

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



عضویت در خبرنامه



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛ شبکه های توجه گرافی (Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین مقاله نویسی IEEE و ISI ویژه فنی و مهندسی

تحلیل عددی جریان خون در مدل دو بعدی دریچه آئورت با استفاده از روش تعامل سیال و جامد

میر حسین موسوی، ناصر فتورائی* و حمید رضا کانوزیان

دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه سیالات بیولوژیکی

E-mail: Nasser@aut.ac.ir

* نویسنده مسئول مکاتبات

چکیده

روش تعامل سیال و جامد (Fluid-Structure interaction) برای شبیه سازی عددی دریچه آئورت قلب بکار گرفته شده تا عملکرد آن مورد بررسی قرار گیرد. شبیه سازی شامل دو محیط مجزای سیال و جامد می باشد و معادلات حاکم بر آنها با استفاده از فرمول بندی لاگرانژی برای مدل جامد و فرمول بندی لاگرانژی-اولبری اختیاری (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) برای مدل سیال بصورت کوپل شده با استفاده از نرم افزار ADINA حل شده است. شرط مرزی فشار بصورت کسینوسی از سمت بطن به دریچه اعمال شده و باعث باز و بسته شدن آنها می شود. با این مدلسازی مشخصه های مختلف مانند توزیع جریان، گردابه ها، تنش برشی و توزیع فشار در زمانهای مختلف سیکل قلبی مورد ارزیابی قرار گرفته اند. نتایج نشان می دهد که در فاز بسته شدن دریچه، گردابه بزرگی در سینوس آئورت و گردابه های کوچکی در اطراف آن ایجاد می شود که در فاز باز شدن دریچه به سمت شریان آئورت رانده شده و از بین می روند. داشتن دانش درست از دینامیک جریان خون در دریچه ها می تواند برای طراحی دریچه های مصنوعی مورد استفاده قرار گیرد.

واژه های کلیدی: تحلیل عددی جریان خون، دریچه آئورت، تعامل سیال و جامد

۱- مقدمه

دریچه های مصنوعی قلب به مدت چهار دهه است که جهت جایگزین نمودن دریچه های طبیعی آسیب دیده قلب مورد استفاده قرار می گیرد. طراحی های متعددی از دریچه های مصنوعی قلب انجام گرفته و برای درمان بیماران مورد استفاده قرار گرفته است. در حالت ایده آل پروتز کار گذاشته باید عملکرد دریچه طبیعی قلب را در بیماران عیناً تقلید کرده و بیمار باید بتواند پس از کار گذاشتن دریچه از یک زندگی نسبتاً عادی و طبیعی برخوردار شود [۱].

برای طراحی و ساخت این وسایل، باید برخی از جنبه های بیولوژیکی نیز باید مد نظر قرار گیرد. برای کاهش آسیب به سلولهای قرمز خون دریچه مصنوعی باید به گونه ای باشد که از ایجاد نواحی سکون، برگشت جریان و نواحی با تنش برشی خیلی بالا برای سیال و دیواره حتی الامکان اجتناب

امروزه، اگر چه علوم و تکنولوژی پیشرفت شایان توجهی کرده است، اما هنوز هم بیماریهای قلبی جان عده زیادی را در هر سال می گیرد. همچنین عمده ترین عارضه های بشری مربوط به سیستم خونسازی و عروقی هستند. مطالعات نشان داده اند که یکی از فاکتورهای موثر بر ایجاد و گسترش این بیماریها، رژیم جریان خون است. یکی از انواع بسیار جدی بیماریهای قلبی، بیماری مربوط به دریچه های قلب است که کارایی مناسب خود را از دست می دهند. عدم کارایی مناسب دریچه ها می تواند باعث جلوگیری از عبور مناسب جریان خون، کاهش برون ده قلب، افزایش کار عضلات ماهیچه قلب و یا مشکلات زیاد دیگری شود [۱].

