

پیش بینی همودینامیک جریان خون در دریچه سالم و بیمار آئورت به روش تعامل سیال و جامد

فاطمه صادقیپور

ناصر فتورایی*

مهدی نوید بخش

دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد، واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران

دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

گرفتگی دریچه آئورت به دلیل باریک شدن سطح اریفیس دریچه ایجاد می‌شود، که با ته‌نشین شدن کلسیم بر روی لته‌ها توصیف می‌شود. با پیشرفت گرفتگی دریچه‌ای آئورت، پارامترهای همودینامیکی، عملکرد مکانیکی و جریان خون عبوری از دریچه تغییر می‌کند. این مطالعه، مقایسه‌ای دو مدل جدید تقابل سیال-جامد دریچه‌ای آئورت سالم و دریچه با گرفتگی در طی چرخه‌ی کامل قلبی با نرم افزار تجاری اجزای محدود ADINA ارائه می‌دهد. به دلیل سخت شدن دریچه‌ای آئورت کلسیمی شده، نتایج این مدل‌سازی نشان داد که سطح اریفیس دریچه‌ی سالم از 2.4 cm^2 به مقدار 1.4 cm^2 در دریچه با گرفتگی، کاهش پیدا می‌کند. سرعت محوری جریان خون و گرادیان فشار در میانه فاز سیستول در عرض دریچه افزایش پیدا کرد. علاوه بر این، تمرکز تنش و مقدار تنش بر روی لته‌های دریچه با گرفتگی نسبت به دریچه‌ی سالم، افزایش پیدا کرد. نتایج سرعت و توزیع فشار به خوبی با نتایج مقالات چاپ شده اکوکاردیوگرافی، تطابق داشت. با وجود نیاز به مطالعات بیشتر در این زمینه، این مدل‌سازی رفتار دریچه‌ی آئورت سالم و کلسیمی شده را به خوبی نشان داد.

واژه‌های کلیدی: دریچه آئورت، گرفتگی دریچه، روش اجزاء محدود، ماده هاپیر الاستیک، گرادیان فشار.

Prediction of hemodynamics blood flow in healthy and stenotic aortic valve by the fluid-structure interaction method

F. Sadeghpour

N. Fatourae

M. Navid Bakhsh

Department of Biomedical Engineering, Azad Islamic University, Science and Research Branch, Tehran, Iran

Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

Department of the Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Abstract

Aortic stenosis is caused by narrowing of the orifice of the aortic valve. Stenosis is described by calcium deposition on the leaflets. With the growth of stenosis, hemodynamics, mechanical performances and blood flow through the valve are changed. This study proposes the comparison of two new fluid-structure interaction of healthy and stenotic aortic valve finite element code ADINA during a complete cardiac cycle. Due to the hardening of calcified aortic valve, the orifice area decreased from 2.4 cm^2 for the healthy AV to 1.4 cm^2 for the stenosis case. The axial velocity and mean pressure gradient increased in mid systole. In addition, strain concentration and higher stress values were observed on the leaflets in stenotic valve than healthy case. Pressure distribution and velocity results were in good agreement with echocardiography data in published literatures. Although improvements are still needed, our computed data were well simulated closing and opening of the healthy and the calcified aortic valves.

Keywords: Aortic valve, Finite Element Method, Hyperelastic Tissue, Pressure Gradient.

۱- مقدمه

شبیه‌سازی مکانیکی نقش مهمی در طراحی دریچه‌های قلبی ایفا می‌کند. اطلاع دقیق از کرنش‌ها و تنش‌ها در دریچه‌ای آئورت برای طراحی و بهبود پروتزها ضروری است. مطالعات زیادی با استفاده از روش اجزای محدود روی دریچه‌های قلبی انجام گرفته که در آن‌ها ویژگی‌های مختلفی از دریچه‌ی آئورت مانند خطی یا غیرخطی بودن ماده، تقارن و یا عدم تقارن بررسی شده است. شبیه‌سازی دریچه‌ی آئورت به دلیل جابجایی‌های بزرگ غیرخطی و چرخش دریچه حین باز و بسته شدن امری پیچیده است. از طرف دیگر خواص رفتاری ماده نیز به شدت غیرخطی است. در هر ثانیه، دریچه‌ی آئورت حداقل یک بار باز و بسته می‌شود، که این باز و بسته شدن یک عمل غیرفعال بوده و عامل آن جریان ضربانی خون است که از بطن چپ تأمین شده و تابع فشار خون و گرادیان فشار در عرض دریچه می‌باشد.

دی هارت و همکاران [۱] با هدف درک بهتر ارتباط بین الگوی حرکتی لته‌های دریچه‌ی آئورت و الگوی جریان سیال عبوری، یک مدل سه بعدی از دریچه‌ی آئورت انسان را با استفاده از روش برهمکنش جامد و سیال تحلیل کردند، تا عملکرد دریچه آئورت در فاز سیستول را مورد بررسی قرار دهند. آن‌ها با استفاده از روش دامنه‌ی موهومی و تقویت فیبرها در لته، کاهش تنش‌های بحرانی را در فاز سیستول بررسی کرده‌اند. گرند و همکاران [۲] هندسه واقعی ریشه‌ی آئورت را با تصاویر به دست آمده از تشدید مغناطیسی و استفاده از روش اجزای محدود به صورت شبه استاتیک و ضمنی در نرم افزار ANSYS ارائه کردند و نتیجه گرفتند که تغییر قطر ریشه‌ی آئورت و سفتی ساختار اطراف آن، منجر به افزایش تنش در لته‌ها خواهد شد. لی و همکاران [۳] دریچه‌ی آئورت خوک را با استفاده از مواد غیرخطی غیرهمسانگرد شبیه‌سازی کردند. این دریچه با فیبرهای الاستین و کلاژنی تقویت شده بود. با استفاده از شرایط پایا و روش اجزای محدود

