

## مطالعه عددی دینامیک جریان و اثر دیواره در آنوریسم شکمی

یاسر مصری<sup>1</sup>، حمید نیازمند<sup>2</sup>، محمودرضا صادقی<sup>3</sup>

<sup>1</sup> کارشناس ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد، yaser1479@gmail.com

<sup>2</sup> استاد گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد، hniazmand@yahoo.com

<sup>3</sup> مربی گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان، mahmood\_reza\_s@yahoo.com

### چکیده

پارگی آنوریسم آئورت شکمی مرتبط است، تنش دیواره می باشد، که اغلب به صورت تنش اصلی یا وون میز از اعمالی بر دیواره ی شریانی بیمار اندازه گذاری می شود. از نظر بیومکانیکی، پارگی آنوریسم زمانی است که تنش ناشی از محیط فیزیولوژیک از حد مقاومت استحکام دیواره ی شریانی بیمار تجاوز ( $65 \text{ N/cm}^2$ ) کند [7]. مطالعات جدیدتر نشان داده اند که تنش ماکزیمم دیواره، ریسک پارگی را با اطمینان بیشتری نسبت به ماکزیمم قطر تخمین می‌زند [8,9]. اگرچه اطلاعات جامعی از میزان استحکام دیواره آنوریسم آئورت شکمی ارائه شده است [10]، لیکن به صورت گسترده به بررسی پیش‌بینی‌ها بر مبنای تنش به منظور دست یابی به اطلاعات دقیقتر درباره ریسک پارگی، پرداخته نشده است. از طرف دیگر اگرچه در تحقیقات پیشین بر روی آنوریسم آئورت شکمی استفاده از روش اندرکنش سیال-جامد گزارش شده است، لیکن مدل های مورد استفاده در این تحقیقات از سادگی و پیچیدگی های خاص خود برخوردار بوده اند. لذا هدف از پژوهش حاضر، تحقیق در مورد بیومکانیک یک آنوریسم آئورت شکمی ایده آل سه بعدی، همراه با انشعابات ایلیاک با در نظر گرفتن اندرکنش سیال-جامد به کمک نرم افزار آدینا می باشد. در این پژوهش سعی شده است تا حد امکان تاثیر عوامل بیشتری بر آنوریسم مورد بررسی قرار گیرد. رژیم جریان، پیش بینی مکان احتمال پارگی و بستگی آن به هندسه، از دیگر اهداف این پژوهش است.

### هندسه آنوریسم

در این پژوهش به منظور ایجاد مدل های هندسی از نرم افزار<sup>5</sup> سالیدورکس<sup>6</sup> استفاده شده است. مدل های مورد استفاده، 7 نوع مدل هندسی مختلف می باشند که در ابعاد، متفاوت هستند توسط تغییر قطر آنوریسم و قطر شریانی قابل تفکیک می باشند. مدل های هندسی بر اساس اطلاعات موجود در مراجع [11,12,13] ایجاد شده اند. شعاع شریان در ورودی  $r_1 = 3\text{cm}$ ، و در خروجی  $r_2 = 2\text{cm}$ ، طول قطاع شریان  $14\text{cm}$  و شعاع آنوریسم  $r_3 = 6\text{cm}$  می باشند. همچنین ضخامت دیواره رگ در تمام قسمت ها ثابت و برابر  $2.3\text{mm}$  است. برای مدل های مختلف در این پژوهش از پارامتر A که به صورت نسبت شعاع شریان ورودی و

پارگی آنوریسم آئورت شکمی<sup>1</sup> در نتیجه مکانیزم نسبتا پیچیده همودینامیک جریان و نیروهای اعمالی در طول جداره شریان ایجاد می شود. در پژوهش حاضر شبیه سازی عددی جریان خون در یک مدل ایده آل از آنوریسم با در نظر گرفتن اندرکنش سیال-جامد، انجام شده است. کار حاضر که شامل انشعابات ایلیاک نیز می باشد، مطالعات اندرکنش سیال-جامد<sup>2</sup> قبلی را بهبود بخشیده است. با بررسی انواع مختلف قطر آنوریسم، این نتیجه حاصل شده است که با کاهش تقارن محوری آنوریسم، ماکزیمم تنش دیواره و به تبع آن، احتمال پارگی افزایش یابد. همچنین نتایج نشان دادند که مکان ماکزیمم تنش از دیواره قدامی به دیواره خلفی (دیواره برآمدگی آنوریسم) منتقل می شود و زمان رخداد ماکزیمم حجم شریان، بر زمان وقوع ماکزیمم تنش دیواره منطبق می باشد.