می دهد که یک فشار منفی بزرگی در انتهای لته ها در زمان بسته شدن دریچه ها می تواند باعث ایجاد حباب و کاویتاسیون کند. بلوستین و همکاران [۳] دریچه سالم و معیوب را با استفاده از تکنیک دینامیک سیالات محاسباتی به صورت عددی شبیه سازی کرده و عملکردشان را مقایسه کردند. به هر حال در این شبیه سازی FSI در نظر گرفته نشده و برای حرکت لتهای دریچه از اعداد آزمایشگاهی استفاده شده بود. زیا و همکاران [۵] دریچه مکانیکی قلب را بصورت سه بعدی و با استفاده از روش FSI مدل کرده اند و عملکرد آن را بطور کامل مورد بررسی قرار دادند. در این تحقیق لتهای دریچه بصورت صلب بودند که توانایی چرخش حول محور مشخصی را داشتند.

در تحقیق حاضر به منظور درک بیشتر از ارتباط الگوی حرکتی لتهای دریچه آئورت و الگوی جریان سیال عبوری، یک مدل دو بعدی از دریچه آئورت قلب انسان به صورت عددی و با استفاده از روش FSI شبیه سازی شده است تا عملکرد دریچه آئورت مورد بررسی قرار گیرد. شرط مرزی فشار ورودی بصورت پالسی با یک تابع کسینوسی برای ورودی مدل سیال اعمال شده است. بنابراین همانند دریچه آئورت، با زیاد شدن فشار ورودی، دریچه باز شده و جریان به سمت شریان آئورت انتقال می یابد و با کم شدن فشار ورودی، دریچه آئورت بسته شده و از عبور جریان به سمت خروجی جلوگیری می کند. با حل معادلات مربوط به میدان سیال و جامد، مشخصه های مختلف مانند توزیع فشار، تنش برشی، توزیع جریان، گردابه ها و نیروی وارد بر دریچه ها در زمانهای مختلف سیکل قلبی مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- روش تحقیق

۲-۱- هندسه مدل

بر اساس اطلاعات موجود در مرجع [۶]، هندسه مدل همانند شکل ۱ می باشد. حرکت دریچه برابر با بیشترین حرکت مربوط به مدل‌های سه بعدی در نظر گرفته شده است. اندازه مجاری ورودی و خروجی نیز برابر با قطر دریچه آئورت (۲ میلیمتر) می باشد. سینوس والسالوا با شکل و موقعیت مشابهی نسبت به دریچه واقعی آئورت قرار گرفته

شود. همچنین خون باید به طور کامل جاروب شده و منطقه ای وجود نداشته باشد که خون مدت زیادی در آن قسمت بماند [۳].

از آنجایی که شرایط کاری بسیار حساس است، استفاده از وسایل اندازه گیری جریان بسیار سخت و خطرناک است. بنابراین برای بدست آوردن مشخصات جریان نیاز است که از تکنیکهای محاسباتی استفاده کنیم. همچنین تکنیکهای محاسباتی برای بهینه سازی طراحی وسایل مکانیکی با هزینه و زمان کمتر نسبت به روشهای آزمایشگاهی مورد استفاده قرار می گیرد. با وجود اینکه مدل سازی عددی یکی از مراحل مهم این گونه تحقیقات می باشد ولی به علت عملکرد و هندسه پیچیده دریچه ها، وابستگی حرکت سیال و جامد، و تنوع رژیم جریان، تحقیقات انجام گرفته در این زمینه با ساده سازیهای زیادی همراه بوده است. امروزه دانش ما از دینامیک پیچیده دریچه های قلب، با استفاده از روشهای جدید اندازه گیری و تکنیکهای دقیق محاسباتی رو به افزایش است و این دانش می تواند در بهبود خصوصیات کارکردی دریچه های مصنوعی قلب مورد استفاده قرار گیرد.