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۹۶/۱۱/۲۷

تاریخ پذیرش: ۹۸/۰۲/۳۰

و با در نظر گرفتن المان‌های پوسته‌ای در نرم افزار LSDYNA، تأثیر خواص ناهمسانگرد در خرابی درپچه‌ها را بررسی کردند و مقایسه‌ای بین خواص خطی و غیرخطی انجام دادند. ون لون و همکاران [۴] درپچه‌ی قلبی را در حضور گرفتگی با برهمکنش سیال و جامد به صورت سه بعدی بررسی کردند. آهکی شدن درپچه‌ی قلب، با سفت کردن لته‌ها در دو جهت حلقه درپچه و لبه آزاد لت، مدل‌سازی کرده و مشخصه‌های مختلف مانند حرکت لت‌ها، تنش برشی و افت فشار در زمان‌های مختلف چرخه‌ی قلبی را به دست آورده‌اند. برخورد لت‌ها با هم را مدل‌سازی نکردند، به همین علت لت‌های درپچه در فاز دیاستول به سمت قلب برمی‌گشت. بنابراین در طول فاز سیستول با افزایش سرعت ورودی، درپچه باز شده و خون به سمت شریان آئورت جریان یافته و در طول فاز دیاستول، جریان به سمت قلب برمی‌گشت. رانجا [۵] رفتار دینامیکی درپچه‌ی آئورت سالم و کاشته شده ۱۵ داوطلب را با استفاده از تصاویر تشدید مغناطیسی بررسی کرده است. با اعمال فشار آئورت و بطن به عنوان شرط مرزی ورودی و خروجی، توزیع تنش‌ها و مطلوب بودن مقادیر آن‌ها مورد تحلیل واقع شده است. موریسی و همکاران [۶] درپچه‌ی آئورت را به شکل سه بعدی و با استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد شبیه‌سازی کردند. در این تحقیق برای حل میدان جامد از روش المان محدود و برای میدان سیال از روش حجم محدود و برای شبکه جابجا شونده میدان سیال نیز روش اولیری - لاگرانژی آزاد انتخاب شده است. با مدل‌سازی درپچه‌ی سه‌لتی در مرحله‌ی باز شدن، دینامیک سیال بررسی شده و توزیع تنش برشی روی لت‌ها، توزیع جریان و گردابه‌ها در زمان‌های مختلف و رینولدزهای متفاوت از چرخه‌ی قلبی به دست آمده است. کوخ [۷] از خواص هایپرالاستیک ناهمسانگرد در شبیه‌سازی درپچه در حالت استاتیک استفاده کرد. در این مطالعه پارامترهای هایپرالاستیک از نتایج منحنی‌های تست کشش غیرمحوری عمودی روی درپچه‌ی آئورت خوک بدست آمده بود. نتایج شبیه‌سازی نشان داد که خاصیت ناهمسانگردی لت‌ها بر مکانیک و بسته شدن کامل لت‌ها تأثیر دارد و منجر به افزایش مقدار تنش و کرنش در حالت استاتیک می‌شود. آسترینو [۸] شبیه‌سازی برهمکنش سیال و جامد را در دیواره‌های نازک مانند لت‌ها انجام داد. با استفاده از روش اجزاء محدود، معادلات ناویر-استوکس و با استفاده از المان‌های پوسته‌ای معادلات ساختاری را حل کرد. نتایج شبیه‌سازی نشان داد که، این المان‌ها برای خمش مناسب هستند و می‌توان در جابجایی‌های بزرگ از آن‌ها استفاده کرد. در ادامه کار حرکت ساختار جامد در سیال و مشخصات اصلی و غالب این جریان شبیه‌سازی و مرزهای گردابه‌ها و ساختار جدایش نیز تعیین شد. تولیو [۹] درپچه‌ی دولتی سورین را با استفاده از المان‌های خطی پوسته‌ای که انعطاف‌پذیری بالایی دارند، تحلیل کرده است. حل ساختار درپچه در نرم‌افزار ANSYS انجام شده و از مولفه‌ی زمان و اینرسی صرف‌نظر شده است. با این روند هزینه محاسباتی نیز کاسته شد. نتایج نشان داد که هندسه‌ی گرفت مستقیم استاندارد، تأثیری بر دینامیک جریان سیال و توزیع تنش بر روی لت‌ها ندارد. کونتی و همکاران [۱۰] با استفاده از روش جدیدی در کاشت درپچه، مدل سه بعدی درپچه و ریشه‌ی آئورت را به همراه در نظر گرفتن عدم تقارن لت‌ها شبیه‌سازی

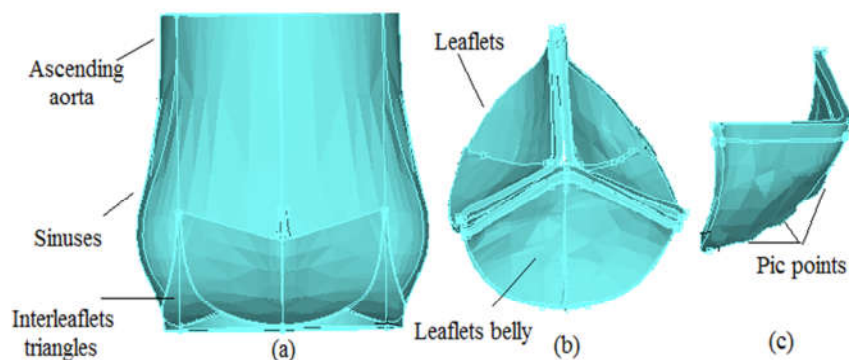
کرده‌اند. نتایج این شبیه‌سازی نشان داد که عدم تقارن و تفاوت در ساختار آناتومیک بین لت‌ها منجر به تفاوت تنش در آن‌ها می‌شود. در این مطالعه دو مدل جدید سه بعدی با برهمکنش بین سیال و جامد برای درپچه‌ی آئورت سالم و درپچه با گرفتگی، به صورت دینامیکی و گذرا شبیه‌سازی شد و تأثیر تهنشینی کلسیم بر روی لت‌ها با استفاده از هندسه بدست آمده از تصاویر لت‌های آهکی و درپچه‌ی آئورت گرفته مطالعه و مورد بررسی قرار گرفت. با استفاده از تحلیل عددی به روش اجزای محدود و بکارگیری مدل ساختاری هایپرالاستیک غیرخطی برای لت‌ها، پارامترهای همودینامیکی مانند سرعت‌ها، کرنش‌ها و تنش‌ها در دو مدل محاسبه گردیدند و نتایج با مقالات منتشر شده معتبر مقایسه و تحلیل شدند. این نوع صحت سنجی در مطالعات قبلی انجام نشده است. جهت سازگاری با واقعیت بیولوژیکی، لت‌های درپچه در حالت بیمار نسبت به حالت سالم، دارای ضخامت بیشتر و سفتی آن‌ها در نواحی لبه آزاد و حلقه بیشتر در نظر گرفته شد. این مجموعه کامل شبیه‌سازی شده امکان تحلیل مناسب رفتار مکانیکی درپچه‌ی آئورت را برای تحلیل فرایندهای بیولوژیکی آن فراهم می‌کند.