### واژه های کلیدی

آنوریسم آئورت شکمی، تنش ماکزیمم، اندرکنش سیال-جامد، آدینا<sup>3</sup>

### مقدمه

آنوریسم آئورت شکمی که یکی از مهمترین بیماری های عروقی است با یک افزایش 50 درصدی در قطر بخشی از آئورت که در بین شریان کلیوی و انشعاب ایلیاک<sup>4</sup> واقع می باشد، مشخص میشود [1]، و در صورت عدم توجه به آن، احتمال مرگ و میر ناشی از آن بسیار بالاست [2]. مطالعات نشان داده اند که علاوه بر عوامل وراثتی و ژنتیکی، عوامل متعدد مکانیکی نیز وجود دارند که در پیدایش و پیشرفت آنوریسم موثرند. این عوامل عبارتند از: رژیم جریان [3]، هندسه رگ و مشخصه های مکانیکی دیواره [4].

در حال حاضر، میزان ریسک پارگی آنوریسم، بر مبنای ماکزیمم قطر آن مورد بررسی قرار می گیرد. قطر آنوریسم در حدود  $5.5\text{cm}$ ، یک قطر معمول برای انجام جراحی است [5,6]. هرچند مواردی از آنوریسم ها با قطرهایی کمتر از  $5.5\text{cm}$  بخصوص در بانوان نیز دچار پارگی می شوند. عمده ترین فاکتور در بین فاکتورهای مکانیکی که با

<sup>1</sup> Abdominal aortic aneurysm (AAA)

<sup>2</sup> FSI (Fluid-Structure Interaction)

<sup>3</sup> ADINA(v8.9, adina r& d, inc., watertown, MA)

<sup>4</sup> Iliac bifurcation

<sup>5</sup> CAD (Computer Aided Design)

<sup>6</sup> Solidworks (2013)

$$\tau_f = -p\delta_{ij} + 2\mu\varepsilon_{ij} \quad (2)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(\nabla v + \nabla v^T) \quad (3)$$

در معادلات (2) تا (4) چگالی سیال و  $\nu$  بردار سرعت است. فشار سیال،  $\delta_{ij}$  دلتای کرونیگر و  $\mu$  ویسکوزیته سیال می باشند. خون با چگالی  $\rho_f = 1000 \frac{kg}{m^3}$  و ویسکوزیته

$\mu = 4.0 \times 10^{-6} \frac{m^2}{s}$  [11] مدل شده است. برای حوزه سیال

از ترم نیروی حجمی ( $f^B$ )، صرف نظر شده است. همچنین به خاطر دراز کش فرض کردن بیمار در هنگام عکسبرداری، از شتاب جاذبه نیز صرف نظر شده است.

#### معادلات حاکم در حوزه جامد

از نظر مکانیک جامدات، بهترین مختصات برای بیان معادلات جامد مختصات لاگرانژی است. در این توصیف از نقطه مادی، ذرات توسط دستگاه مختصات متحرک دنبال می شوند. در حالت کلی معادله ممنتم الاستودینامیک جامد را می توان به شکل زیر بیان نمود:

$$\nabla \cdot \tau_s + f_s^B = \rho_s d_s'' \quad (4)$$

که چگالی دیواره شریان،  $\tau_s$  تانسور تنش جامد،  $f_s^B$  نیروهای حجمی در واحد حجم و  $d_s''$  شتاب محلی جامد می باشد. یک فرمولاسیون لاگرانژی از حوزه جامد، توسط آدینا بکار گرفته شده است. دیواره آنوریسم به صورت الاستیک ایزوتروپیک خطی با نسبت

پواسون 0.45 و مدول یانگ  $1.0 \times 10^6 \frac{N}{m^2}$  فرض شده است.

