

شبیه سازی جریان خون عبوری از دریچه میترال

مجتبی گورکی فرد¹، محسن گورکی فرد²، احسان گورکی فرد³، احمد صداقت⁴

¹ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران، mojtaba924@yahoo.com
² کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران، kingmondo88@yahoo.com
³ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران، e.gorakifard@me.iut.ac.ir
⁴ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران، sedaghat@cc.iut.ac.ir

چکیده

خون بازگشتی از بافتها را به ریه‌ها می‌رساند (گردش خون کوچک یا ریوی). خون تصفیه شده از ریه برای اینکه به اندام‌های بدن تزریق شود می‌بایست از دریچه میترال عبور کند که عدم کارایی این دریچه مانع از پمپاژ خون می‌شود. شناخت صحیح از شیوه کاری دریچه میترال در جراحی‌های ترمیمی مفید می‌باشد. بر طبق پیش بینی سازمان بهداشت جهانی در سال 2010 حدود 16/6 میلیون مورد بیماری‌های قلبی عروقی وجود خواهد داشت. یکی از شایع ترین این بیماری‌ها مربوط به دریچه میترال می‌باشد. شناخت صحیح از نحوه کار این دریچه باعث بهبود در رویه جراحی قلب می‌شود.

قلب یک عضو سه بعدی با یک شکل پیچیده و خاص می‌باشد. خون در دو کانال مجزا با یک فضای محدود که در یکدیگر می‌پیچند جریان پیدا می‌کند و قلب را در یک حالت حرکت انقباضی افزایشی قرار می‌دهد. چهار دریچه قلب یک نقش کلیدی در این دینامیک هوشمند بازی می‌کنند. آنها قادر هستند که خون را در مسیر یک جهتی حرکت دهند. دریچه‌های قلب در طول یک زندگی نرمال سه میلیون بار باز و بسته می‌شوند. آنها همچنین توانایی حرکت دبی خون 1 تا 201 بار بر دقیقه برای زمان‌های استراحت، تمرین ورزشی و دیگر شرایط فیزیکی دارند. دریچه‌های آئورتی¹، پالمونری²، میترال³ و تراکیوسپید⁴ در یک صفحه که اساس قلب نامیده می‌شوند قرار گرفته‌اند [1]. این ناحیه‌ای است که به وسیله آناتومی شناس فرانسوی اسکلت فیبروس⁵ قلب نامگذاری شده است. اسکلت فیبروس به مایوکاردیوم⁶ مانند زردپی به استخوان محکم چسبیده است [2]. این طراحی، دریچه‌هایی بین محفظه‌های قلب و رگ‌ها تولید می‌نماید و کار قلب را در زندگی ایمن می‌کند. موقعیت‌های سوراخ‌های دریچه که توسط اسکلت فیبروس در قلب توضیح داده شده است ارتباط نزدیک چهار دریچه را با هم نشان می‌دهد. که پایه مهمی در جراحی‌ها ترمیمی بیماری‌های دریچه‌ها می‌باشد [3-4].

امروزه میزان مرگ و میر ناشی از بیماری‌های قلبی عروقی در کشورهای جهان در حال افزایش است. عمده‌ترین بیماری‌های قلبی و عروقی عبارت است از کار افتادگی دریچه میترال، که اگر با عمل جراحی موفقیت آمیزی همراه نباشد باعث مرگ می‌شود جراحی‌های ترمیمی با استفاده از شناخت مناسب جریان عبوری از میترال پیشرفت می‌کنند. در سال‌های اخیر بر همکنش سازه و سیال مخصوصاً در بایومکانیک مورد توجه زیادی قرار گرفته است. موضوع اصلی این بررسی شبیه‌سازی جریان عبوری از دریچه میترال با در نظر گرفتن اثرهای متقابل دریچه و خون بر روی یکدیگر در یک سیکل زمانی با استفاده از المان محدود می‌باشد. در این بررسی، فرمولاسیون اولری - لاگرانژی اختیاری برای سیال و فرمولاسیون لاگرانژی برای توصیف حرکت سازه استفاده شده است. همچنین روش نیومارک برای انتگرال زمانی و به علت تغییر شکل زیاد دریچه مش تطبیقی اعمال می‌شود. ناحیه محاسباتی به دو ناحیه جامد و سیال تقسیم می‌شود که در سطح تماس با یکدیگر کوپله می‌شوند. یک برش سه‌بعدی از بطن چپ به همراه قسمت انتهایی از دهلیز چپ قلب مورد مطالعه قرار گرفته است. از مهمترین نتایج این بررسی می‌توان به مشاهده نحوه باز شدن بازوهای دریچه، ایجاد گردابه‌ها در پشت دریچه، نحوی اعمال فشار بر بازوها و بستن شدن دریچه برای سختی‌های مختلف دریچه اشاره نمود. صحت نتایج با نتایج تحلیلی و آزمایشگاهی موجود در مراجع اعتبار سنجی شده است و تطابق خوبی بین آنها دیده می‌شود.

