه و در شکل ۸ مقایسه گردیده است. مطابق با این شکل با افزایش طول آنوریسم تنش بیشینه وارد بر آن کاهش می‌یابد. ضمن اینکه اثر طول آنوریسم بر اندازه تنش به اندازه اثر شعاع آن زیاد نیست و شعاع آنوریسم از این منظر تأثیرگذاری بیشتری دارد.



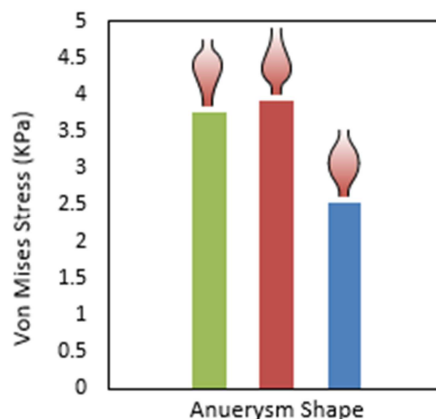
شکل ۸- تنش وان میزز بیشینه به‌ازای مقادیر مختلف از طول آنوریسم

در شکل ۹ بردارهای سرعت جریان خون برای دو طول مختلف از آنوریسم به نمایش در آمده است. همانطوری که دیده می‌شود افزایش طول آنوریسم سبب کاهش تغییرات در بردارهای سرعت شده و خطوط جریان را کمتر از شکل اولیه خود منحرف می‌کند. ضمن اینکه با افزایش طول، احتمال جدایش جریان و ایجاد گردابه نیز کاهش پیدا می‌کند.

آنوریسم بر خطر پارگی دیواره آن بررسی گردید. نتایج بدست آمده نشان دادند تنش بیشینه و در نتیجه خطر پارگی دیواره با افزایش شعاع آنوریسم افزایش می‌یابد. کاهش طول آنوریسم هم سبب افزایش تنش در دیواره آن می‌شود. هر چند تأثیر اندازه طولی آنوریسم به میزان تأثیر اندازه شعاعی آن نیست. ضمن اینکه عدم تقارن در شکل آنوریسم سبب افزایش قابل توجه تنش در دیواره آن خواهد شد. نتایج این پژوهش فرضیه‌ای که شعاع آنوریسم را معیاری برای برآورد خطر پارگی آن معرفی می‌کند تصدیق می‌نماید.

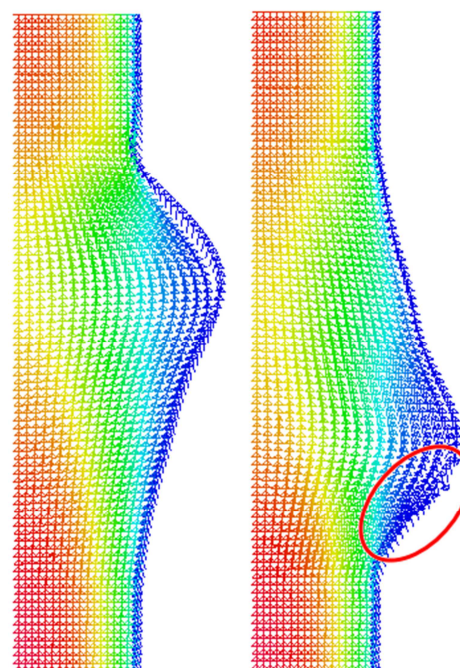
۵- مراجع

- [1] Crawford C.M., Hurtgen-Grace K., Talarico E., and Marley J., Abdominal aortic aneurysm: an illustrated narrative review, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 26, No. 3, pp. 184–195, 2003.
- [2] Wardlaw J.M. and White P.M., The detection and management of unruptured intracranial aneurysms, *Brain: A Journal of Neurology*, Vol. 123 (Pt 2), pp. 205–221, 2000.
- [3] Kleinstreuer C., Li Z., and Farber M.A., Fluid-structure interaction analyses of stented abdominal aortic aneurysms, *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 9, pp. 169–204, 2007.
- [4] Kondo T., Takahashi M., Nakagawa K., et al., Rupture of massive coronary artery aneurysm resulting in cardiac tamponade, *Legal Medicine (Tokyo, Japan)*, Vol. 17, No. 5, pp. 388–390, 2015.
- [5] Venkatasubramaniam A.K., Fagan M.J., Mehta T., et al., A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery: The Official Journal of the European Society for Vascular Surgery*, Vol. 28, No. 2, pp. 168–176, 2004.
- [6] Fraser K.H., Li M.-X., Lee W.T., Easson W.J., and Hoskins P.R., Fluid-structure interaction in axially symmetric models of abdominal aortic aneurysms, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 223, No. 2, pp. 195–209, 2009.
- [7] Fillinger M.F., Marra S.P., Raghavan M.L., and Kennedy F.E., Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 37, No. 4, pp. 724–732, 2003.
- [8] Fillinger M.F., Raghavan M.L., Marra S.P., Cronenwett J.L., and Kennedy F.E., In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 36, No. 3, pp. 589–597, 2002.
- [9] Isaksen J.G., Bazilevs Y., Kvamsdal T., et al., Determination of wall tension in cerebral artery aneurysms by numerical simulation, *Stroke*, Vol. 39, No. 12, pp. 3172–3178, 2008.
- [10] Scotti C.M., Shkolnik A.D., Muluk S.C., and Finol E.A., Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness, *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 4, pp. 64–71, 2005.
- [11] Bazilevs Y., Calo V.M., Zhang Y., and Hughes T.J.R., Isogeometric Fluid-structure Interaction Analysis with Applications to Arterial Blood Flow, *Computational Mechanics*, Vol. 38, No. 4, pp. 310–322, 2006.
- [12] Xenos M., Alemu Y., Zamfir D., et al., The effect of angulation in abdominal aortic aneurysms: fluid-structure interaction simulations of idealized geometries, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 48, No. 12, pp. 1175–1190, 2010.
- [13] Wang X. and Li X., Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: influence of blood viscosity on aneurysmal dynamic behaviors, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 41, No. 9, pp. 812–821, 2011.