#### شرایط مرزی

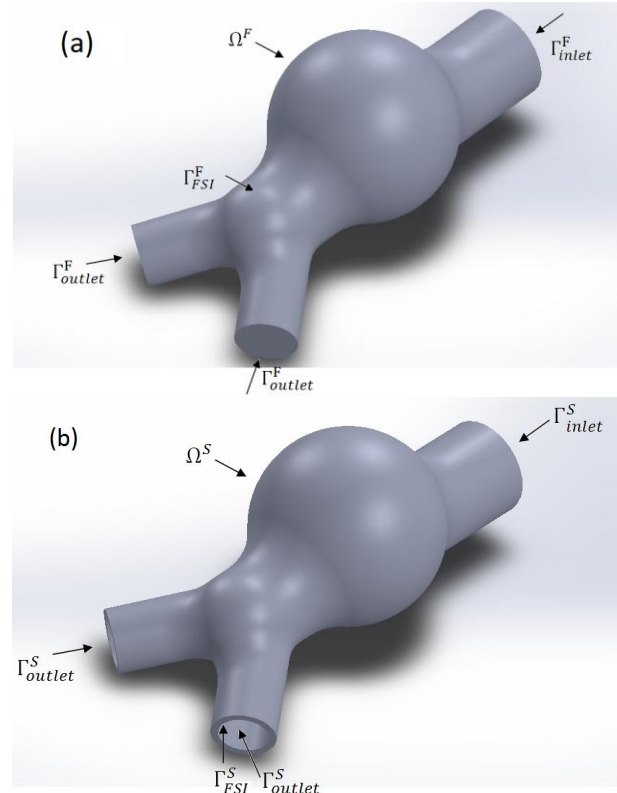
مرز حوزه ی سیال همانطور که در شکل (1a) آمده است، شامل سه قسمت ورودی  $\Gamma_{inlet}^F$ ، خروجی  $\Gamma_{outlet}^F$  و سطح تماس سیال-جامد  $\Gamma_{FSI}^F$  می باشد. شرط مرزی اعمالی در ورودی یک پروفیل سرعت وابسته به زمان، و در خروجی فشارپارسی است که در شکل (2) آمده اند. پیک جریان سیستولی در زمان  $t=0.5s$ ، با سرعتی در حدود

$113 \frac{cm}{s}$  رخ می دهد که در شکل (2a) نشان داده شده است.

پیک فشار سیستولی در زمان  $t=0.6s$  رخ می دهد. یک شرط مرزی غیر لغزشی در  $\Gamma_{FSI}^F$ ، برای دیواره های سیال در تمامی تحلیل ها اعمال می شود. مرز حوزه جامد به سه قسمت ورودی  $\Gamma_{inlet}^S$ ، خروجی  $\Gamma_{outlet}^S$  و ناحیه تماس سیال-جامد  $\Gamma_{FSI}^S$  تقسیم می شود که در شکل (1b) نمایش داده شده است. نواحی تماس  $\Gamma_{FSI}^S$

شعاع آنوریسم تعریف می شود ( $A = \frac{r_1}{r_3}$ )، در ارائه نتایج استفاده خواهد شد.

هر مدل شامل یک حوزه ی سیال،  $\Omega^F$ ، که بیانگر مجرای شریانی است و یک حوزه جامد،  $\Omega^S$ ، که بیانگر دیواره آنوریسم است، می باشد. شکل (1a) نشان دهنده حوزه سیال و شکل (1b) نشان دهنده حوزه جامد است.



شکل 1: هندسه مدل برای (a) حوزه سیال (b) حوزه جامد.  $A=0.5$ .

#### معادلات حاکم در حوزه سیال

معادلات حاکم بر جریان خون، همان معادلات ناویر-استوکس با فرض جریان آرام و غیرقابل تراکم می باشند. فرض نیوتنی بودن خون نیز به دلیل بالا بودن سرعت جریان خون و در نتیجه بالا بودن نرخ برش در آنورت یک فرض منطقی است [11]. فرمول لاگرانژی-اویلری در آدینا برای حوزه سیال مورد استفاده قرار می گیرد، که در معادله (2) آمده است:

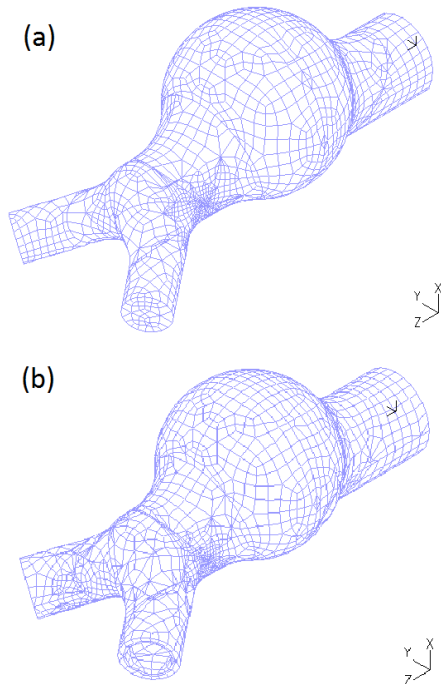
$$\rho_f \frac{\partial v}{\partial t} + \rho_f ((v-w) \cdot \nabla)v - \nabla \cdot \tau_f = f^B \quad (1)$$

$w$  بیانگر بردار سرعت حرکت شبکه ناشی از انقباض و اتساع جداره شریان می باشد. تانسور تنش سیال  $\tau_f$  و نرخ کرنش  $\varepsilon_{ij}$  که در معادلات (3) و (4) آمده اند، بصورت زیر تعریف می شوند:

و  $\Gamma_{FSI}^F$ ، حوزه های جامد و سیال را به یکدیگر مرتبط می کنند.