کلمات کلیدی: دریچه میترال، بر همکنش سازه و سیال، بایومکانیک، اولری لاگرانژی اختیاری

مقدمه

قلب عضو عضلانی توخالی و مخروطی شکلی می‌باشد که از دیرباز مورد توجه بشر بوده است. قلب پمپ یا تلمبه‌ای است که خون را در بدن به گردش در می‌آورد که در حقیقت از دو پمپ تشکیل شده است یکی قلب چپ که خون بازگشتی از ریه‌ها را به بافتها می‌رساند (گردش خون بزرگ یا سیستمیک) و دیگری قلب راست که

¹ Aortic
² Pulmonary
³ Mitral
⁴ Tricuspid
⁵ Fibrous
⁶ Myocardium

سازه و سیال باشد اتفاق می افتد و هر دو ناحیه تغییر شکل بزرگی خواهند داشت.

روش های اصلی مورد استفاده در مسائل برهمکنش سازه و سیال یکی آنی و دیگری تکرار شونده می باشند. در روش حل آنی معادلات سیال و جامد به دست آمده و با هم حل می شوند. در روش تکرار هر میدان سیال و جامد به طور مجزا حل شده و متغیرهای حل نیروها، جابجایی ها و سرعت ها در سطح تماس به طور تکراری از یک میدان به میدان دیگر تا همگرایی ایجاد شود، قرار داده می شوند. در مقاله حاضر برای اولین بار با استفاده از المان محدود به بررسی برهمکنش سازه و سیال برای درجه میترال سه بعدی با استفاده از روش مستقیم دوطرفه اولری لاگرانژی اختیاری رهبر و پیرو به همراه مش تطبیقی پرداخته شده است.

معادلات حاکم

مدل سازه بر اساس سیستم مختصات لاگرانژی فرض می شود در صورتی که مدل سیال معمولاً از سیستم مختصات اولری استفاده می شود. اما چون سطح تماس سازه و سیال تغییر شکل دارد مدل سیال به صورت سیستم مختصات اولری لاگرانژی اختیاری انتخاب می شود. معادلات لاگرانژی حرکت سازه عبارتند از :

$$\rho \frac{\partial^2 U}{\partial t^2} = \nabla \cdot \tau + F^B \quad (1)$$

که ρ چگالی، U بردار جابجایی های سازه، t زمان، τ تانسور تنش، F^B بردار نیروهای جسم می باشند. معادلات حرکت جریان سیال تراکم پذیر اولری لاگرانژی اختیاری عبارتند از:

$$\rho \frac{\partial V}{\partial t} + \rho[(V - \hat{V})]V = \nabla \cdot \tau + F^B$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + (V - \hat{V}) \cdot \nabla \rho + \rho \nabla \cdot V = 0 \quad (2)$$

که ρ چگالی سیال، V سرعت سیال، \hat{V} شبکه اولری لاگرانژی اختیاری، τ تانسور تنش سیال، F^B بردار نیروهای جسم سیال، e انرژی داخلی، D تانسور کرنش سرعت، q بردار شار گرمایی، q^B نرخ تولید گرما به حجم می باشد. با قرار دادن \hat{V} برابر صفر شبکه اولری لاگرانژی حرکتی نخواهد داشت و فرمولاسیون اولری ایجاد می شود و اگر برابر V قرار گیرد شبکه اولری لاگرانژی با ذرات سیال حرکت می کند و تبدیل به فرمولاسیون لاگرانژی می شود. در مسئله برهمکنش سازه و سیال، شرایط سازگاری و تعادل باید در سطح مشترک مهیا شود این شرایط عبارتند از:

$$\tau^S \cdot n = \tau^F \cdot n$$

$$U^I(t) = \hat{U}^I(t) \quad (3)$$

$$\dot{U}^I(t) = V^I(t) = \hat{V}^I(t)$$

$$\ddot{U}^I(t) = \dot{V}^I(t) = \dot{\hat{V}}^I(t)$$

بنابراین هر درجه قلب ساختمان بافتی و ویژگی های آناتومی خاصی دارند. برای مثال درجه های آئورتی و پالمونری با فشارهای مختلفی روبه رو هستند ولی در معرض یک جریان قرار دارند. به عبارت دیگر درجه های دهلیزی با خواص دیگری وقتی جریان هنگام خروج به بطن تغییر می کند مواجه می شوند. درجه های میترال و تراکیوسپید نیز برای خواص جریان طراحی شده اند. این دو درجه تغییرات قابل توجی در موقعیتشان هنگام سیستم فشار بالا و پایین دارند. فهم قابل قبولی از ساختمان درجه برای درمان بیماری های قلبی درجه مفید می باشد و اطلاعات مهمی برای جراحی های ترمیمی درجه ایجاد می کند. درجه میترال (آنتیونتریکیولاریس سینسیترا¹، بیکاسپیدالیس²) درجه ای است که بین دهلیز چپ و بطن چپ قلب قرار گرفته است که از 2 بازو تشکیل شده است [5]. سازه های آنالاس³، لیفلت⁴، کوردت تندینیت⁵ و عضلات پاپیلاری⁶ درجه میترال را تشکیل می دهند. به طور طبیعی این درجه هنگامی که باز است خون از دهلیز چپ وارد بطن چپ می شود. طی انقباض بطن چپ درجه میترال به وسیله تارهای نگه دارنده محکم بسته می شود. بخاطر شباهت به میتر کلاه اسقف کاتولیک، درجه میترال نامگذاری شده است. از بیماری های مهم درجه میترال، افتادگی درجه میترال و تنگی درجه میترال می باشد.

