



ارایه مدل سه بعدی اصلاح شده بدون فشار برای تحلیل رفتار ساختاری غیرخطی دریچه آئورت قلب انسان در شرایط دینامیکی

علیرضا نعمانی¹، وحید دهقان نیستاناک¹، مسعود عسگری^{2*}

1- کارشناس، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

2- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

* تهران، صندوق پستی 19395-1999، asgari@kntu.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 03 آذر 1394

پذیرش: 03 بهمن 1394

ارائه در سایت: 19 اسفند 1394

کلید واژگان:

دریچه آئورت

اجزای محدود

مدل بدون فشار

بیومکانیک قلبی عروقی

مدل سازی ساختاری هایپرلاستیک

چکیده

شبیه سازی دریچه آئورت به دلیل ساختار آناتومیک پیچیده و خواص مکانیکی غیرخطی و شرایط بارگذاری وابسته به زمان از جمله مسائل مهم مورد توجه مدل سازی در حیطه بیومکانیک است. از طرف دیگر شبیه سازی مناسب عملکرد این دریچه در مطالعه رفتار، تشخیص بیماری و ترمیم احتمالی آن نقش به سزایی دارد. هدف اصلی این مطالعه یکسو سازی ویژگی های مهم فیزیولوژیکی و شبیه سازی ساختاری واقعی دریچه آئورت قلب صورت می باشد. برای این منظور یک مدل هندسه بدون فشار مناسب با استفاده از داده آناتومیک توسعه یافته و شبیه سازی اجزای محدود صریح دینامیکی از دریچه طبیعی آئورت انسان با در نظر گرفتن رفتار ماده به دو صورت الاستیک خطی و هایپرلاستیک غیر خطی برای لیف لت ها و بافت دریچه مورد بررسی قرار گرفته که شرایط بارگذاری آن از حالت بدون فشار آغاز شده است. مشاهده شد که اگرچه الگوی تنش کرنش مشابهی در دو مدل خطی و غیرخطی بر روی دریچه آئورت در طول سیکل قلبی ایجاد می شود اما طبیعت هایپرلاستیک بافت دریچه در توزیع مناسب تر تنش و کاهش کرنش تأثیر به سزایی در دینامیک حرکت دریچه از حالت سیستولیک به دیاستولیک دارد. همچنین مقادیر تغییر شکل مربوط به دیواره دریچه آئورت در دو مدل خطی و غیر خطی نسبت به تغییر شکل لیف لت ها بسیار متفاوت بوده و اهمیت مدل سازی هایپرلاستیک را برای بافت دریچه نمایان می کند. اثر تجربه محیط یا مانورهای با شتاب زیاد بر رفتار دینامیکی دریچه نیز بررسی شده است.

A 3D Unpressurized Model for Non Linear Dynamic Analysis of Human Aortic Valve in Dynamic Condition

Alireza Noamani, Vahid Dehghan Niestanak, Masoud Asgari*

Faculty of Mechanical Engineering, Khajeh Nasir Toosi University of Technology, Tehran, Iran

* P.O.B. 1999-19395, Tehran, Iran, asgari@kntu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 24 November 2015
Accepted 23 January 2016
Available Online 09 March 2016

Keywords:

Aortic Valve
Finite Element Method
Unpressurized Model
Cardiovascular Biomechanics
Hyperelastic Constitutive Modeling

ABSTRACT

Aortic Valve simulation remains a controversial topic as a result of its complex anatomical structure and mechanical characteristics such as material properties and time-dependent loading conditions. This study aims to integrate physiologically important features into a realistic structural simulation of the aortic valve. A finite element model of the natural human aortic valve was developed considering Linear Elastic and Hyperelastic material properties for the leaflets and aortic tissues and starting from the unpressurized geometry. It has been observed that although similar stress-strain patterns were generated on Aortic Valve for both material properties, the hyperelastic nature of valve tissue can distribute stress smoothly and with lower strain during the cardiac cycle. The deformation of the aortic root can play a prominent role as its compliance changed significantly throughout cardiac cycle. Furthermore, dynamics of the leaflets can reduce stresses by affecting geometries. The highest values of stress occurred along the leaflet attachment line and near the commissure during diastole. The effects of high +G acceleration on the performance of valve, valve opening and closing characteristics, and equivalent Von Mises stress and strain distribution are also investigated.

1- مقدمه

است. سینوس های دریچه آئورت حول اتصالاتشان به لیف لت ها منبسط می شوند [1]. نوآوری های اخیر در زمینه روش های حل عددی ابزارهای جدیدی را برای پزشکان به منظور برنامه ریزی های پزشکی بر پایه شبیه سازی فراهم آورده است [2,3]. درک فعلی از آسیب شناسی بیماری های آناتومیک و فیزیولوژیک به داده های گزارش شده توسط پزشک محدود است

دریچه آئورت از سه لیف لت¹ متحرک که در مرکز دریچه به حالت بسته در می آیند تشکیل شده است. لیف لت های دریچه به دیواره آئورت متصل بوده که این دیواره از طریق مجرای جریان خروجی بطن چپ² به قلب متصل

¹ Leaflet

² Left Ventricular Outflow Tract (LVOT)

Please cite this article using:

A. Noamani, V. Dehghan Niestanak, M. Asgari, A 3D Unpressurized Model for Non Linear Dynamic Analysis of Human Aortic Valve in Dynamic Condition, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 3, pp. 263-272, 2016 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

دیواره‌ی دریچه آئورت خطی در نظر گرفته شده است؛ بدین معنی که تنش ایجاد شده در آن با کرنش متناسب است در حالی که بافت‌های نرم بیولوژیکی همانند دیواره‌ی آئورت بدلیل حضور فیبرهای کولاجنی رفتاری غیرخطی دارند. این فیبرها در کرنش‌های پایین در هم پیچیده بوده و بار تحمل نمی‌کنند حال آن‌که در کرنش‌های بالا در راستای بار قرار گرفته و سبب رفتار غیرخطی ماده می‌شوند. بنابراین هدف از این پژوهش مقایسه میان نتایج حاصله از اعمال خواص ماده الاستیک خطی و خواص ماده هایپر الاستیک¹¹ غیرخطی بر هندسه لیفلت‌ها و دیواره آئورت است.

به طور کلی روابط ساختاری و یا خواص مواد بیانگر رفتار بافت از حالت بدون بار و تغییر شکل نیافته به حالت بارگذاری شده و تغییر شکل یافته هستند. وقتی تنش و کرنش در حالت بارگذاری شده مورد نیاز است، این روابط ساختاری می‌بایست هنگامی که ساختار مورد بررسی تا سطح مورد نیاز بارگذاری شده است مورد استفاده قرار گیرد، برای محاسبه تنش و کرنش که به صورت ریاضی صحیح باشند نیاز است که مدل هندسی از حالت بدون بار و تغییر شکل نیافته مورد بررسی قرار گیرد [1].

از طرف دیگر با توجه به اهمیت بررسی و افزایش ایمنی سازه‌های وسایل نقلیه مختلف اعم از خودرو و هواپیما موضوع مدل‌سازی بدن انسان و ایجاد مدل مجازی المان محدود بدن انسان¹² در سال‌های اخیر مورد توجه محققین مختلف بوده است [15-18]. از همین رو دقت مدل‌های موجود همواره در حال افزایش می‌باشد و با آغاز از طرح‌های کلی و صلب اندام‌ها به جزییات اندام‌های داخلی و اینک مدل‌سازی هرچه دقیق‌تر این اندام رسیده است. به همین جهت داشتن مدل مجازی مناسب از اندام‌های دارای پیچیدگی و فاقد امکان بررسی‌های دقیق و آسان تجربی که در پژوهش حاضر مورد توجه است راه را برای مطالعه دقیق‌تر آن خواهد گشود. در همین ارتباط چگونگی تاثیر دریچه آئورت قلب رفتار کلی قلب نیز در مطالعات مختلف مورد بررسی قرار گرفته است [19-21].

همان‌گونه که در جداول 1 و 2 خلاصه شده است، در مطالعات پیشین راهکارهای مختلفی جهت تحلیل اجزای محدود دریچه آئورت طبیعی ارائه شده است. تحلیل دینامیکی دریچه آئورت طبیعی که از حالت بدون فشار هندسی شروع شود، به جز یک مورد دیگر نمونه ای نداشته است. شایان ذکر است موسوی و همکاران [22] و محمدزاده و همکاران [23] از مدل‌سازی دوبعدی استفاده نموده‌اند.