۲- روش کار

۲-۱- هندسه

شکل محاسباتی درپچه‌ی آئورت در حالت بسته، در نرم افزار طراحی CATIA با توجه به اطلاعات هندسی درپچه در مطالعات قبل [۱۱]، رسم شده است. لت‌ها با زاویه ۱۲۰ درجه در جهت محیطی نسبت به هم قرار گرفته اند و دارای سه سینوس برآمده شکل در پشت درپچه می‌باشند. آئورت صعودی به صورت استوانه با ارتفاع ۲۸ میلی‌متر طراحی شد. شعاع درپچه در قسمت بطنی ورودی ۱۲ میلی‌متر و عمق سینوس ها ۵٫۸ میلی‌متر در نظر گرفته شد. اگرچه که سه لت درپچه در گونه انسان کاملاً یکسان نیستند، ولی برای ساده سازی در شبیه‌سازی از سه درپچه‌ی یکسان استفاده شد. نتایج مطالعات دیگر نشان می‌دهد که تأثیر عدم تقارن لت‌ها بر مقادیر تنش‌ها و کرنش‌ها در حالت جابجایی‌های بزرگ و کرنش‌های کم، قابل چشم پوشی است [۲]. با در نظر گرفتن تقارن کامل بین لت‌ها، یک سوم هندسه شبیه‌سازی شد، که اینکار منجر به کاهش زمان محاسبات عددی و هزینه های ناشی از آن شد.

ضخامت لت‌های درپچه‌ی سالم بسیار متغیر و دارای ضخامت ۰/۱ میلی‌متر در ناحیه شکمی تا ۱ میلی‌متر [۱۲] در ناحیه اتصال به دیواره آئورت است. در درپچه با گرفتگی، ضخامت لت‌ها در برخی نواحی که کلسیم در آنجا تهنشین می‌شود، بیشتر در نظر گرفته شد. این افزایش ضخامت به صورت نقاط نوک تیز بر روی سطح آئورتی لت‌ها طراحی شد. در این شبیه‌سازی، ضخامت لت‌ها در هر دو مدل متغیر، برای درپچه‌ی سالم، ضخامت لت‌ها در محدوده ۰/۱ - ۰/۴ میلی‌متر و برای درپچه‌ی کلسیمی شده، ۰/۵ - ۰/۸ میلی‌متر [۱۳] طراحی شد. هندسه‌ی استفاده شده در این مدل‌سازی در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱- شکل سه بعدی دریچه آئورت (الف) مدل سیال (ب) مدل جامد (پ) نقاط نشان دهنده تهنشینی کلسیم

۳- معادلات ریاضی

۳-۱-۱- سیال

خون به به صورت سیال نیوتنی، تراکم ناپذیر در نظر گرفته شده است. خون به صورت یک محلول معلق از گلبول‌های قرمز و در نتیجه یک سیال غیرنیوتنی است، ولی در شریان‌های بزرگ مانند آئورت می توان آن را به صورت نیوتنی با لزجت ثابت در نظر گرفت [۱۴]. اگرچه در زمان اوج فاز سیستول و بیشترین دبی جریان، مقدار عدد بی بعد رینولدز به بالاتر از ۴۵۰۰ می رسد، ولی در حالت عملکردی دریچه‌ی سالم، جریان سیال، لایه‌ای باقی می ماند [۱۵]. به دلیل ضربانی بودن جریان، حالت جریان گذرا برای معادلات پیوستگی و ناویراستوکس در نظر گرفته شد. معادله پیوستگی و ناویر استوکس در این مدل به صورت معادلات (۱) و (۲) نوشته می‌شود [۲۰]:

$$\rho^f \left(\frac{\partial p}{\partial t} + (v^f - w^f) \cdot \nabla p \right) + \rho_m \nabla \cdot v^f = 0 \quad (1)$$

$$\rho^f \frac{\partial v}{\partial t} + \rho^f (v^f - w^f) \cdot \nabla v^f - \nabla \cdot \tau^f = f^B \quad (2)$$

که ρ^f نشان دهنده چگالی سیال v^f سرعت سیال، w^f سرعت شبکه، p فشار هیدرواستاتیک τ^f تنش سیال، f^B نیروهای حجمی و ∇ عملگر گرادیان است. تانسور تنش در معادله ناویر- استوکس به صورت معادله (۳) است [۲۰]:

$$\tau^f = -pI + 2\mu e^f \quad (3)$$

که در آن I تانسور واحد مرتبه دوم و μ لزجت دینامیکی است. تانسور نرخ کرنش به صورت معادله (۴) است [۲۰]:

$$e^f = \frac{1}{2} (\nabla v^f + \nabla v^{fT}) \quad (4)$$

۳-۱-۲- جامد

جامد در دیدگاه لاگرانژی به صورت معادله (۵) تعریف می‌شود [۲۰]:

$$\frac{\partial \tau^s}{\partial x} = \rho^s \frac{\partial^2 d^s}{\partial t^2} \quad (5)$$

که τ^s تنش، ρ^s چگالی و d^s جابجایی جامد است.

۳-۲- تقابل سیال- جامد

تقابل سیال- جامد در دریچه‌ی آئورت شامل جفت سازی میدان سیال (خون) در میدان شناور ساختاری است. گسسته‌سازی میدان سیال و جامد متفاوت است. المان‌ها و گره‌ها در سطح مشترک سیال و جامد در تماس با یکدیگر هستند. در معادله Δ فضای میدان ساختاری لتهای دریچه، متحرک است و از قبل مشخص نیست، بنابراین شبکه میدان سیال باید در هر لحظه حرکت کند تا با شبکه میدان ساختاری تطابق داشته باشد. برای حل مسائلی که اثر تعامل سیال و جامد در نظر گرفته شده است، باید شروط سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضاء شوند. شرط سازگاری سینماتیکی بصورت معادله‌ی (۶) است [۲۰].

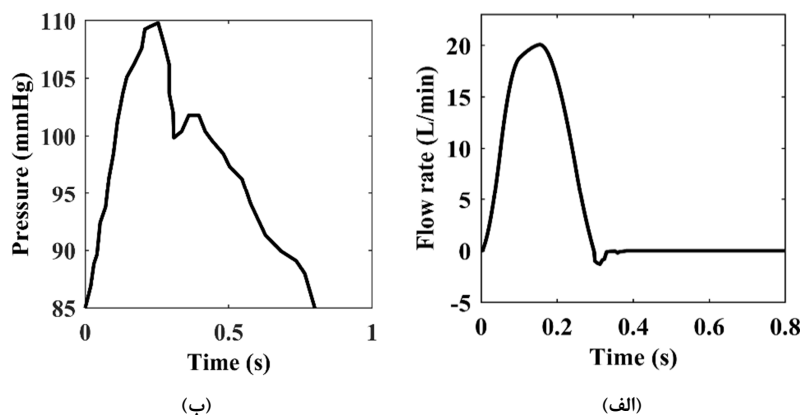
$$d_f = d_s \quad (6)$$

در معادله بالا d_f و d_s به ترتیب جابجایی سیال و جامد در مرز است (زیر نویس‌ها نشان دهنده مرز سیال و جامد می‌باشد). این شرط که همان شرط عدم لغزش در دیواره است، بیان کننده این مطلب است که در مرز سیال و جامد مقادیر جابجایی برای سیال و جامد باهم برابر است. به عبارت دیگر جابجایی به دست آمده برای جامد به عنوان شرط مرزی جابجایی دیواره برای میدان سیال استفاده می‌گردد.