تحلیل سیستم چند فیزیکی کوبله شده برای فهم و بهینه کردن رفتار سیستم امروزه به کرات مورد نیاز می باشد. تحلیل مسائلی که شامل برهمکنش جریان سیال با سازه می باشد در کاربردهای مختلف شامل سیستم های بیومکانیک، میکروکانال ها و بهینه سازی و کنترل سیستم ترمز پمپ نیاز می باشد [6-10]. بنابراین توسعه روش های المان محدود برای حل مسائل برهمکنش سازه و سیال بسیار مهم می باشد. استراتژی های مختلف برای مسائل برهمکنش سازه و سیال پیشنهاد شده است و انتخاب روش موثر به ویژگی مسئله مورد تحلیل بستگی دارد. مدل ریاضی در توضیح رفتار سیال نقش مهمی در انتخاب روش حل مناسب بازی می کند. برای مثال اگر سیال مدل شده از تقریبات اکوستیک استفاده کند فرمول پتانسیل برای حل مشکل می توان استفاده نمود و درجه آزادی سیال برای هر گره به یک کاهش می یابد. معادلات سیال می توان با معادلات جامد به روش موثر با استفاده از فرمول ϕ کوبله شوند [11-12]. روش های حل آنی برای مدل سیال اکوستیک نیز ارائه شده اند [13]. همچنین معادلات برهمکنش سازه و سیال کوبله شده را می توان با روش های تکرار شونده نیز مدل نمود [14]. اگر سیال مدل شده از معادلات ناویر استوکس یا اولر استفاده کند دو مورد قابل تامل می باشد. مورد اول وقتی تغییر شکل جسم در ناحیه سیال ناچیز باشد، برهمکنش بین سیال و جامد ضعیف می باشد مورد دوم وقتی برهمکنش شدید بین

Atrioventricularis Sinistra¹
Bicuspidalis²
Annulus³
Leaflets⁴
Chordae Tendinae⁵
Papillary⁶

شرط توسط حل معادلات کوپله که با روش انتگرالی زمانی به دست می‌آید محقق می‌شود. معادله 5 به صورت معادله 7 نوشته می‌شود.

$$\begin{bmatrix} M_V^{II} & M_V^{IF} \\ M_V^{FI} & M_V^{FF} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{V}^I \\ \dot{V}^F \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_V^{II} + \hat{M}_V^{II} & K_V^{IF} \\ K_V^{FI} + \hat{M}_V^{FI} & K_V^{FF} \end{bmatrix} \times \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} V^I \\ V^F \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \hat{K}_V^{II} & 0 \\ \hat{K}_V^{FI} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U^I \\ U^F \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_V^I \\ R_V^F \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} F_V^I \\ F_V^F \end{bmatrix}$$

با استفاده از معادلات 4 و 6 و 7 معادله کوپله شده سازه و سیال حاصل می‌شود و با روش انتگرال زمانی معادله 8 حاصل می‌شود.

$$\begin{bmatrix} \tilde{K}_U^{SS} & \tilde{K}_U^{SI} & 0 \\ \tilde{K}_U^{IS} & \tilde{K}_U^{II} + \tilde{K}_V^{II} & \tilde{K}_V^{IF} \\ 0 & \tilde{K}_V^{FI} & \tilde{K}_V^{FF} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U^S \\ U^I \\ U^F \end{bmatrix} = \quad (8)$$

$$\begin{bmatrix} R_U^S \\ 0 \\ R_V^F \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tilde{F}_U^S \\ \tilde{F}_U^I + \tilde{F}_V^I \\ \tilde{F}_V^F \end{bmatrix}$$

که \tilde{K} ماتریس ضریب خطی، U بردار سرعت‌ها/جابجایی‌ها، R بردار نیروهای اعمالی خارجی، بردار \tilde{F} شامل ترم‌های خطی و گسسته سازی می‌باشند. U^S شامل جابجایی، U^I شامل سرعت‌ها و U^F شامل هم سرعت‌ها و جابجایی‌ها می‌باشند.