2- تئوری

از تئوری مواد هایپر الاستیک به منظور تطابق دادن داده‌های تجربی تنش-کرنش با مدل اجزاء محدود استفاده می‌شود. بافت‌های قلبی و عروقی¹³ می‌توانند به طور دقیق با تئوری هایپر الاستیک مدل شوند [33]. همان‌گونه که در بالا اشاره شد، توصیف هایپر الاستیک برای موادی استفاده می‌شود که

که از بیماری به بیمار دیگر بسیار متفاوت است. از آن‌جا که هزینه‌های محاسباتی کاهش و دقت روش‌های حل عددی بهبود یافته است، استفاده از شبیه‌سازی‌های عددی به یک روش مناسب‌تر در گسترش استراتژی‌های درمان برای هر فرد بیمار تبدیل شده است [4,5]. پژوهش‌های مختلفی با استفاده از مدل‌های کامپیوتری از دریچه آئورت به منظور شبیه‌سازی جنبه‌های مختلف عملکرد دریچه آئورت صورت گرفته است. دریچه آئورت طبیعی و ریشه آن هندسه سه‌بعدی پیچیده‌ای دارد که شامل لیفلت‌ها و سینوس‌ها بوده که در محل تلاقی¹ به یکدیگر متصل شده‌اند [6].

آناتومی دریچه آئورت به صورت گسترده‌ای مطالعه شده است [7]. اندازه گیری ابعاد دریچه و ریشه آن برای انسان‌های سالم و دیگر گونه‌های پستاندار در دسترس است [8,9]. یک مدل هندسی سه بعدی با استفاده از ابعاد مجزا قابل مدل‌سازی بوده که مبتنی بر روابط هندسی است. اغلب مطالعات صورت گرفته که روابط پارامتریک دریچه آئورت را به منظور توصیف هندسه دریچه به کار گرفته‌اند، بر روی لیفلت‌ها و محل تلاقی تمرکز نموده‌اند بدون آنکه هندسه سینوس‌ها را لحاظ کنند [8,10-12]. تابریکار² در سال 1990 یک مدل هندسی سه بعدی پیچیده بهینه از دریچه آئورت ارائه داد. وی این مدل پارامتریک را به منظور بررسی ابعاد پروتز بهینه با جفت شدگی³ مناسب، حجم کمینه و استفاده بهینه از انرژی به‌کار گرفت [6]. راهکاری‌های گوناگونی برای تحلیل اجزاء محدود دریچه آئورت طبیعی در مطالعات منتشر شده استفاده شده است. در مدل‌های⁴ تر برهمکنش میان جامد و سیال⁵ هدف اصلی است. از سویی دیگر در مدل‌های خشک جریان خون ضربانی با یک فشار یکنواخت وابسته به زمان که بر اجزای دریچه آئورت عمل می‌کند جایگزین می‌شود [1]. روش‌های حل معادلات اجزاء محدود به دو دسته ضمنی⁶ و صریح⁷ تقسیم و معمولاً به صورت جزء به جزء حل می‌شوند. در روش حل ضمنی بر روی یک دسته از معادلات اجزاء محدود سعی و خطا تا دستیابی به همگرایی برای هر جزء انجام می‌شود. از سویی دیگر روش‌های حل صریح شامل فرمول بندی دینامیکی تازه از معادلات هستند که در این راهکار معادلات می‌توانند بدون سعی و خطا و به صورت مستقیم برای به دست آوردن جواب نهایی هر جزء حل شوند. مطالعات متعددی با هدف مقایسه روش‌های اجزاء محدود ضمنی و صریح انجام شده است [13,14]. یک تحلیل گر ضمنی می‌تواند با مشکلات عددی متنوعی در دستیابی به حل همگرا مواجه شود که شامل تغییر شکل بزرگ المان‌ها، خواص غیرخطی ماده و بارگذاری غیرخطی است. مشاهده شده است که یک تحلیل گر صریح قوی و کارآمدتر برای مدل‌های پیچیده شامل تماس سطوح است. روش‌های صریح در مقایسه با روش‌های ضمنی از نظر پردازش موازی⁸ در شبیه‌سازی‌هایی که از پردازش‌گرهای چند هسته‌ای⁹ استفاده می‌شود کارآمدتراند [13]. عمده‌ترین مشکل تحلیل‌گرهای صریح این است که این گونه تحلیل‌گرها به منظور همگرایی نیاز به گام زمانی¹⁰ کوچک دارند که موجب افزایش هزینه‌های محاسباتی می‌گردد. به همین دلیل این تحلیل‌گرها عمدتاً در شبیه‌سازی‌های ضربه که زمان مربوط به مسئله کوتاه است مورد استفاده قرار می‌گیرند. در اکثر شبیه‌سازی‌های عددی انجام شده، خواص ماده مربوط به

Table 1 Explanation associated with Table2

جدول 1 توضیحات مربوط به جدول شماره 2

1	بدون فشار	6	همسانگرد
2	ابعاد بدون فشار	7	هایپر الاستیک
3	حالت باز	8	ناهمسانگرد
4	حالت بسته	9	اورتوتروپیک
5	ابعاد پایان دیاستول	10	خطی

¹¹ Hyperelastic

¹² Dummy Model

¹³ Cardiovascular tissue

¹ Commissure

² Thubrikar

³ Coaptation

⁴ Wet Model

⁵ Fluid-Structure Interaction (FSI)

⁶ Implicit

⁷ Explicit

⁸ Parallelization

⁹ Multiple Processors

¹⁰ Time Step

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \frac{\partial C_{ij}}{\partial E_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (6)$$

مطالعات انجام شده نشان داده است که تابع انرژی کرنشی قابل قبول برای بافت‌های قلبی عروقی نرمال این مدل است که برای مواد لاستیک مانند معرفی شد که به صورت رابطه (7) است:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{d}(I_3 - 1)^2 \quad (7)$$

فرم معادله بالا، فرم دو پارامتری این تابع است که در آن C_{01} و C_{10} دو ثابت مستقل ماده بوده که تغییر شکل اعوجاجی³ ماده را توصیف می‌کنند و d پارامتر تراکم‌ناپذیری ماده و I_1 و I_2 و I_3 نامتغیرهای تانسور تغییر شکل کوشی بوده که مقادیر ویژه معادله مشخصه هستند [33].

شایان ذکر است از آنجا که زمان وارهیدگی⁴ بافت دریچه‌های قلب بسیار بیشتر از یک سیکل قلبی است و تنش وارهیدگی بسیار کوچک می‌باشد می‌توان از خواص ویسکوالاستیک صرف‌نظر نمود [34].

3- مدل سازی عددی دریچه آئورت

معیارهای بسیار زیادی وجود دارند که می‌توانند بر نتایج حاصل از مدل‌های عددی تأثیر قابل ملاحظه‌ای بگذارند. این معیارها شامل مدل هندسی، خواص ماده، شرایط مرزی و بارگذاری است. در این پژوهش این معیارها به منظور دستیابی به نتایجی که با داده‌های فیزیولوژیکی تطابق دارند شرح داده شده‌اند.

3-1- مدل هندسی

با آنالیز مقادیر ارائه شده در پژوهش‌های منتشر شده که ابعاد پارامترهای دریچه آئورت را توصیف می‌کنند، دسته‌ای از ابعاد که بیانگر هندسه دریچه آئورت مربوط به یک انسان بالغ در حالت بسته می‌باشد استخراج شده است. این پارامترهای هندسی در شکل 1 نشان داده شده‌اند.

این پارامترها شامل ارتفاع، شعاع و زوایای میان اجزاء دریچه هستند. مدل هندسی سه‌بعدی استفاده شده با بکارگیری این پارامترها در نرم‌افزار سالدورکز⁶ [35] طراحی شده است. مقادیر پارامترهای استفاده شده در جدول 3 آمده‌اند.