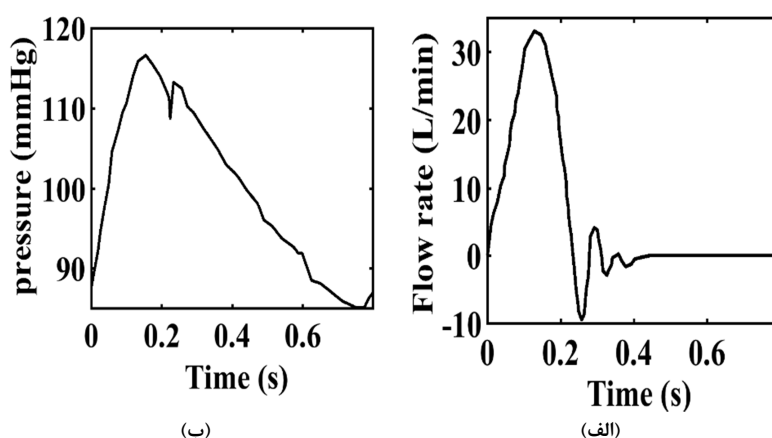
شرط سازگاری دینامیکی نیز بصورت معادله (۷) بیان می‌شود [۲۰].

$$(\sigma \cdot n)_{fluid} = (\sigma \cdot n)_{structure} \quad (7)$$

در این معادله σ تنش سیال و جامد در مرز بوده و n بردار عمود بر مرز سیال و جامد است. این شرط بیان کننده این مطلب است که در مرز سیال و جامد، نیرویی که از سیال به جامد وارد می‌شود، برابر با نیرویی است که در همان قسمت جامد به سیال وارد می‌کند. به عبارت دیگر تنش محاسبه شده برای میدان سیال به عنوان شرط مرزی بارگذاری به مدل جامد اعمال می‌گردد. در حالت تحلیل سیال به تنهایی، میدان سیال در فضای محاسباتی اوپلر تحلیل می‌شود، ولی هنگامی که تقابل سیال و جامد وجود دارد، میدان سیال باید بر اساس سیستم مختصات اوپلری-



شکل ۲- شرایط مرزی در حالت دریچه‌ی سالم (الف) نمودار دبی حجمی (ب) نمودار فشار



شکل ۳- شرایط مرزی در حالت دریچه‌ی با گرفتگی (الف) نمودار دبی حجمی (ب) نمودار فشار

تقابل بین فیبرهای کلاژنی موجی با فیبرهای الاستین و توزیع تغییرات جهت دار و زاویه ای دار را در نظر بگیرد.

تانسور تغییر شکل لاگرانژ-گرین به صورت معادله (۸) بیان می-شود [20]:

$$W = C_1(I_1 - 3) \quad (۸)$$

که در آن $I_1 = \text{tr}C$ و تانسور کوشی راست $C = F \cdot F^T$ و F تانسور گرادیان تغییر شکل می‌باشد. ثابت C_1 از نتایج تجربی 20000 و چگالی بافت 1 gm^{-3} و برای خواص سیال، لزجت $0.004 \text{ kg.m.s}^{-1}$ و چگالی 1060 gm^{-3} [16] در نظر گرفته شد.

۳-۴- شرایط مرزی

در ابتدای شبیه‌سازی دریچه کاملاً بسته و بدون تنش در نظر گرفته شد. شرط مرزی در ورودی دریچه، دبی جرمی جریان خون، شکل ۲-الف [17] و در صفحه خروجی، فشار خون شکل ۲-ب (برای دریچه‌ی سالم [18] و برای دریچه بیمار [19])، شرط دیواره برای جدار مرزی سیال در نظر گرفته شده است. برای جلوگیری از نفوذ شبکه ساختار لتهای دریچه در شبکه سیال، از شرط مرزی تقابل سیال-جامد استفاده شد.

لاگرانژی دلخواه در حالتی که سطح مشترک سیال و جامد انعطاف پذیر است، بررسی شود. در نتیجه متغیرهای جریان سیال علاوه بر فشار و سرعت، جابجایی نیز در نظر گرفته می‌شود. به دلایل مختلف از جمله شبکه‌بندی ضعیف، حرکت زیاد میدان جامد و شکست شبکه سیال، همگرایی در بعضی از گام‌های زمانی انجام نمی‌شود، در نتیجه نیاز به تغییر و بهبود شبکه است. برای این کار از روش شبکه تطابقی هدایت کننده^۱ استفاده می‌شود که برای حالت‌های جابجایی‌های بزرگ و کرنش‌های کوچک مناسب ولی بسیار وقت‌گیر می‌باشد. در دینامیک سیالات محاسباتی^۲ و تقابل سیال و جامد ممکن است نیاز به تغییر شبکه به دفعات مکرر باشد.

۳-۳- خواص ماده

افراد مختلف روابط تنش و کرنش را در حالت‌های مختلف بدست آوردند. به طور کلی کلاژن‌ها و الاستین‌ها مواد تشکیل دهنده خواص بیومکانیکی بافت دریچه هستند. در راستاهای شعاعی و محیطی دارای خواص متفاوتی می‌باشند. برای رابطه ساختاری ماده جامد، از مواد هایپرالاستیک استفاده می‌شود. این مدل می‌تواند رفتار پیچیده شامل

^۱ Steered Adaptive Mesh

^۲ Computational Fluid Dynamic

۳-۵- حل عددی

برای شبیه‌سازی، دریچه‌ی آئورت با سه لت و انعطاف پذیری بالا که به ریشه‌ی آئورت متصل است، در نظر گرفته شد. باز و بسته شدن دریچه به دلیل برهمکنش جریان سیال و فیبرهای الاستین در ساختار لت‌ها اتفاق می‌افتد. در نیمه‌ی فاز سیستول، زمانی که لت‌ها باید گرادپان فشار بالای دیاستول را تحمل کنند، فیبرهای کلاژی، لت‌های دریچه را به سمت حفره‌های سینوسی حرکت می‌دهند. اگرچه لت‌ها کاملاً یکسان نیستند، ولی با فرض تقارن بین لت‌ها، فقط یک سوم هندسه مدل شده است. شبیه‌سازی مدل‌های دریچه‌ی آئورت سالم و دریچه با گرفتگی به روش اجزای محدود در حالت جابجایی بزرگ و کرنش کوچک در نرم افزار تجاری ADINA انجام شد.