### گسسته سازی عددی در مساله اندرکنش سیال-جامد

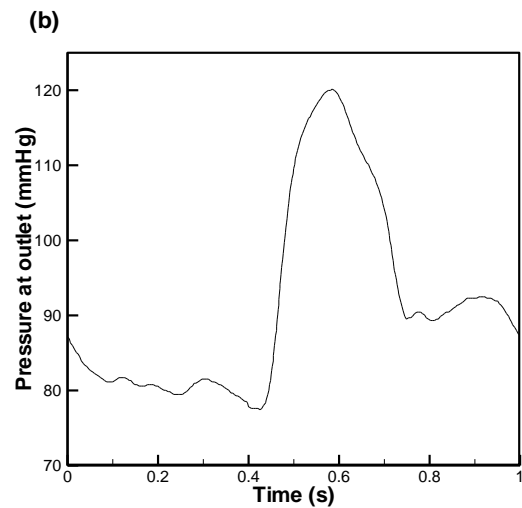
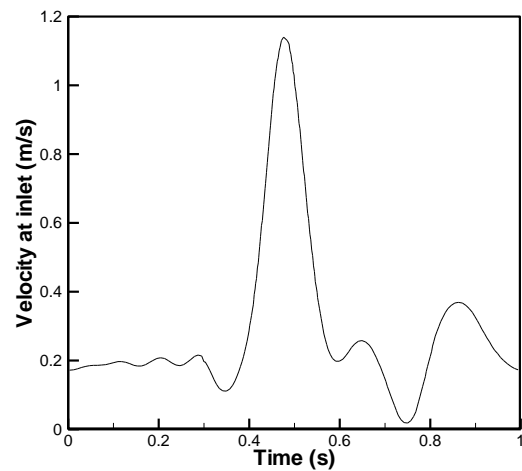
برای انجام محاسبات از روش اجزای محدود در نرم افزار آدینا استفاده شده است. المان های خطی شش وجهی دارای هشت گره که توسط آدینا ایجاد شده اند، برای گسسته سازی حوزه های سیال و جامد مورد استفاده قرار گرفته اند. مدل اصلی ( $A=0.5$ )، از 13,326 المان شش وجهی (17,233 گره) برای حوزه سیال و 8492 المان شش وجهی (16,414 گره) برای حوزه جامد تشکیل شده اند. شکل (3) نشان دهنده شبکه بندی جامد و سیال برای  $A=0.5$  می باشد.



شکل 3: (a) شبکه بندی حوزه سیال (b) شبکه بندی حوزه جامد ( $A=0.5$ )

شکل (4) نشان دهنده همگرایی زمانی پریودیک برای تغییر مکان ناحیه تماس سیال-جامد می باشد. همگرایی زمانی پریودیک، هنگامی حاصل می شود که این تغییرات بین سیکل های جریان به کمترین میزان برسد. به عبارت دیگر، الگوی دینامیکی یکسانی بین سیکل ها ایجاد شود.

حوزه سیال از فرمولاسیون پترو-گالرکین<sup>8</sup> (یک فرم ابداعی برای نرم افزار آدینا)، برای میانمایی شرایط جریان در بین المان ها استفاده می کند. برای یک حوزه معلوم  $\Omega$ ، حل اجزاء محدود برای  $u^h$  و  $v^h$  (زیرفاصله های سرعت) از معادلاتی که بقای جرم و مومنتم را مطابق معادلات (9) و (10) تضمین می کنند، بهره می گیرد [13].



شکل 3: (a) شکل موج سرعت (b) شکل موج فشار

چون رگ توسط بافت ها و اندام ها احاطه شده است، یک اثر مستهلک کننده<sup>7</sup> در واحد جرم به میزان  $5.65 \times 10^3 s^{-1}$  به هندسه اعمال می شود [11].

### شرایط مرزی حوزه جامد و سیال

شرایط مرزی حوزه جامد و سیال بیان می کنند: (1) جابجایی سیال و جامد برابرند. (2) نیروی سطحی سیال در مرز به عنوان بارهای سطحی جامد عمل می کند (3) سیال از شرط عدم لغزش پیروی می کند. این شرایط در معادلات (7)، (8) و (9) بیان شده اند.

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

$$n \cdot \sigma_f = n \cdot \sigma_s \quad (6)$$

$$\dot{d}_s = \dot{d}_f \quad (7)$$

در این معادلات  $d$  جابجایی،  $\sigma$  تانسور تنش،  $n$  جهت عمود بر مرز و زیرنویس های  $f$  و  $s$  نیز مربوط به خواص سیال و جامد می باشند.