در شکل 2 مدل‌های هندسی طراحی شده نشان داده شده است. در تحلیل‌های دینامیکی دریچه آئورت از مدل‌های کاملاً باز، کاملاً بسته و بدون فشار استفاده می‌شود. به‌منظور دستیابی به مدلی که در شبیه‌سازی عملکرد دریچه نتایج مطلوب مطابق با مقادیر فیزیولوژیکی اندازه‌گیری شده را نشان

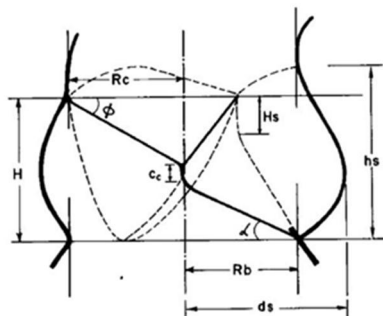


Fig. 1 aortic valve geometry parameters [6]

شکل 1 پارامترهای مربوط به مدل سازی هندسی دریچه آئورت [6]

³ deviatoric

⁴ Relaxation time

⁵ Valve Tissue

⁶ SolidWorks

Table 2 Features of published three-dimensional FE models of the native aortic valve

جدول 2 مشخصات مدل سازی اجزاء محدود مطالعات پیشین					
مطالعه	مدل	تحلیل	هندسه اولیه	الاستیسیته	الاستیسیته دیواره
این مطالعه	خشک	دینامیکی	2.1	7.6	7.6
[24]	خشک	استاتیکی	2.3	7.8	10.6
[25]	تر	دینامیکی	5.4	10.9	-
[26]	تر	دینامیکی	5.4	7.6	10.6
[27]	تر	دینامیکی	2.4	-	-
[28]	خشک	دینامیکی	5.4	7.6	7.6
[29]	تر	دینامیکی	2.4	10.9	10.9
[30]	خشک	دینامیکی	5.3	10.6	10.6
[31]	خشک	استاتیکی	2.4	10.6	10.6
[32]	خشک	استاتیکی	2.4	10.9	10.9
[1]	خشک	دینامیکی	2.1	7.6	7.6

کرنش الاستیک قابل بازگشت بسیار زیادی در آن‌ها ایجاد می‌شود. پاسخ یک ماده الاستیک به کرنش می‌تواند با تابع انرژی کرنشی مدل شود. برای مواد الاستیک خطی این تابع به صورت رابطه (1) خواهد بود:

$$W = \frac{1}{2} C_{ijkl} \varepsilon_{ij} \varepsilon_{kl} \quad (1)$$

که در آن C_{ijkl} یک تانسور مرتبه چهارم است که ثابت‌های الاستیک ماده را تعریف می‌کند. این تابع انرژی کرنشی برای تانسورهای کرنش تغییر شکل‌های کوچک تعریف می‌شود. حالت تعمیم یافته قانون هوک برای تنش با مشتق جزئی W نسبت به کرنش به دست می‌آید:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (2)$$

ثابت الاستیک از مشتق جزئی دوم W نسبت به کرنش به دست می‌آید:

$$C_{ijkl} = \frac{\partial^2 W}{\partial \varepsilon_{ij} \partial \varepsilon_{kl}} \quad (3)$$

برای مواد غیرخطی ثابت‌های الاستیک به‌طور مشابه از تابع انرژی کرنشی تعیین می‌شوند، اگرچه برای تغییر شکل‌های بزرگ تانسور کرنش با تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ¹ (E) جایگزین شده و تانسور تنش با تانسور تنش مرتبه دوم پایولا-کیرشهف² (S) شناخته می‌شود تمایز مهم آن در بیان رفتار ماده در یک نقطه مستقل از حرکت صلب و براساس سطح اولیه است. این مدل از توابع انرژی کرنشی معمولاً با نامتغیرهای تانسور تغییر شکل کوشی راست⁴ تعریف می‌شوند که نشان دهنده کرنش اندازه‌گیری شده بر واحد سطح تغییر شکل یافته بر روی المانی از سطح در حالت تغییر شکل یافته است. برای به دست آوردن تانسور تنش پایولا-کیرشهف از تابع انرژی کرنشی مشتق گرفته می‌شود:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (4)$$

و با استفاده از تعریف تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ خواهیم داشت:

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (C_{ij} - \delta_{ij}) \quad (5)$$

با به‌کار بردن قانون مشتقات زنجیره‌ای و با ساده‌سازی عبارت زیر برای

تانسور تنش پایولا-کیرشهف حاصل خواهد شد:

¹ Green-Lagrangian deformation tensor

² the second order Piola-Kirchoff stress tensor

لیف لتها دارای ضخامت متغیر هستند ولی مقادیر 1.5 میلی‌متر و 0.5 میلی‌متر به ترتیب برای ضخامت دیواره و لیف لتها در نظر گرفته شده است که در گستره ابعاد فیزیولوژیکی ارائه شده در مطالعات پیشین قرار دارند [40,39,8].

3-3- شرایط مرزی و بارگذاری

شرایط مرزی کاملاً مقید بر روی گره‌های محل اتصال لیف لتها به دیواره آئورت و همچنین گره‌های آنولوس آئورت³ اعمال شده است. همچنین گره‌های مربوط به مجرای خروجی بطن چپ و محل اتصال دریچه به شریان آئورت کاملاً مقید هستند.

بارگذاری فیزیولوژیکی مطابق با شکل 3 به صورت فشار وابسته به زمان بر سینوس‌ها و لیف لتها مطابق با داده‌های تجربی اعمال شده است [1].

3-4- خواص ماده

برای مدل الاستیک خطی به دو پارامتر از الاستیسیته ماده و همچنین چگالی آن نیاز است. در این مدل‌سازی دو پارامتر مدول یانگ و ضریب پواسون در نظر گرفته شده است. مقدار در نظر گرفته شده برای مدول یانگ با توجه به نتایج پژوهش‌های صورت گرفته برابر 2000 کیلو پاسکال و مقدار ضریب پواسون برابر 0.495 (برای در نظر گرفتن تقریبی تراکم‌ناپذیری بافت نرم) است. همچنین چگالی اجزاء دریچه برابر 1000 کیلوگرم بر متر مکعب فرض شده است. برای مدل هایپرالاستیک غیرخطی ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی مطابق با جدول 4 در نظر گرفته شده اند [42,41].

4- ارائه نتایج

رفتار دریچه آئورت در طول یک سیکل قلبی در دو حالت متفاوت با مواد

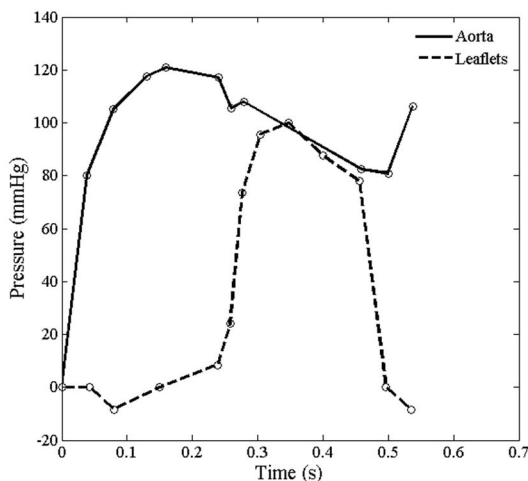


Fig. 3 Physiological Load applied on Leaflets and Sinuses [1]

شکل 3 بارگذاری فیزیولوژیکی اعمالی به دریچه [1]

Table 4 Values of Strain Energy Function Parameters

پارامتر	مقدار
C_{10}	0.5516 (مگا پاسکال)
C_{01}	0.1379 (مگا پاسکال)
d	$3e-8$

³ Aortic Annulus

Table 3 values of aortic valve geometry parameters (mm)

پارامتر	مقدار	داده‌های تجربی [6]
R_b	12.5	11.3-14
H	18	12.43-19.88
Hs	7	5.56-9.94
Rc	12	7.91-15.4
β	7.5°	$4^\circ-11^\circ$
Cc	4.3	3.842-4.76
hs	25	13.56-28.28
ds	18	12.43-23.94

دهد، استفاده از مدل بدون فشار توصیه می‌شود. به طور کلی روابط ساختاری و یا خواص ماده، رفتار بافت را از حالت بدون بار و تغییر شکل نیافته به حالت بارگذاری شده و تغییر شکل یافته توصیف می‌کنند. اگر حالت تنش و کرنش در حالت بارگذاری شده مدنظر است، این معادلات ساختاری باید زمانی مورد استفاده قرار گیرند که ساختار مورد بحث تا سطح موردنظر بارگذاری شود. برای آن که محاسبه تنش و کرنش از نظر ریاضی صحیح باشد، این بارگذاری باید از حالت بدون بار و هندسه تغییر شکل نیافته آغاز گردد [1]. این موضوع در مرجع [36] با استفاده از مدل بسته تحت فشار مورد بررسی قرار گرفته و نتایج با مطالعات تجربی یکسان از مرجع [37] مقایسه گردیده است که دقت بسیار پایین‌تر این نوع مدل‌سازی در مقایسه با نتایج این مطالعه را نشان می‌دهد.