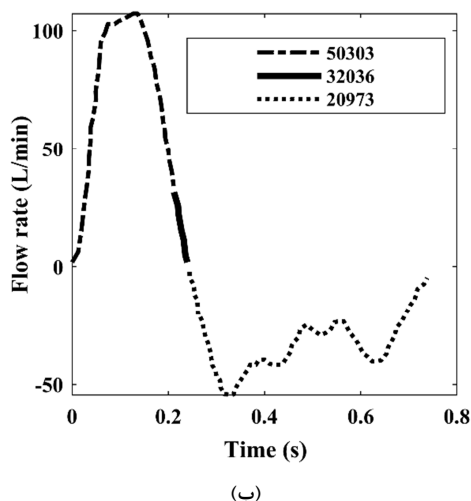
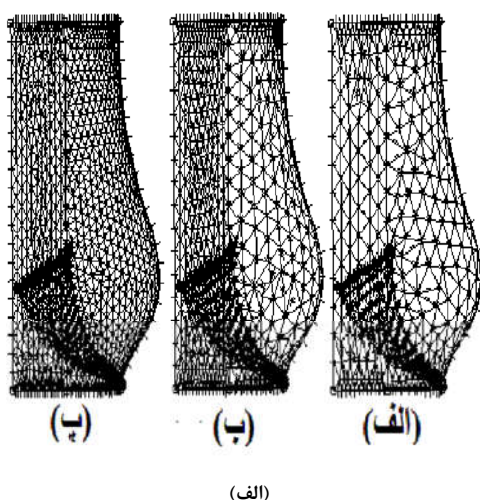
در مدل‌سازی میدان سیال، خون یک سیال نیوتنی تک‌دما و جریان سیال بصورت لایه‌ای فرض شده است. به علت جریان ضربانی در سیستم قلبی-عروقی، تحلیل از نوع دینامیک گذرا است. همچنین سیال تراکم‌پذیر جزئی در نظر گرفته شده است. معادلات حاکم بر میدان سیال غیرخطی بوده و حل تحلیلی آن‌ها به خصوص برای شکل‌های هندسی نامنظم دشوار است. بنابراین معمولاً از روش‌های عددی برای حل این معادلات استفاده می‌شود.

برای گسسته‌سازی معادلات حاکم از روش المان محدود استفاده شده است. معادلات المان محدود با ایجاد یک فرم ضعیف از معادلات حاکم به دست می‌آید. برای گسسته‌سازی معادلات میدان سیال از روش اولیری و برای حل معادلات گسسته از روش نیوتن-رافسون با معیار همگرایی 10^{-6} استفاده شده است. در نرم‌افزار ADINA شبکه‌بندی و المان‌های کاملاً متفاوتی برای مدل‌های سیال و جامد موجود است. موقعیت گره‌های دو مدل لزوماً در مرز سیال و جامد یکسان نیست. جابجایی گره‌های سیال توسط جابجایی گره‌های جامد میان‌یابی می‌شود. در نتیجه گسسته‌سازی میدان‌های سرعت سیال و جامد متفاوت در نظر گرفته شد. بدلیل اینکه هندسه مدل نامنظم است، شبکه‌بندی و المان‌های نوع ساختار نیافته (نامنظم، آزاد) استفاده شد.

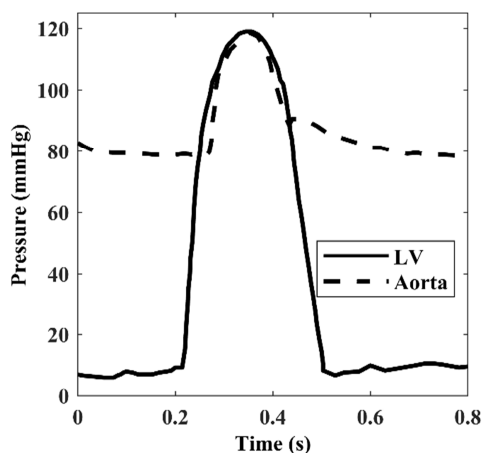
برای میدان سیال المان هرمی چهار گره‌ای انتخاب و تعداد المان‌ها در اولین گام شبیه‌سازی به عدد 20973 رسید. الگوریتم ضمنی نیومارک برای انتگرال‌گیری زمانی از معادلات حاکم بر جامد استفاده و روش تکرار نیوتن با رواداری تکرار نسبی 10^{-6} برای درجات آزادی در نظر گرفته شد.

برای کل دیواره میدان جامد و لت‌های آئورت نیز از المان‌های جامد سه بعدی هرمی استفاده شد که هر المان شامل ۴ گره است. تعداد المان‌های جامد بعد از شبکه‌بندی به عدد 12785 رسید. برای حل معادلات برهمکنش سیال و جامد از روش محاسبه مستقیم در جفت‌شدگی دوطرفه (که سریع‌تر همگرا می‌شود) استفاده شده است. رواداری همگرایی تنش و جابجایی به ترتیب 10^{-6} و 10^{-1} انتخاب شدند. شبکه میدان سیال باید در هر لحظه حرکت کند تا با شبکه میدان جامد تطابق داشته باشد. میدان سیال بر اساس سیستم مختصاتی اولیری - لاگرانژی دلخواه در حالتی که سطح مشترک سیال و جامد انعطاف‌پذیر است، بررسی شد. شبیه‌سازی دریچه در دو بازه از چرخه قلبی به صورت موفقیت آمیز انجام شد.

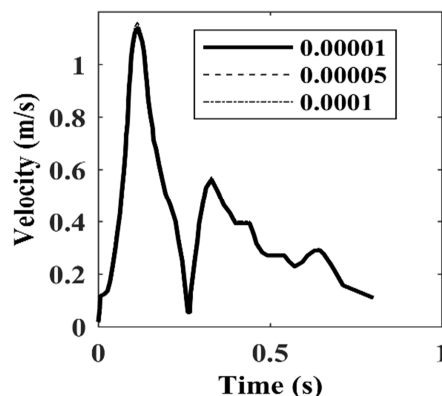
برای به دست آوردن تعداد بهینه‌ی المان‌ها که باعث استقلال نتایج حل از تعداد المان‌ها می‌شود، سه مدل با تعداد المان‌های 20973 ، 32036 و 50303 ایجاد شد. در تمامی مدل‌ها گام‌های زمانی 0.0001 ثانیه در نظر گرفته شدند. یک سطح مقطع اختیاری انتخاب شد و دبی عبوری از آن سطح برای سه مدل به دست آمد. همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده است، اختلاف مقادیر دبی در مدل‌ها بسیار کم است. لذا مدل با 20973 المان برای شبیه‌سازی استفاده شد. برای بررسی آزمون استقلال از شبکه مقدار سرعت یک گره روی سطح سیال انتخاب شد. سه مدل با گام‌های زمانی 0.0001 ، 0.0005 و 0.001 ثانیه فراهم گردید و مقادیر سرعت برای این گره انتخاب شده بدست آمد. همانطور که در شکل ۵ نشان داده شده است، اختلاف مقادیر سرعت در این گام‌های زمانی ناچیز است. لذا مدل با گام زمانی 0.0001 ثانیه برای شبیه‌سازی استفاده شد.