چون ماتریس ضرایب جریان سیال غیرممتقارن می‌باشد ماتریس ضرایب برهمکنش سازه و سیال کامل وقتی از روش حل آنی برای معادله 8 استفاده می‌شود نامتقارن می‌شود. حل آنی و تکراری برای مسئله‌های برهمکنش سازه و سیال استفاده می‌شوند. در روش حل آنی با استفاده از معادله 8 و روش طرح‌های انتگرال زمانی مناسب پایداری بدون شرط حاصل می‌شود. بنابراین معادله 9 حاصل می‌شود.

$$\begin{bmatrix} \hat{K}_U^{II} - \hat{K}_U^{IS} (\hat{K}_U^{SS})^{-1} \hat{K}_U^{SI} + \hat{K}_V^{II} & \hat{K}_V^{IF} \\ & \hat{K}_V^{FF} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U^I \\ V^F \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R^I - \hat{K}_U^{IS} (\hat{K}_U^{SS})^{-1} \hat{R}_S^S \\ \hat{R}_F^F \end{bmatrix} \quad (9)$$

چون مسائل برهمکنش سازه و سیال غیرخطی می‌باشد معادله 9 باید تا رسیدن به حل همگرا تکرار شود. روش تکرار نیوتن رافسون برای این منظور استفاده شده است. رابطه 10 برای محاسبه جابجایی‌های نقاط گره ای داخلی سازه استفاده می‌شود

$$U^S = (\hat{K}_U^{SS})^{-1} (\hat{R}_S^S - \hat{K}_U^{SI}) \quad (10)$$

الگوریتم حل را می‌توان به صورت زیر خلاصه نمود.

- 1- ماتریس ضرایب سازه ساخته می‌شود
- 2- ماتریس ضرایب سیال ساخته می‌شود
- 3- ماتریس ضریب سازه به ماتریس ضریب سیال اضافه می‌شود
- 4- معادله غیرخطی 9 حل می‌شود

که n نرمال بردار واحد در سطح مشترک سیال و جامد، U و \hat{U} جابجایی‌های سازه و ناحیه سیال، V سرعت سیال، \hat{V} سرعت ناحیه سیال، نقطه ارائه شده مشتقات زمانی، I ، سطح تماس S جامد و F سیال می‌باشند [15].

روش حل عددی

در این مقاله برای حل عددی از روش مستقیم دو طرفه توسط کد دینامیک سیالات محاسباتی آدینا استفاده شده است. بر این اساس معادلات 1 و 2 با استفاده از روش المان محدود گسسته می‌شوند. معادلات گسسته‌سازی شده خطی سازه (بدون اتلافات) در زمان t به صورت زیر بیان می‌شود

$$M_U \ddot{U} + K_U U = R_U - F_U \quad (4)$$

که M_U و K_U ماتریس جرم و ماتریس سختی، R_U بردار نیروهای اعمالی خارجی و F_U ترم‌های خطی می‌باشند. معادلات جریان سیال اولری لاگرانژی خطی عبارتند از:

$$[M_V \quad \hat{M}_V] \begin{bmatrix} \dot{V} \\ \hat{V} \end{bmatrix} + [K_V \quad \hat{K}_V] \begin{bmatrix} V \\ \hat{U} \end{bmatrix} = R_V - F_V \quad (5)$$

که M_V و K_V ماتریس جرم و ضریب مماسی جریان سیال، \hat{M}_V و \hat{K}_V ماتریس جرم و ضریب مماسی برای ترم‌های اولری لاگرانژی اختیاری خطی ترکیبی با حرکت شبکه، V سرعت‌های نقطه گره ای، \hat{U} و \hat{V} بردارهای جابجایی‌ها و سرعت‌های شبکه، R_V بردار نیروهای اعمالی خارجی و F_V شامل ترم‌های خطی شده می‌باشند.

جابجایی‌های مش‌های داخلی (که روی سطح تماس نیستند) توسط معادله لاپلاس با توجه به جابجایی صفحه سطح تماس محاسبه می‌شود برای تغییر شکل‌های زیاد برای همگرایی بهتر حل نیز از روش رهبر و پیرو استفاده شده است که برای مرزها $d = \lambda \Delta d^I$ و غیره $d^f = \lambda \Delta d^I$ ($I - nm$) جابجایی f و l مخفف پیرو و رهبر می‌باشند. همچنین به علت تغییر شکل زیاد المان‌ها از مش تطبیقی استفاده می‌شود [16].

برای حل مسائل برهمکنش سازه و سیال با استفاده از روش المان محدود معادله 4 و 5 با استفاده از شرایط سینماتیکی و تعادلی 3 کوپله می‌شوند [15].