مدل a، مدل هندسی دریچه کاملاً باز است. مدل b و c مدل هندسی دریچه کاملاً بسته هستند که عموماً در تحلیل‌های برهمکنش جامد-سیال مورد استفاده قرار می‌گیرند. در مدل‌سازی دریچه بدون فشار، انحنای لیف لتها و ارتفاع قرارگیری نقطه میانی وجه آزاد لیف لتها نسبت به سطح پایینی دریچه اهمیت به‌سزایی دارند. در مدل‌های d و e و f سعی شده است تا علاوه بر رسیدن به حالت بهینه محل قرارگیری لیف لتها همگرایی حل عددی نیز به‌دست آید.

3-2- مش بندی

مدل هندسی به وسیله نرم‌افزار انسیس [38] مش‌بندی شده است. هر دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی از 4803 المان چهار وجهی پوسته‌ای² تشکیل شده است. اگرچه واضح است که دیواره آئورت و

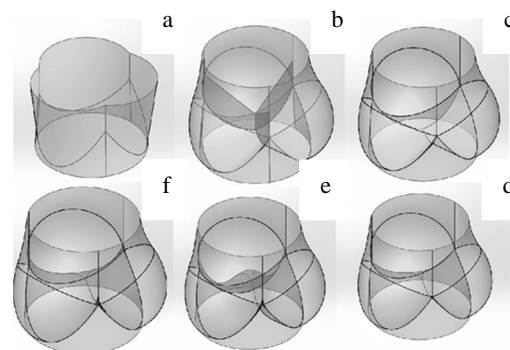


Fig. 2 improving geometry model from fully-opened and fully-closed models to unpressurized model

شکل 2 مراحل بهبود مدل هندسی از حالت کاملاً باز و کاملاً بسته تا مدل بدون فشار

¹ ANSYS

² Quad4 Shell Elements

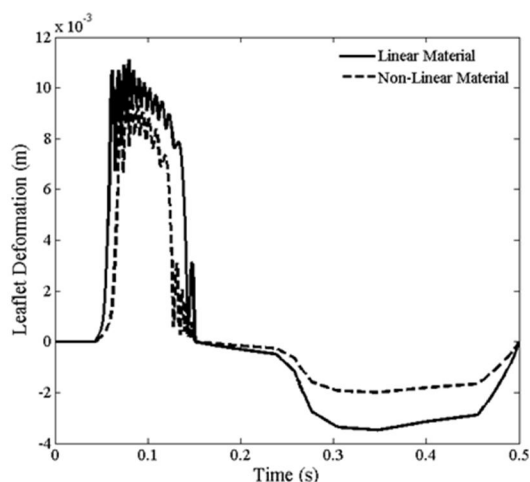


Fig. 4 Leaflets deformation for Linear Elastic and Hyperelastic material properties

شکل 4 نمودار تغییر شکل لیف لت‌ها در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

سیکل کوچکتر از تغییر شکل مدل خطی است اگرچه الگوی تغییر شکل در دو مدل یکسان است.

از نمودار شکل 5 می‌توان نتیجه گرفت که ماکزیمم تغییر شکل دیواره دریچه آئورت و نیز ماکزیمم فشار وارد بر دیواره در سیستم رخ می‌دهند. همچنین از مقایسه رفتار دیواره دریچه در دو مدل خطی و غیرخطی مشاهده می‌شود که اختلاف میان این دو مدل ماده در مقایسه با این اختلاف در لیف لت‌ها بیشتر بوده و لذا تأثیرپذیری دیواره دریچه آئورت در مقایسه با لیف لت‌ها نسبت به رفتار ماده در طول یک سیکل قلبی بیشتر است.

3-4- بررسی تنش و کرنش در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

از مزایای مهم شبیه‌سازی‌های عددی این است که اطلاعاتی در مورد ویژگی‌های دریچه مانند کرنش و تنش در بافت نرم که به روش‌های تجربی قادر به دستیابی نیستند، به دست می‌آیند. در این مطالعه، وضعیت تنش در

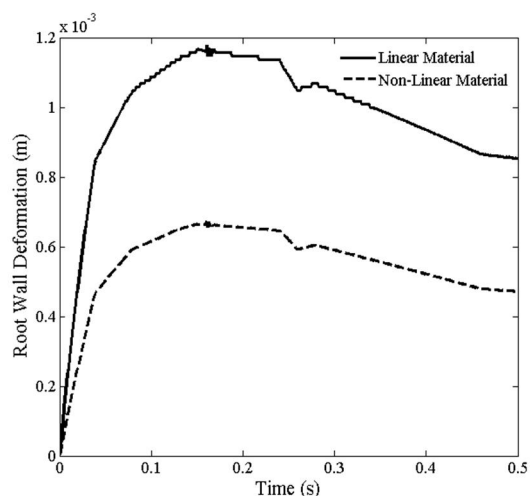


Fig. 5 Aortic Wall deformation for Linear Elastic and Hyperelastic material properties

شکل 5 تغییر شکل دیواره دریچه در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی شبیه‌سازی شده است. نتایج حاصل از این دو مدل سازی به صورت زیر است.

4-1- پارامترهای باز و بسته شدن دریچه

مقایسه کمی مقادیر به دست آمده از دینامیک دریچه در مدل ارائه شده در این پژوهش با مقادیر تجربی [37] که با ترسیم دوبعدی عکس‌های اکوکاردیوگرافی¹ و تیکنیک‌های دوپلر² که بر پایه کنترل ده فرد عادی به دست آمده است. زمان باز و بسته شدن سریع دریچه، سرعت‌های لیف لت در این دو بازه زمانی، زمان تخلیه³ و تغییرات قطر حد فاصل این دو زمان⁴ اندازه گیری شده است. همان‌طور که از جدول 5 مشخص است، پارامترهای باز و بسته شدن دریچه به دست آمده از حل عددی در تطابق کامل با مقادیر تجربی قرار دارند. با توجه به این که تعیین دقیق شروع و پایان این فازها بسیار مشکل بوده و این متغیرها از یک فرد به فرد دیگر تغییر می‌کنند، مقادیر به دست آمده در انحراف استاندارد از مقادیر تجربی قرار دارند. بر این اساس می‌توان نتیجه گرفت که مدل‌سازی هندسی صورت گرفته و روش عددی به کار رفته مناسب است. شایان توجه است که در چنین مواردی با توجه به تفاوت عملکرد فیزیولوژیک افراد مختلف استناد به یک نتیجه اندازه‌گیری اکوکاردیوگرافی منطقی نبوده و بر همین اساس برای مقادیر تجربی بازه ارائه می‌شود چرا که پارامترهای مربوط به دریچه آئورت از یک فرد به فرد دیگر متفاوت بوده که ناشی از متغیر بودن ابعاد هندسی دریچه و بارگذاری از فردی به فرد دیگر است. لذا در این موارد عملکرد مطابق با بازه‌های آماری نتایج تجربی ملاک صحت و دقت مدل‌سازی قرار می‌گیرد.