شکل ۱۱- تنش‌های وارد بر شکل‌های مختلف آنوریسم

بردارهای سرعت جریان خون که در شکل ۱۲ آمده نشان می‌دهد در یکی از حالت‌های نامتقارن به دلیل تغییر ناگهانی سطح مقطع رگ در ورودی آنوریسم جدایش جریان رخ داده و گردابه تشکیل می‌شود. در حالت دیگر نیز جریان خون در خروجی آنوریسم با تغییر ناگهانی سطح مقطع رگ مواجه شده و با برخورد به دیواره آنوریسم تغییرات شدید در بردارهای سرعت رخ می‌دهد که همین عوامل منجر به افزایش قابل توجه تنش در دیواره آنوریسم می‌گردد.



شکل ۱۲- بردارهای سرعت جریان خون در دو آنوریسم نامتقارن

۴- جمع بندی

در تحقیق حاضر با استفاده از شبیه‌سازی اجزاء محدود، پدیده برهمکنش سیال-جامد بین جریان خون و دیواره آنوریسم رگ کرونری قلب مورد مطالعه قرار گرفت. با اندازه‌گیری تنش بیشینه وارد بر دیواره آنوریسم، نقش پارامترهای هندسی مختلف مانند شعاع، طول و تقارن

- [14] Lee C.J., Zhang Y., Takao H., Murayama Y., and Qian Y., A fluid-structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: the effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 14, pp. 2402–2410, 2013.
- [15] Arslan N., Tuzcu V., Nas S., and Durukan A., CFD modeling of blood flow inside human left coronary artery bifurcation with aneurysms., In: *IFMBE Proc.* 2005. pp. 12–19. , Prague, Czech Republic (2005).
- [16] Hiramori S., Hoshino K., Hioki H., et al., Spontaneous rupture of a giant coronary artery aneurysm causing cardiac tamponade: A case report, *Journal of Cardiology Cases*, Vol. 3, No. 3, pp. 119–122, 2011.
- [17] Everett J.E. and Burkhart H.M., Coronary artery aneurysm: case report, *Journal of Cardiothoracic Surgery*, Vol. 3, pp. 1–12, 2008.
- [18] Daneshvar Daniel A., Czak Steven, Patil Arun, Wasserman Patricia G., Coplan Neil L., and Garratt Kirk N., Spontaneous Rupture of a Left Main Coronary Artery Aneurysm, *Circulation: Cardiovascular Interventions*, Vol. 5, No. 5, pp. 63–65, 2012.
- [19] Afrasiab H. and Movahhedy M.R., Treatment of the small time instability in the finite element analysis of fluid structure interaction problems, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 71, No. 6, pp. 756–771, 2013.
- [20] Afrasiab H., Movahhedy M.R., and Assempour A., Fluid-structure interaction analysis in microfluidic devices: A dimensionless finite element approach, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 68, No. 9, pp. 1073–1086, 2012.
- [21] Wang J.C., Normand S.-L.T., Mauri L., and Kuntz R.E., Coronary artery spatial distribution of acute myocardial infarction occlusions, *Circulation*, Vol. 110, No. 3, pp. 278–284, 2004.
- [22] Al Salihi S., Jacobi E., Hunter R., and Buja M., Multiple giant coronary artery aneurysms: a case report, *Cardiovascular Pathology: The Official Journal of the Society for Cardiovascular Pathology*, Vol. 25, No. 3, pp. 203–207, 2016.
- [23] Kock S.A., Nygaard J.V., Eldrup N., et al., Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid-structure interaction models, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 8, pp. 1651–1658, 2008.
- [24] Barrett S.R.H., Sutcliffe M.P.F., Howarth S., Li Z.-Y., and Gillard J.H., Experimental measurement of the mechanical properties of carotid atherothrombotic plaque fibrous cap, *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, No. 11, pp. 1650–1655, 2009.
- [25] Karimi A., Navidbakhsh M., Shojaei A., and Faghihi S., Measurement of the uniaxial mechanical properties of healthy and atherosclerotic human coronary arteries, *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, Vol. 33, No. 5, pp. 2550–2554, 2013.
- [26] MA P.F.M., MD J.P.R., and MD S.S., *Stoelting's Pharmacology & Physiology in Anesthetic Practice*. LWW, Philadelphia, 2014.