<sup>8</sup> Petrov-Galerkin

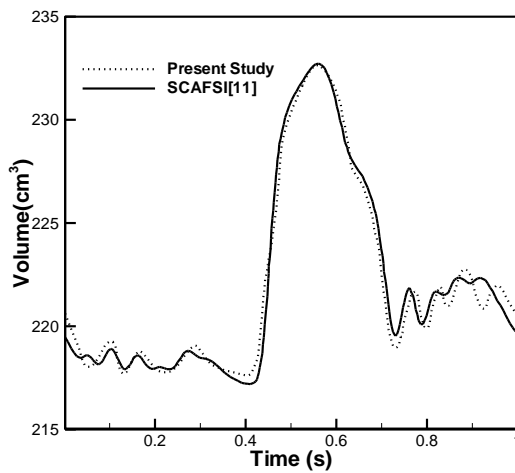
<sup>9</sup> Subspace

<sup>7</sup> Damping effect

تعریف شده برای آنها باشد. جریان پالسی خون تا 9 سیکل با گام زمانی  $\Delta t_{FSI} = 1 \times 10^{-2} s$  اعمال می‌شود تا همگرایی حاصل شود. شبیه سازی‌ها با Intel® Core™ i7-3770k CPU @ 3.50–3.90 GHz و 32G (RAM) انجام گرفته است.

### اعتبارسنجی

برای استقلال نتایج از شبکه، تعداد شبکه های مختلف مورد بررسی قرار گرفت و نتایج در تعداد گره اشاره شده در بخش گسسته سازی عددی، از شبکه مستقل شدند. برای اعتبارسنجی حل از تحلیل موجود در مرجع [11] بهره گرفته شده است. شکل (5) مقایسه تغییرات حجم حوزه حل، که به علت ضربانی بودن جریان و الاستیک بودن جداره رگ ایجاد می‌شود را نشان می‌دهد که تطابق قابل قبولی را ارائه می‌نماید.



شکل 5: اعتبارسنجی حل با مقایسه تغییرات حجم در طول زمان با روش SCAFSI. ( $A=0.5, V_0=207.8 \text{ cm}^3$ )

### نتایج و بحث

این امر مورد انتظار است که در یک مساله اندرکنش سیال-جامد، تغییرات تنش ماکزیمم دیواره در طول دوره تناوب، ارتباط تنگاتنگی با تغییرات حجم شریان داشته باشد. اهمیت تغییرات حجم جریان به این سبب مورد توجه است که با تغییر آن، بر اساس مدل پواسون<sup>10</sup>، کرنش‌های انقباضی و اتساعی در محورهای اصلی اتفاق می‌افتند که به طور مستقیم با تنش‌های اصلی دیواره مرتبط می‌شوند. تغییر در تنش‌های اصلی دیواره، با توجه به معیار شکست وون میزز<sup>11</sup> می‌تواند سبب بروز پارگی شود. محاسبات اندرکنش سیال-جامد نشان می‌دهند که ماکزیمم تنش دیواره، زودتر از پیک فشار سیستولی و در زمان  $t=5.5s$  اتفاق می‌افتد. این نتیجه بیان می‌کند که ریسک بالای پارگی (نقطه ماکزیمم تنش دیواره)، در زمان پیک فشار و جریان سیستولی (شکل 3)، اتفاق نمی‌افتد و بیانگر اثر برهمکنشی این دو پروفیل بر میزان ماکزیمم تنش دیواره است.

$$\int_{\Omega} q^h \nabla \cdot (\rho u^h) d\Omega = 0 \quad (8)$$

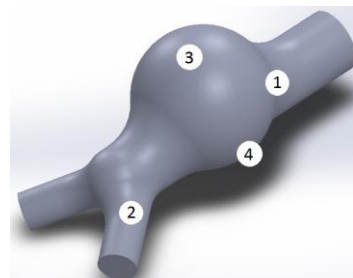
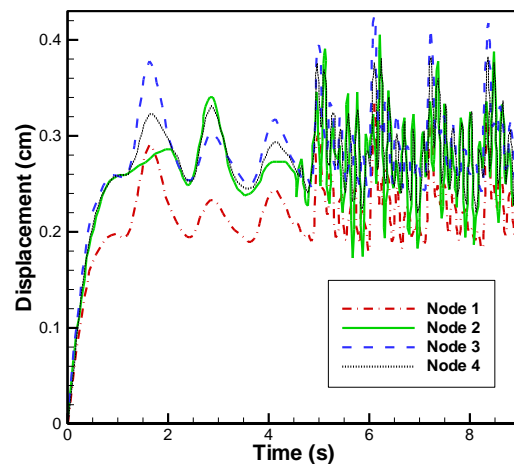
$$\int_{\Omega} w^h \left[ \frac{\partial \rho u^h}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u^h v^h - \tau(u^h, p)) \right] d\Omega = 0 \quad (9)$$

q زیرفاصله فشار و w زیرفاصله سوم سرعت است. حوزه جامد از المان‌های الحاقی شش‌وجهی تشکیل شده که از عملگرهای ثابت برای میانبایی فشار و عملگرهای دوخطی برای میانبایی تغییر مکان در هر المان جامد بهره می‌گیرد.