4-2- تغییر شکل اجزاء دریچه در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

با توجه به نمودار شکل 4 بیشترین تغییر شکل در لیف لت‌ها در ماکزیمم فشار سیستمولیک به هنگام باز شدن کامل دریچه رخ می‌دهد اگرچه ماکزیمم فشاری که به لیف لت‌ها در طول یک سیکل قلبی اعمال می‌شود در هنگام بسته شدن کامل دریچه است اما تغییر شکل مربوط به آن کمتر است. از مقایسه رفتار دریچه در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی مشاهده می‌شود که تغییر شکل مربوط به مدل غیرخطی در تمامی نقاط

Table 5 Valve Opening and Closing Characteristics (mm, ms)

جدول 5 پارامترهای باز و بسته شدن دریچه (میلی‌متر، میلی ثانیه)

پارامتر	مقادیر حل عددی	مطالعه پیشین [36]	داده‌های تجربی [37]
زمان باز شدن سریع	62	39.3	11±57.5
سرعت باز شدن سریع	17.19	145	20.9±4.2
زمان تخلیه	302	207.2	329±63
درصد تغییر قطر	16.34	11.4	12.5±6.6
زمان بسته شدن سریع	44	39.3	39.5±5
سرعت بسته شدن سریع	47.19	145	32.4±11.4

¹ Echocardiography Images

² Doppler Techniques

³ Ejection Time

⁴ Slow Closing Displacement

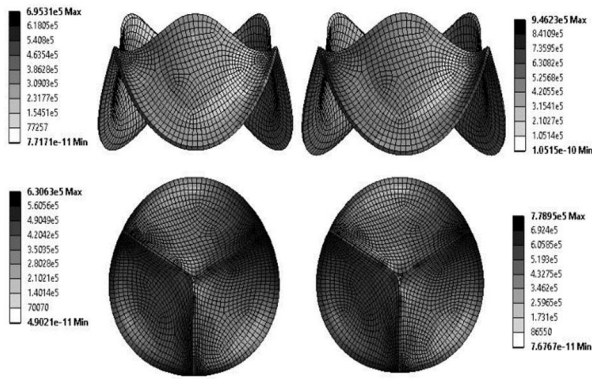


Fig. 7 Von Mises Equivalent Stress (Pa) distribution in fully-opened and fully-closed condition for Linear Elastic model (left) and Hyperelastic model (right)

شکل 7 توزیع تنش (Pa) بر روی لیف لت‌ها در دو زمان باز و بسته کامل در دو حالت الاستیک خطی (سمت چپ) و هایپراستیک غیرخطی (سمت راست)

همان‌گونه که در شکل 8 مشاهده می‌شود توزیع کرنش در دو مدل خطی و غیرخطی مشابه است اگرچه مقادیر کرنش برای حالت الاستیک خطی در مقایسه با حالت هایپر الاستیک بزرگتر هستند که این مهم نشان دهنده تأثیر مدل‌سازی غیرخطی در کاهش کرنش لیف لت‌ها است. مقادیر ماکزیمم کرنش معادل ون-مایسز در جدول 7 ارائه شده‌اند.

4-4- سرعت لیف لت در دو حالت الاستیک خطی و هایپراستیک غیرخطی

همان‌طور که در شکل 9 مشاهده می‌شود، سرعت لیف لت‌ها به‌صورت شدید در فاز باز شدن سریع دریچه تغییر می‌کند. مقادیر ارائه شده در نمودار فوق

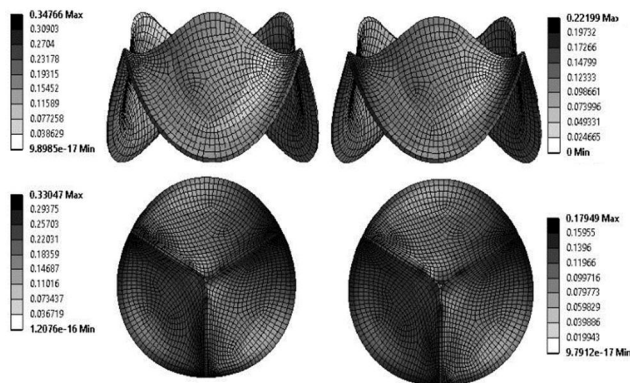


Fig. 8 Von Mises Equivalent Strain distribution in fully-opened and fully-closed condition for Linear Elastic model (left) and Hyperelastic model (right)

شکل 8 توزیع کرنش بر روی لیف لت‌ها در دو زمان باز و بسته کامل در دو حالت الاستیک خطی (سمت چپ) و هایپراستیک غیرخطی (سمت راست)

Table 7 Maximum Opening and Closing Strain for Linear Elastic and Hyperelastic models

جدول 7 ماکزیمم کرنش در دو حالت باز و بسته برای دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپراستیک غیرخطی

مدل ماده	ماکزیمم کرنش باز شدن	ماکزیمم کرنش بسته شدن
الاستیک خطی	0.347	0.330
هایپراستیک غیر خطی	0.221	0.197

نقاط کلیدی از سیکل قلبی مورد بررسی قرار گرفته اند. تنش ماکزیمم در طول دیاستول هنگامی که لیف لت‌ها بیشترین کشش را به دیواره دریچه وارد می‌کنند، در محل بالایی اتصال لیف لت‌ها به دیواره آئورت اتفاق می‌افتد. همان‌گونه که از شکل 6 بر می‌آید مقادیر تنش اصلی اول در مدل غیرخطی بزرگتر از این مقادیر در مدل خطی هستند. همان‌طور که انتظار می‌رفت توزیع تنش اصلی اول در حالت هایپراستیک در مقایسه با حالت الاستیک خطی مقادیر بالاتری دارند. مقادیر ماکزیمم تنش اصلی اول در محل اتصال لیف لت به دیواره دریچه آئورت روی می‌دهد. کرنش در مدل غیرخطی کمتر از مدل خطی است. این مهم نشان دهنده تأثیر رفتار تنش-سفتی¹ بافت‌های بیولوژیکی و اهمیت به کارگیری این خاصیت ماده در مدل‌سازی‌های عددی به‌منظور دست‌یابی به اندازه گیری دقیق تر تنش و کرنشی است که از آزمون وایوو² به دست می‌آید. مقادیر ماکزیمم تنش معادل ون-مایسز در دو حالت دریچه کاملاً باز و کاملاً بسته در جدول 6 گزارش داده شده‌اند.

اگرچه الگوی توزیع تنش در دیاستول در دو حالت الاستیک خطی و هایپراستیک مشابه است در سیستول این توزیع تنش اختلاف زیادی با هم دارند. تنش‌ها در مدل غیرخطی نه تنها بزرگتر هستند بلکه به صورت یکنواخت تری در محل اتصال و سطح لیف لت توزیع شده اند. همان‌طور که گفته شد کرنش در مدل غیرخطی کوچکتر از مدل خطی است. این دو مشاهده نشان دهنده طبیعت هایپراستیک بافت دریچه در توزیع مناسب تنش و کاهش کرنش در بازگشت خمیدگی است که در شکل لیف لت‌ها از حالت دیاستولیک به سیستولیک مشاهده می‌شود. توزیع تنش معادل ون-مایسز بر روی لیف لت‌ها در شکل 7 مشخص است.

Table 6 Maximum Opening and Closing Stress for Linear Elastic and Hyperelastic models (Pa)

جدول 6 ماکزیمم تنش در دو حالت باز و بسته برای دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپراستیک غیرخطی (پاسکال)

مدل ماده	ماکزیمم تنش باز شدن	ماکزیمم تنش بسته شدن
الاستیک خطی	695300	630600
هایپراستیک غیرخطی	946200	778900

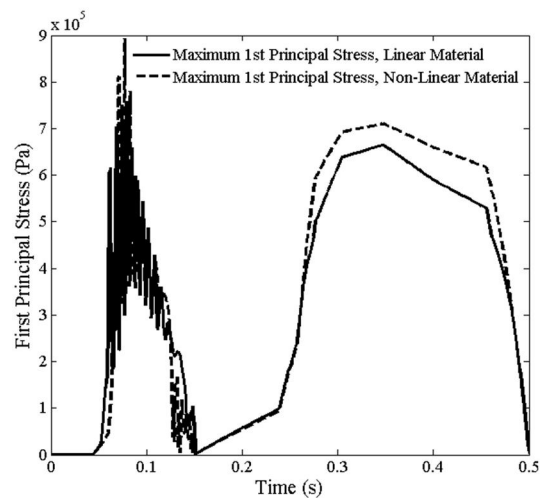


Fig. 6 First principal stress for Linear Elastic and Hyperelastic material properties

شکل 6 نمودار ماکزیمم تنش اول در دو حالت الاستیک و هایپراستیک غیرخطی

¹ Stress Stiffening
² Vivo

دو سرعت مختلف مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. تغییر شکل اجزای مختلف بدن، پارامترهای تصادف برای بخش‌های اصلی و شتاب نواحی مختلف بدن به دست آمده است. با توجه به این نتایج، نمودار مربوط به شتاب وارد بر قفسه سینه به هنگام تصادف با سرعت 48.3 کیلومتر بر ساعت بر حسب زمان به صورت شکل 10 است.