با فرض اینکه نیرویی خارجی بر سطح تماس اعمال نمی‌شود معادله شرایط تعادلی و سازگاری عبارتند از:

$$R_U^I + R_V^I = 0 \quad (6)$$

$$U^I = \hat{U}^I$$

$$\dot{U}^I = \dot{\hat{V}}^I = V^I$$

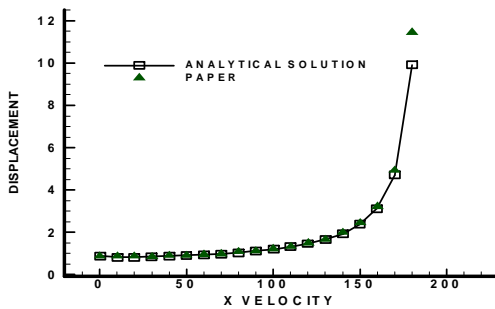
$$\ddot{U}^I = \dot{V}^I$$

سومین بخش معادله 6 معمولا برای ارضا شدن با مشکل مواجه می‌شود و به درستی برای تمام زمان‌ها محقق نمی‌شود بنابراین این

5- با استفاده از محاسبه جابجایی در سطح تماس، جابجایی داخلی سازه با کمک معادله 10 محاسبه می‌شود.

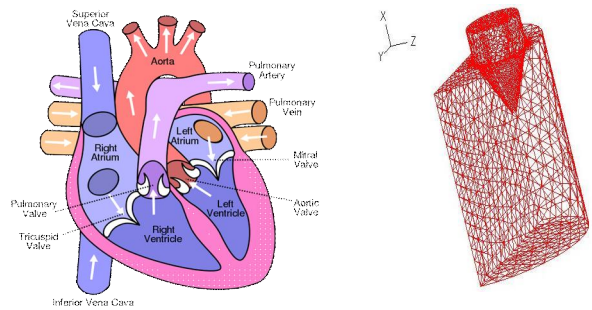
تغییرات سرعت در راستای جریان به جابجای وسط لوله با نتایج تحلیلی [20] مقایسه شده و دیده می‌شود که تطابق خوبی بین این دو نمودار وجود دارد.

شکل 4 و 5 نمودار جابجایی و فشار برای نقطه انتهایی دریچه راست با دو سختی متفاوت ارائه شده در جدول 1 را نشان می‌دهد. همان طور که در شکل 4 مشاهده می‌شود با کاهش سختی میزان جابجایی دریچه افزایش می‌یابد. و مطابق شکل 5 با کاهش سختی میزان فشار اعمالی بر دریچه کاهش می‌یابد. بنابراین بر اثر عواملی مانند پیری یا مشکلات قلبی پیش آمده سختی دریچه نیز تغییر می‌کند که باعث بی‌نظمی در انقباض و انبساط بطنی - دهلیزی و بی‌نظمی پمپاژ خون می‌شود.

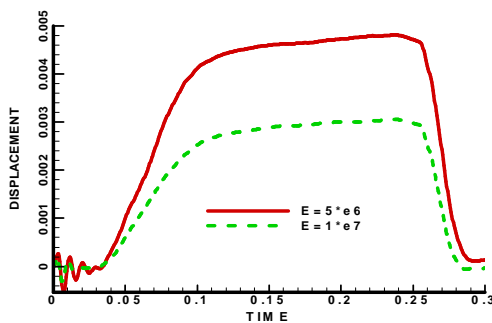


شکل 3: تغییرات سرعت در راستای جریان به جابجای وسط لوله

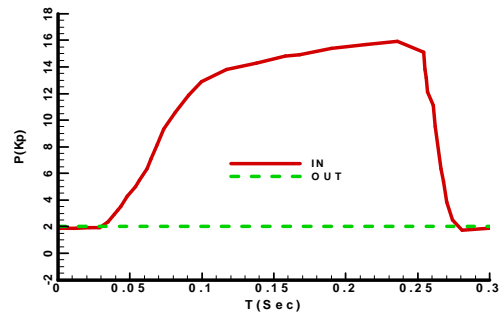
نتایج
در این مقاله، جریان عبوری از دریچه میترال با در نظر گرفتن اثرهای متقابل دریچه و خون بر روی یکدیگر در یک سیکل زمانی با استفاده از المان محدود شبیه‌سازی شده است. برای این منظور یک برش سه‌بعدی از بطن چپ به همراه قسمت انتهایی از دهلیز چپ قلب مورد مطالعه قرار گرفته است. شکل 1 شماتیکی از قلب و شبکه محاسباتی دریچه میترال را نشان می‌دهد. شرط مرزی اعمالی بر روی ناحیه محاسباتی فشار ورودی بالایی و خروجی پایینی مطابق شکل 2 می‌باشد. خصوصیات فیزیکی مورد استفاده در این مقاله در جدول 1 آورده شده است [17-19].