در این پژوهش، دو حوزه حل، در نرم‌افزار آدینا به صورت مستقیم با یکدیگر همبسته شده‌اند، که زمان بیشتری نسبت به روش تکرارشونده مورد نیاز است. روش همبستگی مستقیم در فرآیند حل خود، ماتریس‌های سیال و جامد را با یکدیگر ترکیب می‌کند. این روش از متد نیوتن-رافسون که در معادله (11) آمده، بهره می‌گیرد.

$$X^{k+1} = X^k - \left[ \frac{\partial F(X^k)}{\partial X} \right]^{-1} F(X^k) \quad (10)$$

که در آن K عدد تکرار است.



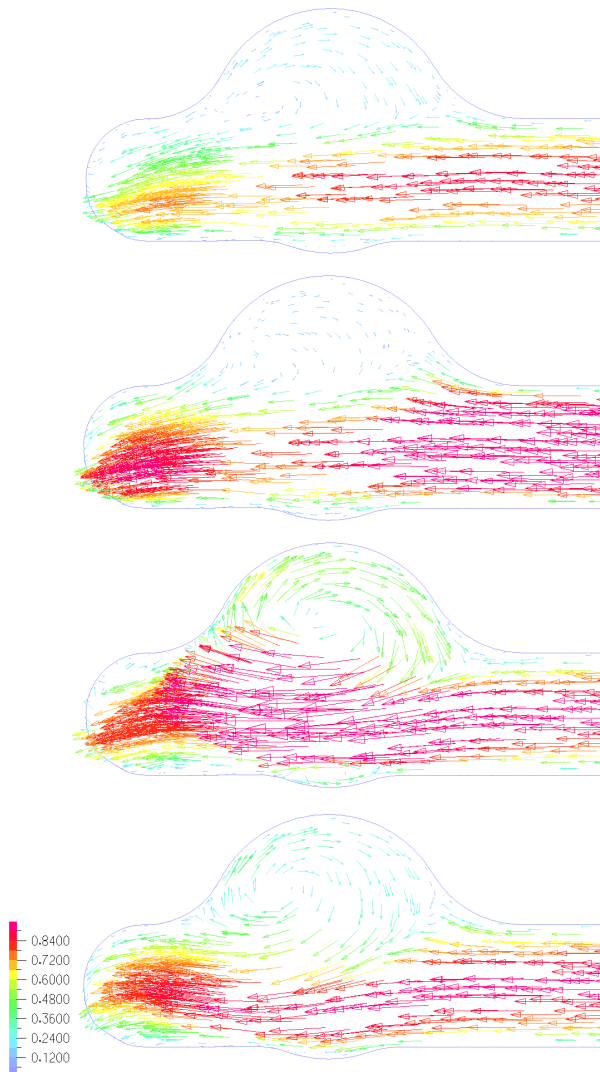
شکل 4: همگرایی پرئودیک زمانی برای تغییر مکان 4 گره ( $A=0.5$ )

انتگرال زمانی برای سرعت و شتاب از متد پسررو اویلر انجام می‌شود [14]، که بر مبنای روش  $\alpha$  اویلر است و برای پایداری عددی از  $\alpha = 1$  بهره می‌برد. همگرایی در هر گام زمانی، هنگامی حاصل می‌شود که باقیمانده تنش و تغییر مکان کمتر از تolerانس 0.01

<sup>10</sup> Poisson

<sup>11</sup> von Mises

شکل (8) تغییرات ماکزیمم تنش دیواره برای هندسه های متفاوت را نشان می‌دهد. نرخ تغییرات رفتاری به شکل تابع چندجمله‌ای درجه سه دارد.