همان‌طور که در نمودار شکل 11 دیده می‌شود، ماکزیمم تغییر شکل لیف لت‌های دریچه آئورت در فاز باز شدن دریچه افزایش می‌یابد اگرچه تأثیر به‌سزایی در فاز بسته شدن دریچه نمی‌گذارد. علت این امر آن است که در فاز باز شدن دریچه، لیف لت‌ها از یکدیگر جدا بوده و تأثیری بر عملکرد هم ندارند، لذا این باعث می‌شود که شتاب وارد شده بر دریچه نسبت به فاز بسته شدن که در آن لیف لت‌ها به یکدیگر متصل‌اند، اثر بیشتری در تغییر شکل داشته باشد.

شایان ذکر است اگرچه شتاب اعمالی مقداری بسیار بزرگ است با این وجود به دلیل جرم کم دریچه تأثیر چندانی در تغییر شکل‌ها ندارد.

همان‌طور که در نمودار شکل 11 مشخص است، علاوه بر تغییر شکل زمان‌بندی فاز باز شدن دریچه نیز تغییر یافته است. در 0.043 ثانیه اول سیکل قلبی مطابق نمودار شکل 3 انتظار می‌رود که لیف لت‌ها در وضعیت بسته باشند ولی در اثر شتاب اعمالی، باز شدن دریچه از همان ابتدا آغاز شده است. هرچند که مقدار این تغییر شکل ناچیز است ولی امکان اختلال در عملکرد خون‌رسانی را موجب می‌گردد.

همچنین پارامترهای مربوط به فاز باز شدن دریچه نیز تغییراتی دارند که در جدول 8 نمایش داده شده است. اگرچه نواحی تنش و کرنش ماکزیمم و همچنین الگوی توزیع تنش معادل ون-مایسز ثابت باقی می‌ماند اما مقادیر آن تغییر می‌کند. همان‌گونه که از جدول 9 بر می‌آید مقادیر تنش معادل ون-مایسز به هنگام باز شدن دریچه به میزان قابل توجهی (62600 پاسکال) افزایش یافته است حال آن‌که این مقدار برای حالت بسته شدن کمتر است (1400 پاسکال). این امر ناشی از جفت شدگی لیف لت‌ها به یکدیگر به هنگام بسته شدن علاوه بر اتصالشان به دیواره است حال آن‌که در حالت کاملاً باز لیف لت‌ها در حالت آزاد هستند. کرنش نیز به همین صورت است. تغییر شکل ناشی از شتاب تصادف از آن‌جا که جرم دریچه ناچیز است قابل

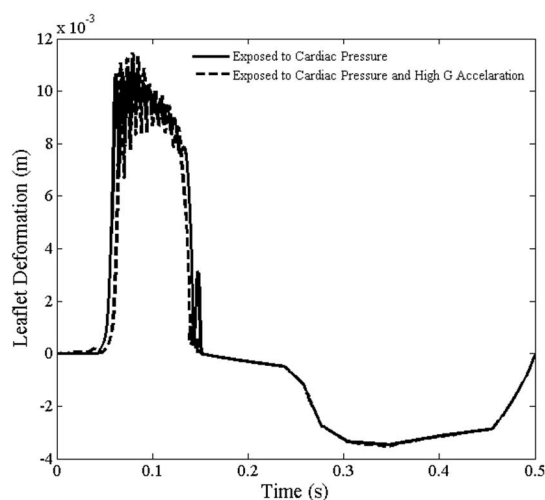


Fig. 11 Leaflets deformation for normal cardiac cycle and exposed to high G acceleration

شکل 11 تغییر شکل لیف لت‌ها در دو حالت عادی و حالت تحت شتاب تصادف

مقادیر میانگین سرعت لیف لت هستند. این نکته قابل ذکر است که نتایج دینامیکی حاصل از مدل سازی صورت گرفته به شرایط زمانی بارگذاری اعمال شده به دریچه شدیداً وابسته است. در این مطالعه فشار اعمال شده به صورت شکل 3 که با بارگذاری استاندارد دریچه مطابق است. نتایج حاصل از هر مطالعه در این زمینه وابستگی شدیدی به شکل هندسی دریچه و نحوه بارگذاری دارد که می‌تواند منجر به نتایج متفاوتی گردد.

5- بررسی رفتار دریچه تحت شتاب شدید

بدن انسان در مانورهایی خاص از جمله تصادف‌های ترافیکی تحت شتاب‌های بسیار شدید قرار می‌گیرد. با توجه به آمار بالای آسیب دیدگان در تصادفات نیاز به بهبود شرایط ایمنی اتومبیل‌ها است. برای این مهم نیازمند مطالعه دقیق تأثیر این تصادفات بر اعضای حیاتی بدن می‌باشد. بر اساس مطالعه صورت گرفته [43] در این رابطه تصادف یک خودرو تجاری توسط روش اجزاء محدود غیر خطی و همچنین به صورت کنترل شده در آزمایشگاه، در

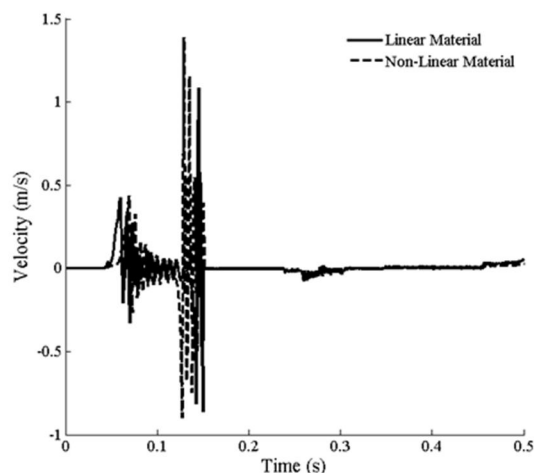


Fig. 9 Leaflets Velocity vs. Time for Linear Elastic and Hyperelastic models

شکل 9 تغییرات سرعت لیف لت در دو حالت الاستیک خطی و هایپراستیک غیر خطی در طول یک سیکل قلبی

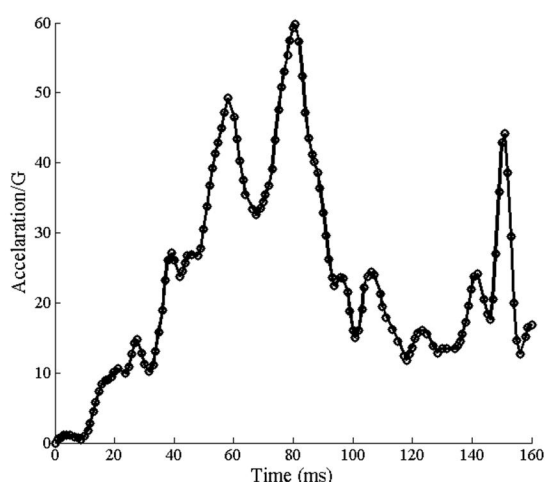


Fig. 10 Curve of the chest acceleration for Crash Moment [43]

شکل 10 نمودار شتاب برحسب زمان قفسه سینه در هنگام تصادف [43]

¹ Coaptation

متفاوت، پارامترهای مربوط به باز و بسته شدن دریچه و شرایط شبیه‌سازی نشان دهنده تطبیق درست نتایج به دست آمده از این پژوهش با مطالعات پیشین است. رفتار غیرخطی ماده تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر روی پاسخ تنش کرنش لیف‌ها در طول سیکل قلبی دارد. از آن‌جا که محل فرارگیری تنش ماکزیمم در دو حالت مدل‌سازی ماده مشابه است و تنها مقادیر آن‌ها مطابق با جدول 6 و 7 اختلاف دارند در آنالیزهای کیفی وقتی که مقادیر دقیق