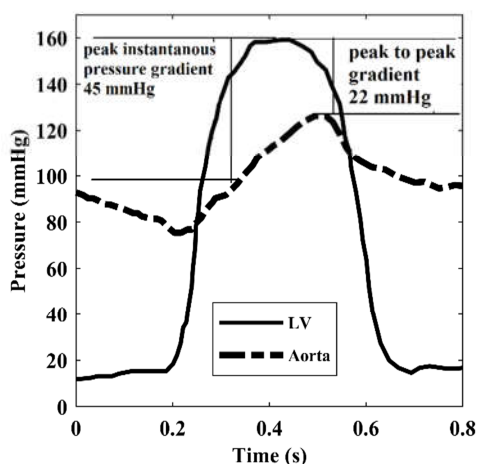
شکل ۴- (الف) شبکه‌های دریچه آئورت بدون فشار با تعداد المان مختلف، (ب) مقادیر دبی به دست آمده برای دو سطح مقطع انتخابی برای مدل‌ها با تعداد المان‌های متفاوت



(الف)



شکل ۵- مقادیر سرعت گره انتخاب شده در گام‌های زمانی مختلف در طول زمان یک چرخه قلبی



(ب)

شکل ۶- توزیع فشار بروی سطح بطنی و آئورت در (الف) دریچه‌ی سالم (ب) دریچه با گرفتگی در طی چرخه قلبی

در شکل ۷ میزان جابجایی دریچه‌ی گرفته و دریچه‌ی سالم در زمان‌های صفر تا ۰/۲۵ ثانیه از فاز سیستول با هم مقایسه شده است. سخت شدن بافت دریچه به دلیل آهکی شدن و کاهش انعطاف‌پذیری آن باعث می‌شود که مقدار کرنش دریچه کاهش یابد. وقتی بافت سفت می‌شود، لایه کلاژنی قطور می‌شود و برای تامین کشش بافت، باید نیروی بیشتری اعمال کند، در نتیجه مقدار تنش هم افزایش می‌یابد و سطح دریچه نسبت به حالت سالم، کمتر باز می‌شود. همان‌طور که در شکل مشخص است، دریچه‌ی سالم به صورت کامل به میزان $2/4 \text{ cm}^2$ باز می‌شود در حالی که دریچه با گرفتگی دارای سطح بازشدگی کمتری ($1/4 \text{ cm}^2$) است.

شکل ۸، توزیع بردارهای سرعت را برای دریچه‌های سالم و مریض نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل دیده می‌شود، دریچه‌ی آهکی شده، نمی‌تواند به طور کامل باز و بسته شود، در نتیجه سطح روزه دریچه‌ی بیمار کوچکتر از دریچه‌ی سالم است، در نتیجه با کاهش مساحت، سرعت خروجی افزایش می‌یابد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، گردابه‌های پشت دریچه در دریچه‌ی بیمار بیشتر از دریچه‌ی

۴- نتایج

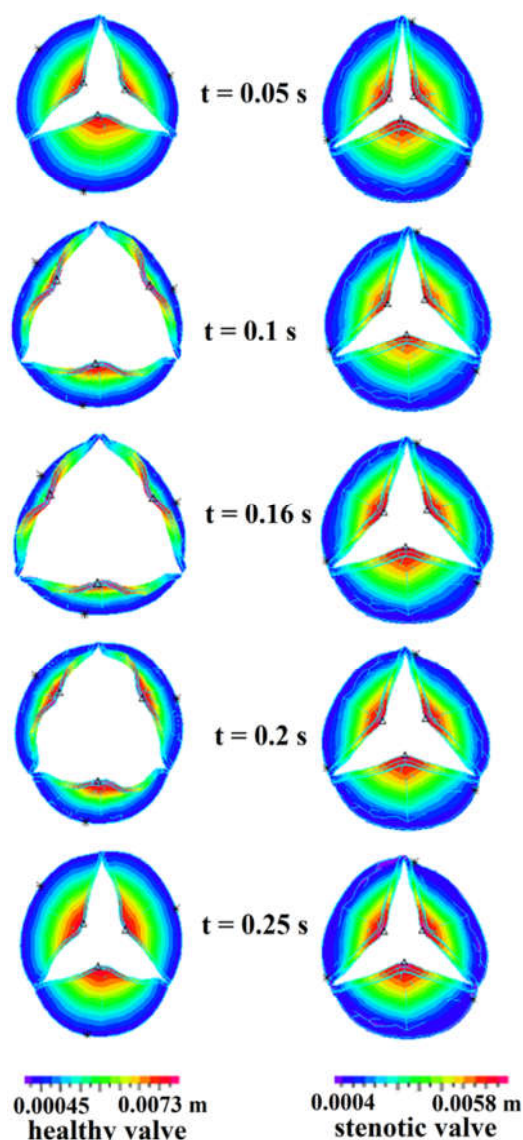
دو مدل اجزای محدود دریچه‌ی سالم و آهکی شده در دو چرخه‌ی کامل قلبی به صورت متوالی شبیه‌سازی شد. دریچه‌ی سالم بعد از گذشت ۰/۳ ثانیه و دریچه با گرفتگی بعد از ۰/۳۵ ثانیه شروع به حرکت و به ترتیب مدت ۰/۱۷ و ۰/۳۲ ثانیه باز ماندند. بر اساس نتایج تجربی برون‌تنی، نتایج مدل‌سازی در زمان باز و بسته شدن، برای دریچه‌ی سالم ۴ درصد و برای دریچه با گرفتگی، ۱۰ درصد تفاوت داشت [۱۱]. لتهای دریچه به دلیل گرادیان فشار بالا به سرعت باز می‌شوند.

شکل ۶ فشار لحظه‌ای برای دریچه‌های سالم و بیمار را به نمایش می‌گذارد. اختلاف فشار در زمان اوج فاز سیستول در دریچه‌ی بیمار در حدود ۴۵ میلی‌متر جیوه است در حالی که برای دریچه‌ی سالم این اختلاف فشار، ناچیز است. در مطالعات صورت گرفته در این زمینه، اختلاف فشار بین سطح بطن چپ و آئورت در زمان میانه فاز سیستول و بیشترین اختلاف فشار برای هر دو سطح، معیاری برای تشخیص درجه‌ی سختی بیماری است. این نتایج در جدول (۱) نشان داده شده است.