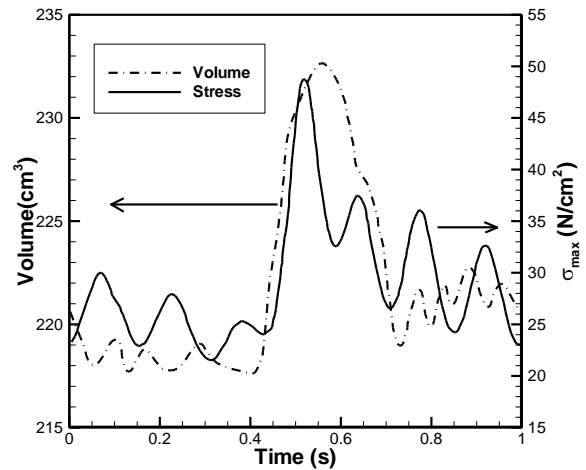
شکل 7: بردارهای سرعت (m/s) در صفحه تقارن برای زمانهای مختلف- از بالا به پایین  $t=0.2, 0.5, 0.6, 0.9$  s

نتایج نشان می‌دهد که ماکزیمم تنش دیواره با کاهش تقارن افزایش می‌یابد (شکل (7)) و مکان آن از دیواره قدامی به دیواره خلفی (دیواره برآمدگی آنوریسم) منتقل می‌شود. این مشاهدات بیانگر اثر مهم هندسه بر محل ماکزیمم تنش دیواره می‌باشد. تحقیقات گذشته نشان دهنده این است که 80% پارگی‌های آنوریسم در قسمت خلفی آنوریسم است [15].

جدول 1: ماکزیمم تغییر حجم جریان برای Aهای مختلف ( $V_0=207.8\text{cm}^3$ )

A	حجم ( $\text{cm}^3$ )	تغییر %
0.2	235.35	13.2
0.3	234.6	12.8
0.4	233.55	12.3
0.5	233	12.1
0.6	232.5	11.8
0.7	232.1	11.6
0.8	231.95	11.6

شکل (6) تغییرات تنش ماکزیمم دیواره و حجم جریان را بر حسب زمان نمایش می‌دهد. نتایج نشان دادند که بعد از پیک فشار سیستولی، پیچیدگی جریان در جریان رخ می‌دهد که توسط ایجاد گردابه‌ها و جریان برگشتی، مشخص می‌شود.



شکل 6: مقایسه حجم و ماکزیمم تنش دیواره بر حسب تابعی از زمان ( $A=0.5$ )

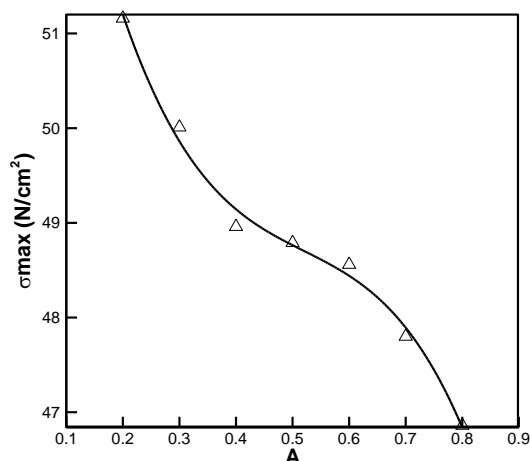
نتایج نشان می‌دهند که برای Aهای بزرگ، زمان تنش ماکزیمم تا حدی کمتر از 0.55s می‌شود. مهاجرت ماکزیمم تنش دیواره به سمت پیک فشار سیستولی، این نتیجه را بیان می‌کند که افزایش تقارن محوری (Aهای بزرگتر)، سبب اثرگذاری کمتر پروفیل فشار ورودی بر رژیم جریان و تشکیل گردابه‌های ضعیف‌تر شده و در نتیجه، سبب پایین آمدن ریسک پارگی و تصلب شریانی (آترواسکلروز) گردد. شکل (7) بردارهای سرعت را در زمانهای مختلف برای  $A=0.5$  نمایش می‌دهد.

همانطور که در شکل (7) مشاهده می‌شود، یک گردابه قوی جریان در زمان  $t=0.6s$  ایجاد می‌شود. ایجاد این گردابه، از اثرات برهمکنش پروفیل سرعت و پیک فشار سیستولی است که سبب ایجاد ماکزیمم تنش دیواره در یک دوره تناوب در زمان  $t=0.55s$  می‌شود.

### اثرات هندسه در اندرکنش سیال-جامد

ماکزیمم حجم شریانی برای مدل‌های مختلف در طول یک دوره تناوب، در جدول (1) نشان داده شده است. این ماکزیمم حجم، بین پیک جریان و پیک فشار سیستولی واقع است. انبساط بزرگتر برای  $A=0.2$ ، سبب افزایش انرژی الاستیک ذخیره شونده در داخل دیواره شریانی را نتیجه می‌دهد که سبب رانش جریان در انتهای زمان پریودیک می‌شود و نسبت به سایر Aها سرعت جریانی را افزایش می‌دهد. تشکیل گردابه‌های قوی‌تر ناشی از سرعت‌های بالاتر، دلیل اصلی بیشتر بودن تغییر حجم و ماکزیمم تنش دیواره نسبت به سایر مقادیر A است.