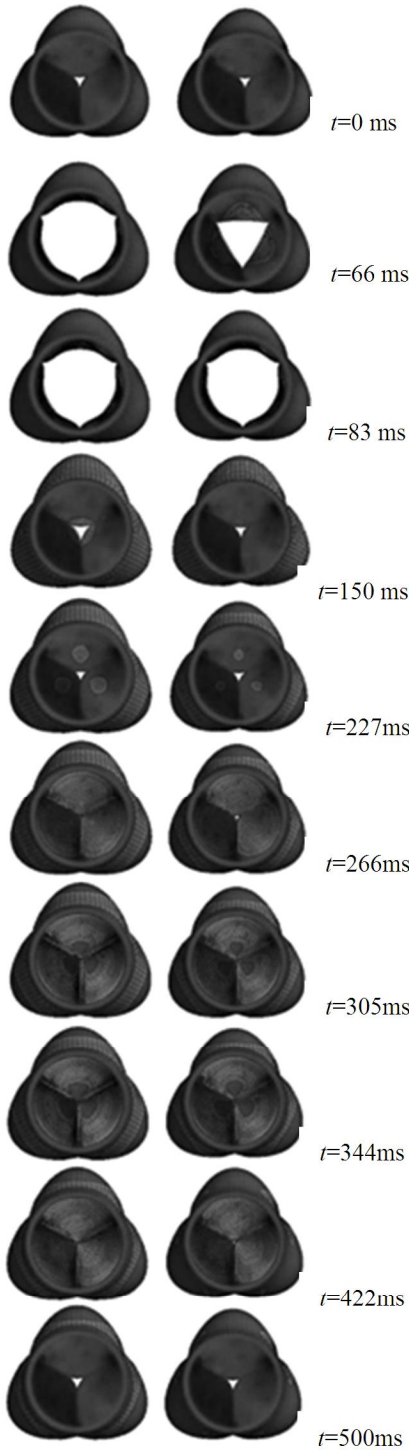


Fig. 13 Cardiac Cycle for Linear Elastic Model (right) and Hyperelastic model (left)

شکل 13 سیکل قلبی دریچه آئورت برای حالت الاستیک خطی (ستون سمت چپ) و هایپراستیک غیرخطی (ستون سمت راست)

Table 8 Valve Opening and Closing Characteristics for normal cardiac cycle and exposed to high G acceleration

جدول 8 مقایسه پارامترهای باز شدن دریچه در سیکل عادی و سیکل تحت شتاب

زمان تخلیه (میلی ثانیه)	سرعت باز شدن سریع دریچه (میلی‌متر بر ثانیه)	زمان باز شدن سریع دریچه (میلی ثانیه)	سیکل عادی
302	17.19	62	سیکل عادی
297	16.55	67	سیکل تحت شتاب

Table 9 Maximum Stress and Strain for Open and Close Valve, normal cardiac cycle and exposed to high G

جدول 9 مقایسه تنش و کرنش ماکزیمم در دو سیکل عادی و تحت شتاب

تنش ماکزیمم باز شدن (پاسکال)	کرنش ماکزیمم باز شدن	تنش ماکزیمم بسته شدن (پاسکال)	کرنش ماکزیمم بسته شدن	سیکل عادی
695300	0.347	630600	0.330	سیکل عادی
757900	0.397	632000	0.331	سیکل تحت شتاب

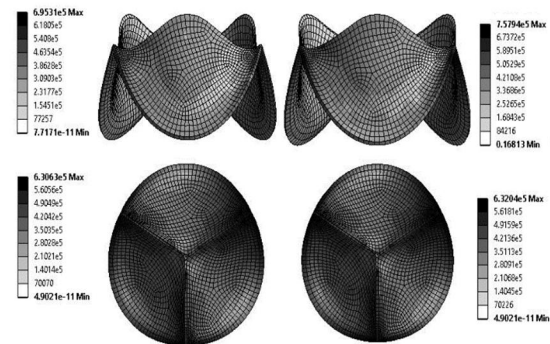


Fig. 12 Von Mises Equivalent Stress (Pa) distribution in fully-opened and fully-closed condition for normal cardiac cycle (left) and exposed to high G (right)

شکل 12 توزیع تنش معادل ون-میسز (Pa) در دو حالت کاملاً باز و کاملاً بسته و مقایسه حالت عادی (سمت چپ) و حالت تحت شتاب تصادف (سمت راست)

توجه نبوده و لذا تغییر کرنش نیز نا چیز است اگر چه افزایش مقدار کرنش در حالت باز بیش از حالت بسته است. توزیع تنش معادل ون-میسز در شکل 12 آورده شده است.

6- نتیجه گیری

مدل‌سازی سه‌بعدی دریچه آئورت با توجه به اندازه‌های آناتومیک صورت گرفت. عملکرد دریچه آئورت با استفاده از دو سناریو متفاوت شبیه‌سازی شد. در سناریو نخست تأثیر رفتار غیرخطی ماده نادیده گرفته شده و مدل الاستیک خطی به منظور شبیه‌سازی در نظر گرفته شد و در سناریو دیگر با در نظر گرفتن رفتار غیرخطی دریچه، یک مدل ماده هایپراستیک غیرخطی اعمال شد. فرمولاسیون هایپراستیک به‌منظور بررسی تأثیر انرژی کرنشی غیرخطی بر روی رفتار مکانیکی دریچه به‌کار گرفته شد. شکل 13 نشان دهنده رفتار مکانیکی دریچه در دو حالت خطی و غیرخطی است.

توزیع تنش بر روی لیف‌ها نشان می‌دهد که مدل ماده تأثیر به‌سزایی بر روی مقادیر تنش دارد. اگرچه اندازه تنش‌ها در دو حالت متفاوت است ولی کانتورهای توزیع تنش و محل تنش ماکزیمم در این حالت‌ها یکسان است. الگوهای تنش و تغییر شکل ناشی از به‌کارگیری خواص مواد

- [11] M. R. Labrosse, C. J. Beller, F. Robicsek, M. J. Thubrikar, Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves, development and clinical applications, *Journal of Biomechanics* Vol. 39, No. 8, pp. 2665-2672, 2006.
- [12] J. S. Rankin, A. F. Dalley, P. S. Crooke, R. H. Anderson, A 'Hemispherical' model of aortic valvar geometry. *Journal of Heart Valve Disease* Vol. 17, No. 1, pp. 179-186, 2008.
- [13] F. Harewood, P. Mchugh, Comparison of the implicit and explicit finite element methods using crystal plasticity, *Computational Materials Science*, Vol. 39, No. 2, pp. 481-494, 2007.
- [14] B. Soltani, K. Mattiasson, A. Samuelsson, Implicit and dynamic explicit solutions of blade forging using the finite element method, *Journal of materials processing technology*, Vol. 45, No. 1, pp. 69-74, 1994.
- [15] M. Jamshidi, M. Ahmadian, Investigation of the effect of high+ Gz accelerations on human cardiac function. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 27, No. 1, pp. 54-63, 2013.
- [16] P. C. Lin, J. Wang, S. C. Li, Subjective stress factors in centrifuge training for military aircrews. *Applied Ergonomics*, Vol. 43, No. 4, pp. 658-663, 2012.
- [17] U. I. Balldin, *Acceleration effects on fighter pilots*, K. B. Pandolf, R. E. Burr (Eds.), *Textbooks of Military Medicine, Medical Aspects of Harsh Environments Volume 2*, pp. 1025-1083, United States Government Printing, 2002.
- [18] T. J. Lyons, Davenport, C., Copley, G. B., Binder, H., Grayson, K., Kraft, N.O., Preventing G-induced loss of consciousness: 20 years of operational experience. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, Vol. 75, pp. 1150-153, 2004.
- [19] Ö. Kuş, K. Başer, D. Başer, B. Açar, et al., The Effect of Aortic Stiffness Parameters In Patients with Diastolic Dysfunction, *The American Journal of Cardiology*, Vol. 113, No. 7, pp. 32-39, 2014.
- [20] A. Pironet, P. C. Dauby, J. G. Chase, S. Kamoi, et al., Model-based stressed blood volume is an index of fluid responsiveness, *Biological and Medical Systems*, Vol. 48, No. 20, pp. 291-296, 2015.
- [21] K. Onur, E. B. Karaayvaz, N. G. Serbest, F. Mercanoglu, A. Elitok, K. Adalet, Right Heart Ventriculography from Left Internal mammalian artery, *Global Heart*, Vol. 9, No. 1, pp. 285-296, 2014.
- [22] M. Mohammadzadeh, M. Navidbakhsh, A. Rahmian, Modeling and simulation of aortic regurgitation, 2nd National conference on applied research in electrical, mechanical and mechatronics, Tehran, Iran, 2014.
- [23] M. H. Mousavi, N. Fatouraei, H. R. Kanouzi, Computational analysis of blood flow in 2D model of the aortic valve using fluid and solid interaction method, 14th Conference on Biomedical Engineering (ICBME), Tehran, Iran, 2008.
- [24] T. M. Koch, B. D. Reddy, P. Zilla, T. Franz, Aortic valve leaflet mechanical properties facilitate diastolic valve function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Vol. 13, No. 2, pp. 225-34, 2010.
- [25] S. Katayama, S. Umetani, S. Sugiura, T. Hisada, The sinus of Valsalva relieves abnormal stress on aortic valve leaflets by facilitating smooth closure. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. Vol. 136, No. 6, pp. 1528-1535, 2009.
- [26] C. Carmody, G. Burriesci, I. Howard, E. A. Patterson, An approach to the simulation of fluid-structure interaction in the aortic valve, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 2, pp. 158-169, 2006.
- [27] A. Ranga, O. Bouchot, R. Mongrain, P. Ugolini, R. Cartier, Computational simulations of the aortic valve validated by imaging data: evaluation of valve- sparing techniques. *Interact. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 5, No. 4, pp. 373-378, 2006.
- [28] I. C. Howard, E. A. Patterson, A. Yoxall, on the opening mechanism of the aortic valve: some observations from simulations, *Journal of Medical Engineering & Technology* Vol. 27, No. 3, pp. 259-266, 2003.
- [29] M. A. Nicosia, R. P. Cochran, D. R. Einstein, C. J. Rutland, K. S. Kunzelman, A coupled fluid-structure finite element model of the aortic valve root, *Journal of Heart Valve Disease*, Vol. 12, No. 1, pp. 781-789, 2003.
- [30] R. Gnyaneshwar, R. K. Kumar, K. R. Balakrishnan, Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model, *Annals Thoracic Surgery* Vol. 73, No. 2, pp. 1122-1129, 2002.
- [31] A. Beck, M. J. Thubrikar, F. Robicsek, Stress analysis of the aortic valve with and without the sinuses of Valsalva, *Journal of Heart Valve Disease*, Vol. 10, No. 1, pp. 1-11, 2001.
- [32] K. J. Grande, R. P. Cochran, P. G. Reinhal, K. S. Kunzelman, Stress variations in the human aortic root and valve: the role of anatomic asymmetry. *Annals of Biomedical Engineering*. Vol. 26, No. 1, pp. 534-545, 1998.
- [33] S. Daly, P. J. Prendergast, F. Dolan, T. C. Lee, Use of finite element analysis to simulate the hyperelastic behavior of cardiovascular tissue, *Proceedings of the 12th Conference of the European Society of Biomechanics*, Dublin, 28-30, 2000.
- [34] M. Hassan, M. Hamdi, A. Noma, The nonlinear elastic and viscoelastic passive properties of left ventricular papillary muscle of a Guinea pig heart. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 5, No. 1, pp. 99-109, 2012.
- [35] <http://www.solidworks.com>
- [36] Ranga, A., Mongrain, R., Biadiliah, Y., Cartier, R., a Compliant dynamic FEA Model of the aortic valve, 12th IFToMM World Congress, Besancon (France), June 18-21, 2007.