برای مدل سازی عددی حرکت دریچه ها و بدست آوردن میدان سیال دو روش کلی وجود دارد. در روش اول حرکت مرز بصورت یک حرکت مشخص فرض شده و میدان سیال با حل معادلات حاکم محاسبه می شود. در این روش نیازی به مدل سازی محیط جامد نبوده و شرط مرزی جابجایی به محیط سیال اعمال می شود. در روش دوم که روش تعامل سیال و جامد (Fluid-Structure Interaction) معروف می باشد حرکت جامد وابسته به نیرویی است که سیال به آن وارد می کند و این حرکت خود در روی میدان سیال تاثیر می گذارد. در این مسائل باید دو محیط سیال و جامد مدل سازی شده و معادلات حاکم بر آنها بصورت کوپل شده با یکدیگر حل می شوند. مدل سازی عددی مسائل به روش FSI نسبت به مسائل مرز متحرک بسیار واقعی تر بوده و ساده سازی کمتری داشته ولی زمان حل آنها بسیار زیاد می باشد.

مطالعات آزمایشگاهی و شبیه سازیهای زیادی برای مدل سازی دریچه های قلب انجام گرفته است. مطالعات آزمایشگاهی ارائه شده توسط کاریسون و همکاران [۴] نشان

$$\tau_{ij}^f = -p\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad (3)$$

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

δ_{ij} دلتای کرونکر و μ ویسکوزیته سیال می باشد. از ترم جاذبه (وزن سیال) صرف نظر شده است.

در این مدل سازیها جامد بصورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده است و برای مدل سازی ریاضی آن از فرمول بندی لاگرانژی که بصورت زیر می باشد استفاده شده است.

$$\frac{\partial \tau_{ij}^s}{\partial x_j} = \rho^s \frac{\partial^2 d_i^s}{\partial t^2} \quad (5)$$

τ_{ij} تانسور تنش کوشی، d_i^s مولفه جابجایی و ρ^s چگالی جامد می باشد.

برای حل مسائلی که اثر FSI در نظر گرفته شده است باید شروط سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضا شوند. سازگاری سینماتیکی که بیان کننده شرط عدم لغزش در دیواره است بصورت زیر می باشد.

$$d_i^f = d_i^s \quad (6)$$

$$\frac{\partial d_i^f}{\partial t} = \frac{\partial d_i^s}{\partial t} \quad (7)$$

d_i^f و d_i^s به ترتیب مولفه های جابجایی سیال و جامد در مرز می باشند.

شروط سازگاری دینامیکی نیز بصورت زیر بیان می شود.

$$n_j \tau_{ij}^f = n_j \tau_{ij}^s \quad (8)$$

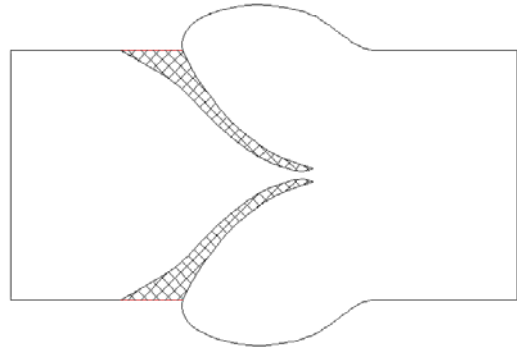
در این معادله n بردار نرمال مرز سیال و جامد می باشد.

۳-۲- شرایط مرزی

در مدل سیال چهار نوع شرط مرزی استفاده شده است که بصورت زیر می باشند.

۱- در دیواره شرط عدم لغزش برقرار بوده و مقادیر مولفه

است. همانند دریچه واقعی آئورت، لتهها با شیب نسبتاً زیادی به سمت داخل متمایل هستند. با این تا در هنگام کاهش جریان ورودی، از باز شدن در جهت مخالف جلوگیری شود.