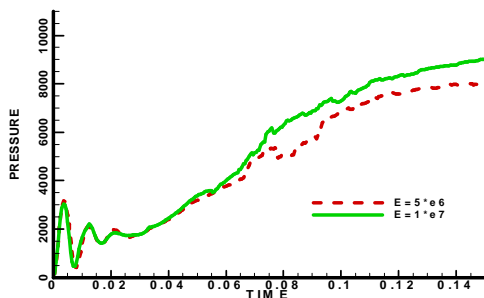
شکل 1: شکل شماتیک قلب و شبکه محاسباتی دریچه میترال



شکل 4: نمودار جابجایی برای دو مدول یانگ



شکل 2: فشار بالایی و پایینی اعمالی بر بالا و پایین ناحیه سیال



شکل 5: نمودار فشار برای دو مدول یانگ

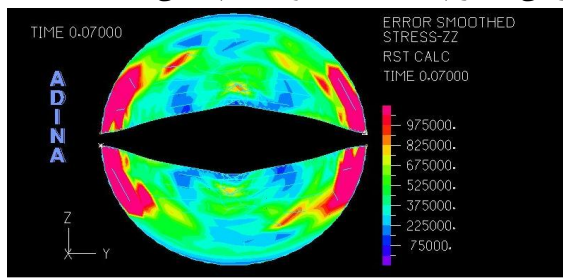
شکل 6 بردارهای جریان عبوری از دریچه میترال برای مدول یانگ 5×10^6 در سیکل زمانی اعمالی نشان می‌دهد. در شروع دریچه بسته می‌باشد که با افزایش فشار ورودی، انرژی جریان به دریچه منتقل شده و شروع به باز شدن می‌نماید و در ادامه با کاهش فشار و گردابه‌های ایجاد شده در پشت بازوها، دریچه شروع به بسته شدن

جدول 1- داده‌های مورد بررسی برای دریچه میترال

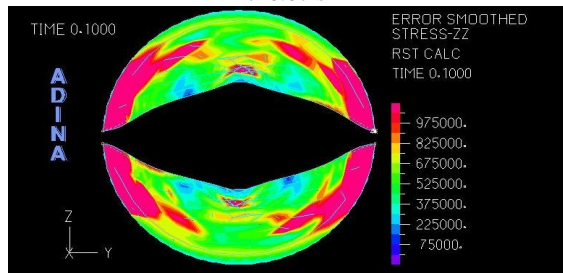
ویسکوزیته	چگالی	ضریب پواسون	مدول یانگ	نوع
	1060	0/45	5×10^6	دریچه میترال 1
	1060	0/45	1×10^7	دریچه میترال 2
0/0035	1060			خون

برای ارزیابی صحت شبیه‌سازی عددی با برهمکنش سازه و سیال یک لوله پر از آب با سرعت یکنواخت شبیه‌سازی شده است که لوله با توجه به سرعت آب و وزن سازه تغییر شکل می‌دهد. مدل یانگ لوله $2/07 \times 10^{11}$ نیوتن بر متر مربع، ضریب پواسون 0/29، و چگالی لوله 7800 کیلوگرم بر متر مکعب در نظر گرفته شده است. در شکل 3

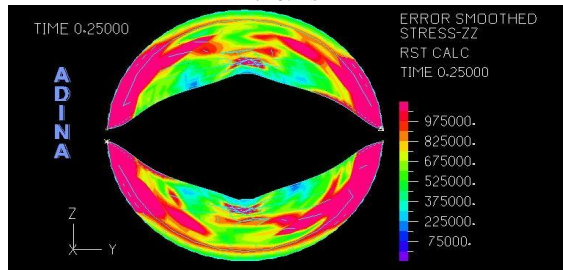
جریان افت تنش را در قسمت‌های میانی مشاهده می‌شود و این افت تا زمانی که دریچه کاملاً بسته شود ادامه پیدا می‌کند.