جدول ۱- نتایج محاسبات برای دریچه‌ی سالم و دریچه با گرفتگی

سرعت خروجی دریچه	گرادیان فشار متوسط (mmHg)	سطح مقطع دریچه (cm^2)	دریچه‌ی سالم
۱	۲-۳	۲/۴	دریچه‌ی سالم
۳/۰۵	۴۵	۱/۴	دریچه با گرفتگی
۴-۳	۲۰-۴۰ (۳۵-۳۰)	۱/۵-۱	نتایج تجربی دریچه با گرفتگی [۲۱]

دریچه موجود باشد، این مدل سازی اجزای محدود می تواند رفتار دریچه آنورت با گرفتگی را به خوبی نشان دهد. فرایند آهکی شدن بافت دریچه در طی سالیان طولانی رخ می دهد.



شکل ۷- جابجایی دریچه در سطح آنورت

سالم است. در بازه زمانی ۰/۳-۰/۴ ثانیه، برگشت جریان از دریچه با گرفتگی وجود دارد. همان طور که در شکل مشخص است، به دلیل تنگی سطح آنورت در حالت بیمار، پروفیل سرعت به صورت جت مانند و با میزانی حدود سه برابر سرعت جریان دریچه سالم از شریان آنورت خارج می شود.

۵- بحث

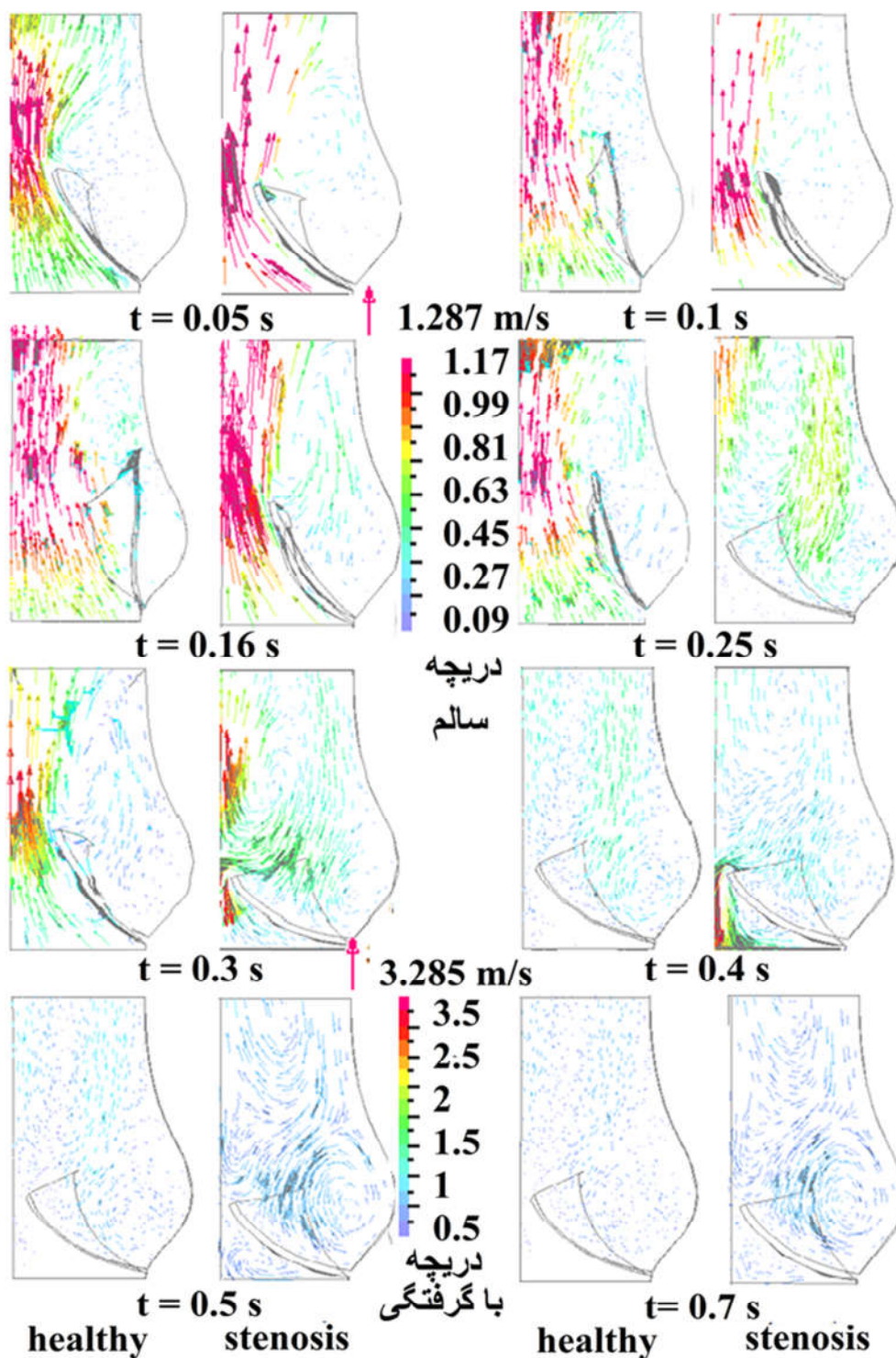
در این مطالعه، شبیه سازی های دینامیکی دریچه آنورت سالم و دریچه با گرفتگی در نرم افزار اجزای محدود ADINA پیاده سازی شد. به منظور صحت سنجی مدل های اجزای محدود، نتایج شبیه سازی دریچه آنورت شامل حرکت و تنش لت ها با نتایج دیگر مطالعات مقایسه و بررسی شد. زمان باز و بسته شدن دریچه کاملاً با نتایج آزمایشگاهی برون تنی تطابق داشت [۱۱].

مقادیر تنش ها با نتایج دیگر مطالعات مقایسه شد. ولی برای مقایسه تنش بر روی لت ها در هر دو دریچه سالم و بیمار، نتایج آزمایشگاهی در دسترس وجود ندارد. علاوه بر آن استفاده از مدل ساختاری برای توصیف رفتار غیرخطی در منحنی تنش- کرنش بافت لت، تنش های بحرانی متعددی را ایجاد می کند. انتخاب این ماده هایپر الاستیک موجب می شود که لت ها، پاسخ بهتری را در تحمل گرادین فشار در عرض دریچه از خود نشان دهند. در مدل دریچه با گرفتگی، بافت دریچه سخت می شود، در نتیجه سطح روزنه نمی تواند به صورت کامل باز شود، سیال به صورت جت خروجی با سرعتی حدود سه برابر دریچه سالم، از آن خارج می شود که خود باعث ایجاد اختلاف فشار ۴۵ میلی متر جیوه، بین سطح بطن چپ و آنورت در زمان باز و بسته شدن دریچه می شود [۱۲ و ۲۳] که با توجه به میزان آهکی شدن و گرفتگی سطح دریچه، میزان گرادین فشار با نتایج اکوکاردیوگرافی متفاوت است، در صورتی که در دریچه سالم، این گرادین فشار ناچیز است [۱۸].