شکل ۱- هندسه مدل شبیه سازی شده

۲-۲- معادلات حاکم

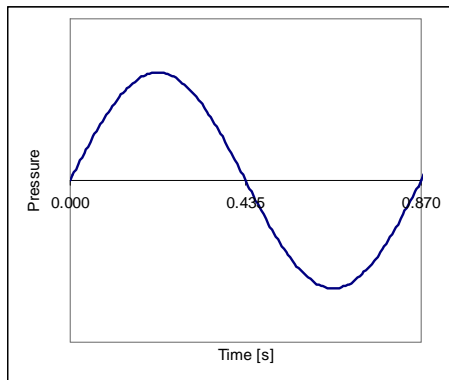
در این مساله خون به صورت سیال ویسکوز نیوتنی ایزوترمال در نظر گرفته شده و جریان سیال بصورت لایه ای فرض شده است. به علت جریان پالسی در دریچه آئورت، تحلیل برای سیال و جامد دینامیک گذرا می باشد. همچنین سیال را تراکم پذیر جزئی در نظر می گیریم. مطابق این فرض تغییرات چگالی به علت فشار در معادله ممنتوم قابل اغماض است ولی در معادله پیوستگی به علت همگرایی حل قابل اغماض نیست. چنین فرضی برای حل این گونه مسائل ضروری می باشد زیرا فرض سیال غیر قابل تراکم که نمی تواند در یک محفظه بسته بسته متراکم شود باعث واگرا شدن چنین مسائلی می شود. بنابراین معادلات پیوستگی و ممنتوم حاکم بر جریان سیال به صورت زیر می باشد.

$$\frac{1}{\beta} \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho \left(u_j - \frac{\partial d_j^f}{\partial t} \right) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \tau_{ij}^f}{\partial x_j} \quad (2)$$

در این معادلات β مدول بالک، p فشار، ρ چگالی، u_i سرعت سیال در جهت i ، و d_j^f مولفه جابجایی سیال در فصل مشترک سیال و جامد و مرزهای محرک دیگر می باشد. تانسور نرخ تنش و نرخ کرنش نیز به صورت زیر می باشند.

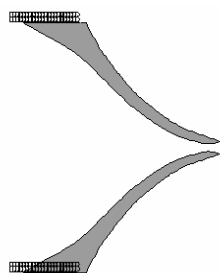
سیکل قلبی و برابر $T = 0.87 \text{ sec}$ می باشد. P_0 نیز مقدار پیک فشار بوده و مقدار آن طوری انتخاب شده است تا حرکت قابل قبولی برای دریچه ایجاد شود.



شکل ۴: شرط مرزی فشار ورودی

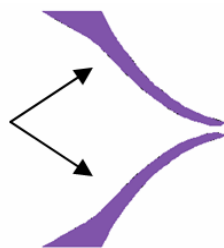
در مدل جامد نیز سه نوع شرط مرزی استفاده شده است که بصورت زیر می باشند.

۱- شرط جابجایی صفر برای انتهای لتهای دریچه در نظر گرفته شده است.

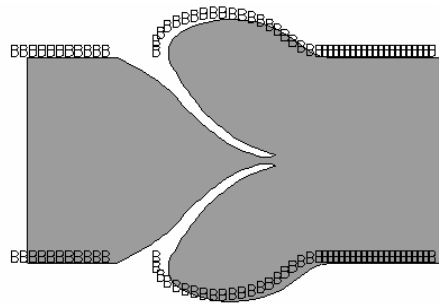


شکل ۵: شرط جابجایی صفر برای دو انتهای دریچه

۲- سطوح تماس لتهای دریچه بصورت حفت سطح هایی که می توانند با هم برخورد داشته باشند (هنگام بسته شدن دریچه ها) تعریف شده اند. بدون تعریف این شرط، لتهای دریچه در مدل جامد می توانند از همدیگر عبور کرده و به اصطلاح همدیگر را نمی بینند.



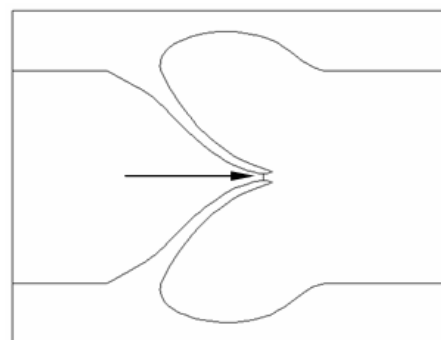
های سرعت سیال صفر می باشد.



شکل ۲: شرط عدم لغزش برای دیواره در مدل سیال

۲- شرط مرزی FSI بین خون و لتهای دریچه آنورت گرفته شده است.