تنش‌ها اهمیت ندارند، مدل الاستیک خطی به‌منظور کاهش زمان شبیه‌سازی و هزینه‌های محاسباتی قابل به‌کارگیری است. لذا به‌کارگیری مدل الاستیک خطی نیز به نتایج قابل قبول می‌انجامد.

به این ترتیب با توجه به نتایج مشخص است که استفاده از معادلات ساختاری غیرخطی بر دریچه به نتایج متفاوت در مقایسه با حالت خطی می‌انجامد لیکن در حالی که مقادیر عددی حداکثر تنش و کرنش باز شدن و بسته شدن تفاوت قابل توجهی در مدل خطی و غیرخطی دارند، الگوی کلی توزیع تنش‌ها مشابه است. از این رو به‌کارگیری مدل الاستیک خطی در مواردی که کوتاه بودن زمان حل مسئله و کاهش هزینه‌های محاسباتی مدنظر بوده و نتایج کیفی اهمیت دارند قابل قبول است.

نتایج به دست آمده نشان دهنده اهمیت به‌کارگیری ماده غیرخطی در مدل‌سازی المان محدود دریچه آئورت به‌منظور دستیابی به مقادیر دقیق تر هستند. در آنالیزهای کیفی وقتی که مقادیر دقیق تنش‌ها اهمیت ندارند، مدل الاستیک خطی به‌منظور کاهش زمان شبیه‌سازی و هزینه‌های محاسباتی قابل به‌کارگیری است.

7- فهرست علائم

علائم لاتین

$C_{01} C_{10}$	ثابت های مستقل ماده بیانگر تغییر شکل اعوجاجی
C_{ijkl}	تانسور مرتبه چهارم ثابت‌های الاستیک ماده
d	ضریب تراکم ناپذیری
E_{ij}	تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ
I_i	نامتغیر های تانسور تغییر شکل کوشی
S_{ij}	تانسور تنش پایولا-کیریشهف
w	تابع چگالی انرژی کرنشی

علائم یونانی

σ	کرنش
ϵ	تنش

8- فهرست مراجع

- [1] M. R. Labrosse, K. Lobo, C. J. Beller, Structural analysis of the natural aortic valve in dynamics: From unpressurized to physiologically loaded. *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 1, pp. 1916-1922, 2010.
- [2] K. B. Chandran, S. E. Rittgers, A. P. Yoganathan. *Biofluid Mechanics: the human circulation*. Boca Raton, Florida: CRC/Taylor & Francis, 2007.
- [3] K. Chandran, Role of Computational Simulations in Heart Valve Dynamics and Design of Valvular Prostheses, *Cardiovascular Engineering and Technology*, Vol. 1, No. 1, pp. 18-38, 2010.
- [4] J. Lu, Isogeometric contact analysis: Geometric basis and formulation for frictionless contact. *Computational Methods of Applied Mechanical Engineering*. Vol. 15, No. 2, pp. 200-215, 2010.
- [5] T. J. R. Hughes, J. A. Cottrell, Y. Bazilevs, Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement, *Computational Methods of Applied Mechanical Engineering*, Vol. 194, No. 60, pp. 204-218, 2004.
- [6] R. Haj-Ali, Gil Marom, Sagit Ben Zekry, Moshe Rosenfeld, Ehud Raanani. A general three-dimensional parametric geometry of the native aortic valve and root for biomechanical modeling. *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 2, pp. 2392-2397, 2012.
- [7] N. Piazza, P. de Jaegere, C. Schultz, A. E. Becker, P. W. Serruys, R. H. Anderson, Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. *Circulation, Cardiovascular Interventions* Vo. 24, No. 1, pp. 74-81, 2008.
- [8] M. Thubrikar, *the Aortic Valve*. Boca Raton, Florida, CRC Press, 1990.
- [9] K. S. Kunzelman, K. J. Grande, T. E. David, R. P. Cochran, E.D. Verrier, Aortic root and valve relationships: impact on surgical repair. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. Vol. 107, No. 5, pp. 162-170, 1994.
- [10] H. Reul, A. Vahlbruch, M. Giersiepen, T. Schmitz-Rode, V. Hirtz, S. Effert, The geometry of the aortic root in health, at valve disease and after valve replacement. *Journal of Biomechanics* Vol. 23, No. 6, pp. 181-191, 1990.

- Vol. 10, No. 2, pp. 1-11, 2001.
- [41] H. Han, Y. Fung, Longitudinal strain of canine and porcine aortas, *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 5, pp. 637-641, 1995.
- [42] D. R. Einstein, P. Reinhall, M. Nicosia, R. Cochran, K. Kunzelman, Dynamic finite element implementation of nonlinear, anisotropic hyperelastic biological membranes, *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp. 33-44, 2003.
- [43] Wenguo, Qi. X. L., Jin, X. Y. Zhang, Improvement of energy-absorbing structures of a commercial vehicle for crashworthiness using finite element method, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 30, No. 5, pp. 1001-1009, 2006.
- [37] R. G. Leyh, C. Schmidtke, H. -H. Sievers, M. Yacoub, Opening and closing characteristics of the aortic valve after different types of valve preserving surgery, *Circulation*, Vol. 100, No. 21, pp. 2153-2160, 1999.
- [38] ANSYS user's guide and reference guide, *The ANSYS Inc.*, 2009. <http://www.ansys.com/>
- [39] J. Grande, R. P. Cochran, P. G. Reinhall, K. S. Kunzelman, Mechanisms of aortic valve incompetence: finite element modeling of aortic root dilation, *Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 69, No. 5, pp. 1851-1857, 2000.
- [40] A. Beck, M. Thubrikar, F. Robicsek, Stress analysis of the aortic valve with and without the Sinuses of Valsalva, *The Journal of Heart Valve Disease*,