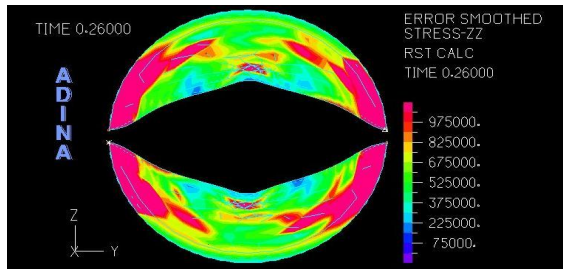
t=0.07 s



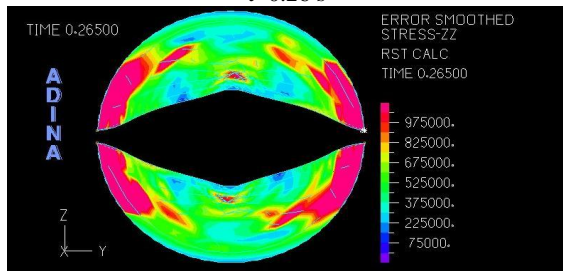
t=0.1 s



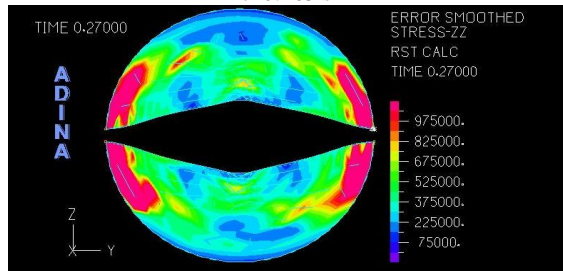
t=0.25 s



t=0.26 s



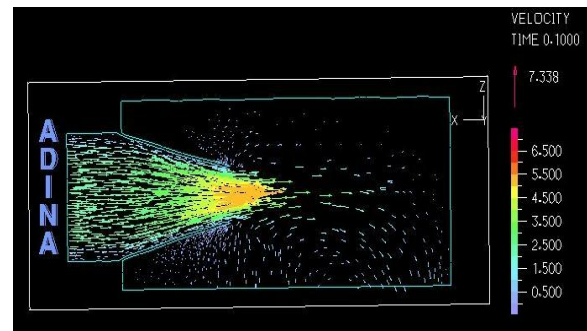
t=0.265 s



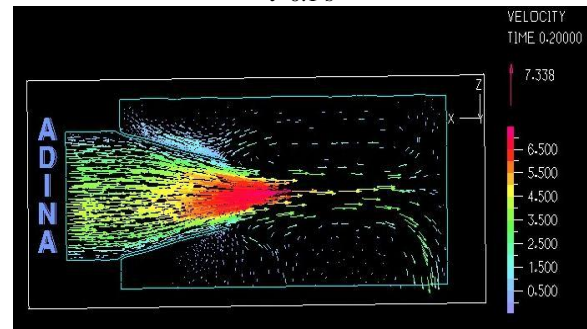
t=0.27 s

شکل 7: کانتور تنش بر روی دریچه میترال محاسباتی

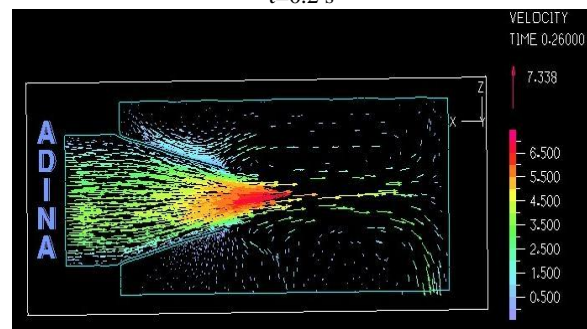
می‌کند. فشار عامل اصلی باز شدن دریچه می‌باشد. بالا بودن فشار خون باعث باز شدن بیشتر دریچه می‌شود و نرخ دبی ورودی به بطن را افزایش می‌دهد. بنابراین باعث ضعیف شدن دریچه میترال می‌شود.



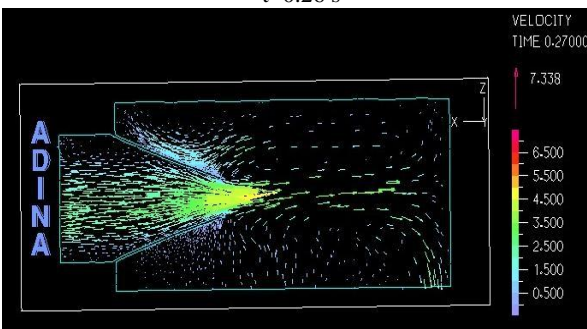
t=0.1 s



t=0.2 s



t=0.26 s



t=0.27 s

شکل 6: بردارهای جریان عبوری از دریچه میترال محاسباتی

شکل 7 کانتورهای تنش نرمال در راستای محور Z برای مدول یانگ 5×10^6 در سیکل زمانی اعمالی نمایش می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود با افزایش شدت جریان دریچه شروع به باز شدن می‌کند تا به پیک اندازه خود می‌رسد. طی این بازه زمانی تنش‌ها در لبه باز شدگی افزایش می‌یابد تا به قسمت‌های میانی می‌رسد. با کاهش

در مقاله حاضر به بررسی برهمکنش سازه و سیال برای دریچه میترال سه‌بعدی برای روش مستقیم دوطرفه اولری لاگرانژی اختیاری رهبر و پیرو با استفاده از المان محدود در کد دینامیک سیالات محاسباتی آدینا پرداخته شده است. مش تطبیقی برای بالا بردن دقت حل مسئله بکار برده شده است. از بهترین نتایج این تحقیق می‌توان به مشاهده نحوه باز و بسته شدن بازوهای دریچه که در اثر فشار خون ایجاد می‌شود اشاره کرد. ایجاد گردابه‌ها در پشت بازوها از دیگر مواردی است که در ترمیم دریچه قلب بایستی مورد تامل قرار گیرد. نحوی اعمال تنش بر بازوها برای سختی‌های مختلف دریچه قابل بسط و گسترش است تا طراحی مطلوب برای مورد ترمیمی بدست آید. این کار تحقیقی، زمینه‌ای برای بهبود طراحی، مواد و ساخت دریچه‌های مصنوعی پیش رو قرار می‌دهد و بکمک آن می‌توان ابزارهای جراحی دریچه و روش‌های جراحی را بهبود بخشید.