۳- خط متصل کننده نقاط انتهایی لتهای دریچه آنورت نشان داده شده در شکل ۳ بصورت شرط مرزی گپ (Gap Condition) تعریف شده اند. گپ می تواند بسته به اندازه طول خط باز یا بسته باشد. اگر لتهای دریچه به همدیگر نزدیک شده و طول آن از یک مقدار مشخصی که قبلاً تعریف کرده ایم کوتاهتر شود به شرط مرزی دیوار تبدیل شده و از عبور جریان جلوگیری می کند. بنابراین دریچه بسته می شود. و اگر لتهای دریچه همدیگر دور شده و طول آن از یک مقدار مشخص دیگری که قبلاً تعریف کرده ایم بلندتر شود شرط مرزی دیوار برداشته می شود. بنابراین خط گپ یک خط داخلی شده و جریان می تواند از آن عبور کند.



شکل ۳: شرط مرزی گپ در دریچه شبیه سازی شده

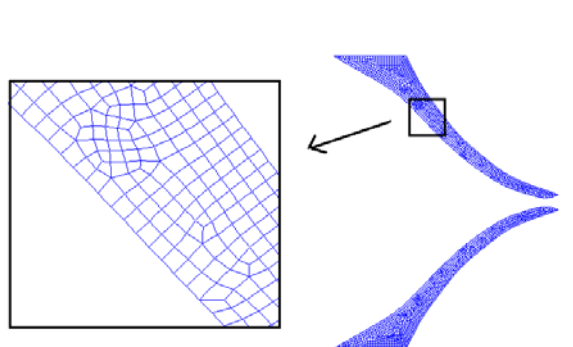
۴- شرط مرزی فشار ورودی بصورت یک تابع سینوسی بصورت $P = P_0 \sin(2\pi t / T)$ ساده سازی شده است تا عملکرد دریچه مورد ارزیابی قرار گیرد. T دوره زمانی هر

استخراج فرم ضعیف معادلات حاکم استفاده شده است. برای حل معادلات استخراج شده از روش تکرار نیوتنی استفاده شده است. تعداد تکرار و خطای تکرار برای هر دو مدل جامد و سیال به ترتیب ۱۰۰ و ۰/۰۰۱ در نظر گرفته شده است.

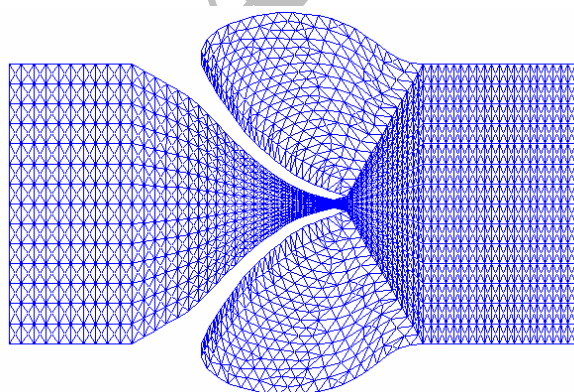
۶-۲- بررسی مقدماتی مدل

۱- مستقل بودن نتایج از شبکه تولید سده

در این مدل‌های دوبعدی، شبکه بندی جامد با المانهای Plane Strain با ۴ ند برای هر المان و شبکه بندی سیال با المانهای مثلثی Planar با ۳ ند در هر المان ساخته شد. برای اطمینان از صحت نتایج از شبکه بندی تولید شده، شبکه بندی محیط جامد بسیار ریز انتخاب شد و شبکه بندیهای مختلفی برای محیط سیال در نظر گرفته شد. شبکه بندی سیال تا حدی ریز انتخاب شد که اختلاف بین مقادیر بدست آمده برای سرعت در طول سیکل قلبی قابل صرفنظر باشد.



شکل ۷: شبکه بندی نهایی جامد



شکل ۸: شبکه بندی نهایی سیال

شکل ۶: شرط برخورد برای لتهای دریچه

۳- همانند مدل سیال، شرط مرزی FSI بین خون و لتهای دریچه در نظر گرفته شده است.