نتایج شبیه سازی مدل اجزای محدود دریچه آنورت با گرفتگی نشان داد که تطابق خوبی بین نتایج مدل های اجزای محدود و آزمایش های اکوکاردیوگرافی وجود دارد. برخی از تفاوت ها بین این نتایج به دلیل ساده سازی های اعمال شده در این شبیه سازی است، که در ادامه به آنها اشاره می شود.

با وجود عدم تقارن کامل لت ها در انسان، در این مدل سازی هندسه لت ها کاملاً یکسان، نوع ماده و شرایط مرزی نیز متقارن در نظر گرفته شده اند. تنش های باقی مانده ناچیز فرض شده و مدل نشده اند. رفتار هایپر الاستیک ماده در هر سه لت، همسانگرد فرض شده است.

شبیه سازی به ما نشان داد که در نواحی اتصال لت به دیواره و در ناحیه شکمی لت که مقدار تنش بیشترین است، تمرکز تنش ایجاد می شود، که خود باعث ته نشین شدن مواد معدنی از جمله کلسیم بر روی لت می شود و بافت دریچه را سخت تر می کند. در نتیجه این سخت شدن، لت ها نمی توانند کامل باز شوند که خود این باعث افزایش سرعت خروجی و گرادین فشار در عرض دریچه در فازهای سیستول و دیاستول می شود. اگر نتایج تجربی ته نشینی کلسیم بر روی بافت



شکل ۸ - توزیع بردارهای سرعت در دریچه با گرفتگی و دریچه‌ی سالم

- reinforced stentless aortic valve. *Biomechanics*, Vol. 36, No. 5, pp. 699–712, 2003.
- [2] Grande-Allen K., and Cochran R., Stress variations in the human aortic root and valve: the role of anatomic

- ۶- مراجع
- [1] De Hart J., Baaijens F., Peters G., and Schreurs P., A computational fluid-structure interaction analysis of a fiber-

- asymmetry. *Annual Biomedical Engineering*, Vol. 26, No. 4, pp. 534–545, 1998.
- [3] Li M., Mazilu D., Kocaturk O., and Horvath K., Self-Expanding Stent and Delivery System for Aortic Valve Replacement. *Medical Device*, Vol. 6, No. 4, pp. 410061–410069, 2012.
- [4] Loon R., Anderson P., Baaijens F., and Vosse N., A Three-Dimensional Fluid–Structure Interaction Method for Heart Valve Modeling. *Comptes Rendus Mecanique*, Vol. 333, No. 12, pp. 856–866, 2005.
- [5] Ranga A., and Bouchet O., Computational simulation of aortic valve validated by imaging data: evaluation of valve-spring. *techniques Interactive Cardiovascular Thoracic Surgery*, Vol. 5, No. 4, pp. 373–378, 2006.
- [6] Morsi Y., Yang W., Wong C., and Das S., Transient Fluid–Structure Coupling for Simulation of a Trileaflet Heart Valve Using Weak Coupling. *Artificial Organs*, Vol. 10, No. 2, pp. 96–103, 2007.
- [7] Koch T., *Nonlinear finite element analysis of aortic heart valve*. MSc Thesis. Department of Mathematics and Applied Mathematics, Cape Town University, South Africa, 2004.
- [8] Astorino M., Fluid–structure interaction and multi-body contact: Application to aortic valves. *Computational Methods Applied Mechanics Engineering*, Vol. 198, No. 45, pp. 3603–3612, 2009.
- [9] Tullio M., Fluid-structure interaction of deformable aortic prostheses with a bileaflet mechanical valve. *Biomechanics*, Vol. 44, No. 9, pp. 1684–1690, 2011.
- [10] Conti C. A., Votta E., Della Corte A., Del Viscovo L., Bancone C., Cotrufo M., and Redaelli A., Dynamic finite element analysis of the aortic root from MRI-derived parameters. *Medical Engineering Physics*, Vol. 32, No. 9, pp. 212–221, 2010.
- [11] Lauten J., and Rost C., Invasive hemodynamic characteristics of low gradient severe aortic stenosis despite preserved ejection fraction. *American College Cardiology*, Vol. 61, No. 9, pp. 1799–1808, 2009.
- [12] Billiar K., and Sacks M., Biaxial mechanical properties of the natural and glutaraldehyde treated aortic valve cusp, Part II: a structural constitutive model. *Biomechanics*, Vol. 122, No. 1, pp. 327–335, 2000.
- [13] Gloeckner D., Billiar K., and Sacks M., Effects of mechanical fatigue on the bending properties of the porcine bioprosthetic heart valve. *American Society Artificial Internal Organs*, Vol. 45, No. 1, pp. 59–335, 1999.
- [14] Fung Y., *Biomechanics: Mechanical properties of living tissue*. Second Edition, New York: Springer, 1993.
- [15] Nerem, R.M., and Seed, W.A., An in vivo study of aortic flow disturbances. *Cardiovascular Research*, Vol. 6, No. 1, pp. 1–14, 1972.
- [16] Weinberg E., and Kaazempur Mofrad M., Transient, three-dimensional, multiscale simulations of the human aortic valve. *Cardiovascular Engineering*, Vol. 7, No. 4, pp. 140, 2010.
- [17] Caruthers S., and Li S., Practical value of cardiac magnetic resonance imaging for clinical quantification of aortic valve stenosis comparison with echocardiography. *Circulation*, Vol. 108, No. 18, pp. 2236–2243, 2003.
- [18] McCulloch A., *The biomedical engineering handbook: Cardiac biomechanics*. Volume 2, 2000.
- [19] Otto C., Valvular Aortic Stenosis, Disease Severity and Timing of Intervention. *American College Cardiology*, Vol. 47, No. 11, pp. 2141–2151, 2006.
- [20] Bathe K.J., ADINA, *Theory and Modeling Guide*. Volume 3, CFD and FSI, chapter 9, ADINA R&D Inc, 2012.
- [21] Baumgartner H., Hung J., Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *European Journal of Echocardiogr*, Vol. 22, No. 1, pp. 1–23, 2009.
- [22] Moss R., *Multimodality Imaging for Transcatheter Aortic Valve Replacement*. Chapter 12, Echocardiographic evaluation of aortic stenosis, pp. 157–169, 2013.
- [23] Villavichencio E., Forebs J., Pressure Recovery in Pediatric Aortic Valve Stenosis. *Pediatric Cardiology*, Vol. 24, No. 5, pp. 457–462, 2003.