مراجع

- Contributors to Vascular Injury". *Circulation Research*, 84, 378–383.
- [9] Tang, D., Yang, C., Zheng, J., and Vito R.P., 2002. "Stress/Strain Analysis of Arteries with Stenotic Plaques and Lipid Cores". *Proc Fourth World Congress of Biomechanics*.
- [10] Bathe, M., Shirai, A., Doerschuk, C.M., and Kamm, R.D., 2002. "Neutrophil Transit Times through Pulmonary Capillaries: The Effects of Capillary Geometry and FMLP-Stimulation". *Biophysical J*, 83, 1917–1933.
- [11] Olson, L.G., and Bathe, K.J., 1985. "Analysis of Fluid Structure Interactions. A Direct Symmetric Coupled Formulation Based on a Fluid Velocity Potential". *Computers and Structures*, vol. 21, pp. 21-32.
- [12] Bathe, K.J., 1996. *Finite Element Procedures*. Prentice-Hall, New York.
- [13] Wang, X., Bathe, K.J., 1997. "Displacement/Pressure Based Mixed Finite Element Formulations for Acoustic Fluid-Structure Interaction Problems". *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 40, pp. 2001-2017.
- [14] Park, K.C., Felippa, C.A., DeRuntz, J.A., 1977. "Stabilization of Staggered Solution Procedures for Fluid Structure Interaction Analysis". In: T. Belytschko and T.L. Geers *Computational Methods for Fluid-Structure Interaction Problems*, ASME Applied Mechanics Symposia Series, AMD Vol. 26, pp. 95-124.
- [15] Rugonyi, S., Bathe, K.J., 2000. "On the Analysis of Fully-Coupled Fluid Flows with Structural Interaction: A Coupling and Condensation procedure". *International Journal for Computational Civil and Structural Engineering*, vol. 1, pp. 29-41.
- [16] Bathe, K.J., and Zhang, H., 2009. "A Mesh Adaptivity Procedure for CFD and Fluid-Structure Interactions". *Computers and Structures* 87, 604–617.
- [17] Krafczyk, M., Cerrolaza, M., Schulz, M., and Rank, E., 1997. "Analysis of 3D Transient Blood Flow Passing Through an Artificial Aortic Valve by Lattice Boltzmann Methods". *Journal of Biomechanics* 31, 453-462.
- [18] Espino, D.M., Watkins, M.A., Shepherd, D.E.T., Hukins, D.W.L., and Buchan, k.G., 2006. "Simulation of Blood Flow through the Mitral Valve of the Heart: A Fluid Structure Interaction Model". Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Users Conference Birmingham,
- [19] Kunzelman, K.S., Einstein, D.R., Cochran, R.P., 2007. "Fluid-Structure Interaction Models of the Mitral Valve: Function in Normal and Pathological States". *Phil. Trans. R. Soc. B* 362, 1393–1406.
- [20] Harris, 1988. *Shock and Vibration Handbook*. 3rd edition, McGraw-Hill Book Company, Chapter 29.
- [1] Anderson, R.H., and Becker, A.E., 1982. "Anatomy of the Heart". Stuttgart, NY: Thieme.
- [2] Zimmerman, J., and Bailey, C.P., 1962. "The Surgical Significance of the Fibrous Skeleton of the Heart". *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 44, 701–712.
- [3] McAlpine, W.A., 1975. "Heart and Coronary Arteries". Berlin, Germany; New York, NY: Springer.
- [4] Yacoub, M.H., and Cohn, L.H., 2004. "Novel Approaches to Cardiac Valve Repair". *From Structure to function: part I, Circulation* 109, 942–950.
- [5] Tsakiris, A.G., Gordon, D.A., Padiyar, R., and Frechette, D., 1978. "Relation of Mitral Valve Opening and Closure to Left Atrial and Ventricular Pressures in the intact Dog". *Am. J. Physiol.* 234, H146–H151.
- [6] Bathe, K.J., 2001. "Computational Fluid and Solid Mechanics". *Proc First MIT Conference on Computational Fluid and Solid Mechanics*, Elsevier Science.
- [7] Kaazempur-Mofrad, M.R., Bathe, M., Karcher, H., Younis, H.F, Seong, H.C., Shim, E.B., Chan, R.C., Hinton, D.P., Isasi, A.G., Upadhyaya, A., Powers, M.J., Griffith, L.G., Kamm, R.D., 2003. "Role of Simulation in Understanding Biological Systems". *Computers and Structures*, 715-726.
- [8] Rogers, C., Tseng, D.Y., Squire, J.C., and Edelman, E.R., 1999. "Ballooning Interaction during Stent Placement. A Finite Element Analysis Approach to Pressure, Compliance, and Stent Design as