۴-۲- خواص فیزیکی مواد

با وجود اینکه خون یک سیال غیر نیوتنی می باشد ولی در قلب و شریانهای بزرگ می توان از اثر غیر نیوتنی آن صرفنظر کرد. بنابراین در مدل سیال خون بصورت نیوتنی با ویسکوزیته ثابت مدل سازی شده است.

در مدل جامد لتهای دریچه بصورت الاستیک خطی مدل شده اند. مقدار ضریب پواسون $\nu = 0.495$ در نظر گرفته شده تا لتهای بصورت جسم غیر قابل تراکم مدل شود. پارامترهای لازم برای تعریف این موادها در جدول شماره ۱ آمده است.

جدول ۱: خواص فیزیکی مواد بکار رفته در مدل سازی

مشخصه	لتهای دریچه (جامد)	خون (سیال)
ویسکوزیته (kg/m.s)	-----	4.3×10^{-3}
مدول بالک (N/m ²)	-----	3×10^8
چگالی (kg/m ³)	1000	1000
مدول یانگ (N/m ²)	1.5×10^6	-----
ضریب پواسون	0.495	-----

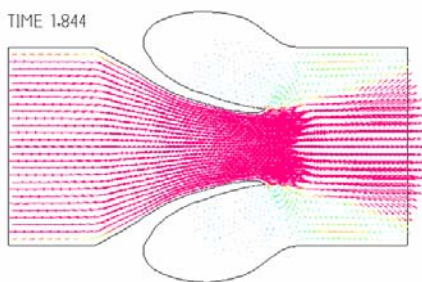
۵-۲- روش حل

برای حل معادلات حاکم، میدان سیال و جامد به المانهای محاسباتی تقسیم بندی شد. آنالیز غیر خطی برای تغییر شکل زیاد لتهای دریچه و سطوح برخورد لتهای دریچه ضروری می باشد. برای حل معادلات حاکم در مدل که یک مساله FSI می باشد از روش المان محدود و از حل کننده Sparse استفاده شده است. با استفاده از فرمول بندی لاگرانژی برای مدل جامد و فرمول بندی لاگرانژی-اولیری اختیاری (ALE) برای مدل سیال سیستم کوپل شده با استفاده از نرم افزار ADINA حل شده است. در نرم افزار ADINA برای روش المان محدود از شیوه گالریکین برای

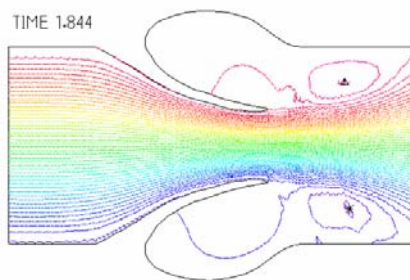
گردابه های ایجاد شده در فاز باز شدن دریچه به بیرون انتقال می یابند.

سرعت، گرادیان سرعت و در نتیجه تنش برشی سیال در نزدیک دریچه های ورودی و خروجی در هنگام باز شدن دریچه ها زیاد می باشد ولی مقدار اعداد بدست آمده در مدل های دو بعدی برای تنش برشی نمی تواند قابل استفاده باشد و مقادیر نسبی آنها در زمانهای مختلف سیکل مهم می باشند.

در فاز باز شدن به فاصله اندکی از دریچه آنورت، آشفتگی جریان از بین رفته و جریان تقریباً رو به جلو در تمام نقاط برقرار می شود.



شکل ۹: نمونه ای از بردارهای سرعت بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان باز شدن دریچه



شکل ۱۰: نمونه ای از خطوط جریان بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان باز شدن دریچه

۲- مستقل بودن نتایج از گام زمانی

در تست استقلال از شبکه بندی گام زمانی $\Delta t = 0.05 \text{ sec}$ در نظر گرفته شده بود و در حل نهایی مدل های عددی برای بالا بردن دقت حل، گام زمانی $\Delta t = 0.01 \text{ sec}$ انتخاب شد.