- [4] Feijoo, R.A., 2009. Present and future trends in the modeling and simulation of the cardiovascular system at the INCT-MACC. In: Proceedings of Argentina Association of Computational Mechanics.
- [5] Fleming C, Whitlock EP, Beil TL, Lederle FA. Screening for abdominal aortic aneurysm: a best-evidence systematic review for the U.S. Preventive Services Task Force. *Ann Intern Med* 2005 Feb 1;142 (3):203e11.
- [6] Lederle FA, Wilson SE, Johnson GR, Reinke DB, Littooy FN, Acher CW, et al. Immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med* 2002 May 9; 346 (19):1437e44.
- [7] Vande Geest JP, Wang DH, Wisniewski SR, Makaroun MS, Vorp DA. Towards a noninvasive method for determination of patient-specific wall strength distribution in abdominal aortic aneurysms. *Ann Biomed Eng* 2006 Jul;34(7):1098 e106.
- [8] Satta J, Mennander A, Soini Y. Increased medial tunel-positive staining associated with apoptotic bodies is linked to smooth muscle cell diminution during evolution of abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* 2002;16(4):462–6.
- [9] Heng MS, Fagan MJ, Collier JW, Desai G, McCollum PT, Chetter IC. Peak wall stress measurement in elective and acute abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2008 Jan;47(1):17 e22 [discussion].
- [10] Truijers M, Pol JA, Schultzekool LJ, van Sterkenburg SM, Fillinger MF, Blankensteijn JD. Wall stress analysis in small asymptomatic, symptomatic and ruptured abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2007 Apr;33(4):401e7.
- [11] Tezduyar TE, Sathe S, Schwaab M, Conklin BS. Arterial fluid mechanics modeling with the stabilized space–time fluid–structure interaction technique. *International Journal for Numerical Methods in Fluids* 2007; 57:601 – 629.
- [12] Available from: [http://www.vascularweb.org/\\_CONTRIBUTION\\_PAGES/Patient\\_Information/3\\_MostCommon\\_AVA/AorticAneurysms\\_AVA.htm](http://www.vascularweb.org/_CONTRIBUTION_PAGES/Patient_Information/3_MostCommon_AVA/AorticAneurysms_AVA.htm)
- [13] Bathe K-J, Zhang H, Ji S. 1999. Finite element analysis of fluid flows fully coupled with structural interactions. *Comput Struct* 72:1 – 16.
- [14] Zhang H, Zhang X, Ji S, Guo Y, Ledezma G, Elabbasi N, deCougny H. 2003. Recent development of fluid – structure interaction capabilities in the ADINA system. *Comput Struct* 81(8 – 11):1071 – 1085.
- [15] Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottinger LW. 1977. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysm: the case for early resection. *Circulation* 56(3 (II)):161 – 164.



شکل 8: ماکزیمم تنش دیواره برای هندسه های مختلف ( $R^2 = 0.9931$ )

### نتیجه گیری و جمع بندی

نتایج حاصل از شبیه سازی عددی جریان خون در یک مدل ایده آل از آنوریسم با در نظر گرفتن اندرکنش سیال-جامد، نشان می دهند که ماکزیمم تنش دیواره، زودتر از پیک فشار سیستولی که با ماکزیمم حجم شریانی منطبق است، اتفاق می افتد. مقایسه تنش دیواره با حجم شریانی، اثر مومنتم جریان سیال و شرایط مرزی خروجی را بیان می دارد. بعد از پیک فشار سیستولی، پیچیدگی جریان در شریان رخ خواهد داد که توسط ایجاد گردابه و جریان برگشت دهنده، مشخص می شود.

تنش ماکزیمم دیواره با کاهش تقارن، افزایش می یابد. کم شدن انحنا در دیواره خلفی باعث انتقال مکان ماکزیمم تنش از دیواره قدامی به دیواره خلفی می شود. بنابراین احتمال بروز پارگی های آنوریسم و در نتیجه تصلب شریانی (آترواسکلروز) در دیواره خلفی (دیواره برآمدگی آنوریسم) بیشتر است.

### مراجع

- [1] Crawford CM, Hurtge-Grace K, Talarico E, Marley J. Abdominal aortic aneurysm: an illustrated narrative review. *J Manip Physiol Ther* 2003;26(3):184–95.
- [2] Wilbers, C.R.H., Carrol, C.L., Hnilica, M.A., 1990. Optimal diagnostic imaging of aortic dissection. *Texas Heart Institute Journal* 17, 271–278.
- [3] Blanco, P.J., Larrabide, I., Urquiza, S.A., Feijoo, R.A., 2006. Sensitivity of blood flow patterns to the constitutive law of the fluid. In: Proceedings of the Third European Conference on Computational Mechanics Solids, Structures and Coupled Problems in Engineering.