۳- از بین بردن تاثیر شرایط اولیه

به دلیل ماهیت فیزیکی مساله جوابهای پریودیک حائز اهمیت می باشند. بنابراین برای رسیدن به جواب سیکل پایدار و از بین بردن تاثیر شرایط اولیه، سه سیکل متوالی حل شده است و نتایج ارائه شده مربوط به سیکل سوم می باشد.

۳- نتایج

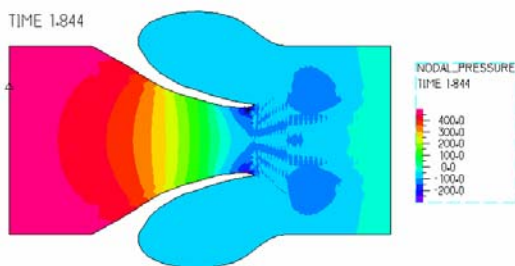
۳-۱- الگوی جریان

نمونه هایی از نتایج تحلیل عددی جریان خون داخل در مدل دریچه آنورت در شکلهای ۹ تا ۱۴ آورده شده است. این نتایج نشان می دهد که در فاز باز شدن، لتهای دریچه در مدت تقریباً ۰/۲ ثانیه به حالت باز در می آیند. بعد از آن با ثابت بودن تقریبی محل دریچه جریان به سمت خروجی انتقال می یابد. بعد از گذشت زمان و با کم شدن جریان خروجی، لتهای دریچه شروع به بسته شدن می کنند. در این مرحله گردابه در سینوس آنورت تشکیل می شود. وجود این گردابه به بسته شدن دریچه آنورت کمک می کند. علاوه بر گردابه بزرگ تولد شده در سینوس آنورت گردابه های دیگری نیز در اطراف دریچه تشکیل می شود. وجود این گونه گردابه ها در جریان خون باعث برای جلوگیری از انعقاد خون مفید است.

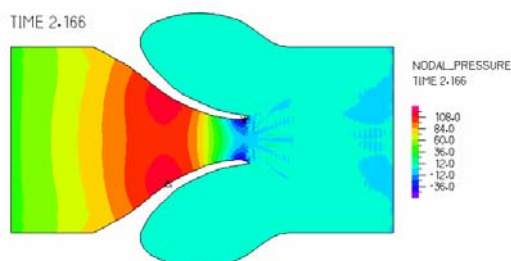
با گذشت زمان لتهای دریچه بهم رسیده و دریچه بطور کامل بسته می شود. به این ترتیب از ایجاد جریان برگشتی در فاز دیاستول جلوگیری می شود. عملکرد دریچه تاثیر زیادی در برون ده قلب دارد و دیر بسته شدن آن باعث افزایش جریان برگشتی و در نتیجه کاهش برون ده قلب می شود. در فاز دیاستول، لتهای دریچه آنورت تمایل به برگشت به سمت عقب (بطن) را دارند ولی به خاطر هندسه ای که دارند از باز شدن به سمت بطن جلوگیری به عمل می آورد.

۲-۳- توزیع فشار

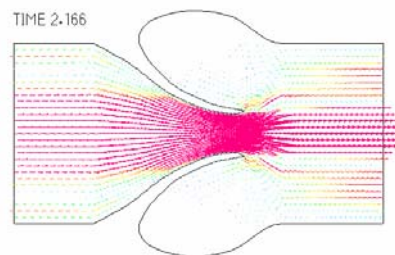
مقادیر فشار نیز در کل سیکل محاسبه شده است که نمونه ای از آنها در شکل‌های ۱۵ تا ۱۷ آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد که در فاز باز شدن دریچه‌ها توزیع فشار از ورودی تا نوک لته‌ها تقریباً بصورت خطی کاهش می‌یابد و بعد از گذشتن از نوک لته‌ها فشار تقریباً یکنواخت است. همچنین در فاز بسته شدن دریچه‌ها توزیع فشار در جهت جریان از ورودی تا نوک لته‌ها تقریباً بصورت خطی افزایش می‌یابد و بعد از گذشتن از نوک لته‌ها فشار تقریباً یکنواخت است. در فاز بسته بودن کامل لته‌های دریچه، دو مقدار متفاوت برای فشار در دو سمت وجود دارد که در هر سمت مقدار توزیع یکنواختی دارد. یک نکته قابل توجه این است که هم در فاز باز شدن لته‌های دریچه و هم در فاز بسته شدن لته‌های دریچه، فشار بسیار کمی در کنار نوک لته‌ها ایجاد می‌شود.



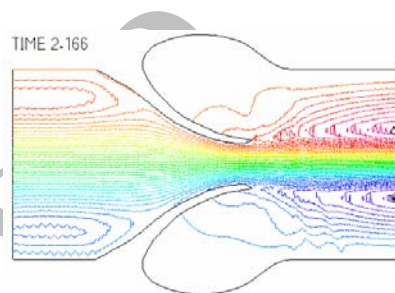
شکل ۱۵: نمونه ای از توزیع فشار بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان باز شدن دریچه



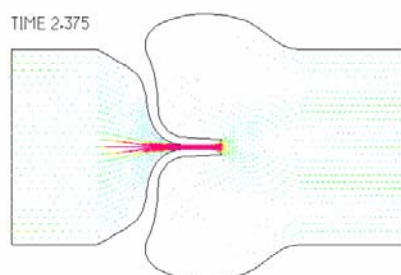
شکل ۱۶: نمونه ای از توزیع فشار بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته شدن دریچه



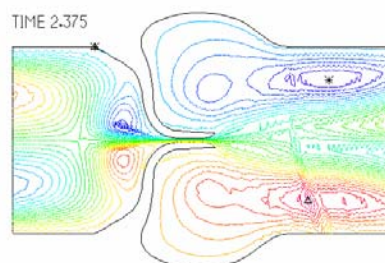
شکل ۱۱: نمونه ای از بردارهای سرعت بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته شدن دریچه



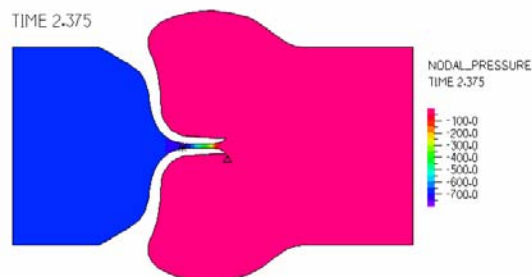
شکل ۱۲: نمونه ای از خطوط جریان بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته شدن دریچه



شکل ۱۳: نمونه ای از بردارهای سرعت بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته بودن کامل دریچه



شکل ۱۴: نمونه ای از خطوط جریان بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته بودن کامل دریچه



شکل ۱۷: نمونه ای از توزیع فشار بدست آمده در تحلیل عددی جریان برای مدل سیال در زمان بسته بودن کامل دریچه

مراجع

- [1] A. C. Guyton and J. E. Hall, Textbook of Medical Physiology, W. B. Saunders Company, 10th Ed., 2000.
- [2] K. B. Chandran, Dynamic Behavior Analysis of Mechanical Heart Valve Prostheses, from Cardiovascular Techniques, Biomechanical Systems Techniques and Applications, Volume II, CRC Press, 2001.
- [3] T. Korakianitis and Y. Shi, "Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valves", Journal of Biomechanics, Vol 39, pp. 1964-1982, 2006.
- [4] L. A. Garrison, T. C. Lamson, S. Deutsch, D. B. Geselowitz, R. P. Gaumond, J. N. Tarbell, "An in-vitro investigation of prosthetic heart valve cavitation in blood", *J Heart Valve Dis.*, Vol. 3, Suppl. 1, S8-S24, 1994.
- [5] G. H. Xia, Y. Zhao, J. H. Yeo, "Numerical Simulation of 3d Fluid-Structure Interaction Using AN Immersed Membrane Method", Modern Physics Letters B, Volume 19, Issue 28-29, pp. 1447-1450, 2005.
- [6] Y. C. Fung, Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissue, 2th Ed., Springer, New York, 1993.

Archive of SID

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



عضویت در خبرنامه



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛ شبکه های توجه گرافی (Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین مقاله نویسی IEEE و ISI ویژه فنی و مهندسی