

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

علیرضا نعمانی<sup>۱</sup>, وحید دهقان نیستانک<sup>۱</sup>, مسعود عسگری<sup>۲\*</sup>

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

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

\* تهران، صندوق پستی ۱۹۳۹۵-۱۹۹۹، asgari@kntu.ac.ir

### چکیده

شبیه‌سازی 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 شبیه‌سازی مناسب عملکرد این دریچه در مطالعه رفتار، تشخیص بیماری و ترمیم احتمالی آن نقش بسزایی دارد. هدف اصلی این مطالعه یکسازی ویژگی‌های مهم فیزیولوژیکی و شبیه‌سازی ساختاری واقعی دریچه آئورت قلب صورت می‌باشد. برای این منظور یک مدل منتهی‌به‌نحو مناسب با استفاده از داده آناتومیک توسعه یافته و شبیه‌سازی اجزای محدود صریح دینامیکی از دریچه طبیعی آئورت انسان با در نظر گرفتن رفتار ماده به دو صورت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیر خطی برای لیف‌لت‌ها 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 قلی ایجاد می‌شود اما طبیعت هایپرالاستیک بافت دریچه در توزیع مناسب تر تنش و کاهش کرنش تأثیر به سزاگی در دینامیک حرکت دریچه از حالت سیستولیک به دیاستولیک دارد. همچنین مقادیر تغییر شکل مربوط به دیواره دریچه آئورت در دو مدل خطی و غیرخطی نسبت به تغییر شکل لیف لتها بسیار متفاوت بوده و اهمیت مدل سازی هایپرالاستیک را برای بافت دریچه نمایان می‌کند. اثر تجربه محیطی یا مانورهای با شتاب زیاد بر رفتار دینامیکی دریچه نیز بررسی شده است.

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۰۳ آذر ۱۳۹۴

پذیرش: ۰۳ بهمن ۱۳۹۴

ارائه در سایت: ۱۹ اسفند ۱۳۹۴

کلید واژگان:

دریچه آئورت

اجزای محدود

مدل بدون فشار

بیومکانیک قلبی عروقی

مدل سازی ساختاری هایپرالاستیک

## 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.

است. سینوس‌های دریچه آئورت حول اتصالشان به لیف لتها منبسط می‌شوند [۱]. نوآوری‌های اخیر در زمینه روش‌های حل عددی ابزارهای جدیدی را برای پزشکان به منظور برنامه ریزی‌های پزشکی بر پایه شبیه‌سازی فراهم آورده است [۳,۲]. درک فعلی از آسیب شناسی بیماری‌های آناتومیک و فیزیولوژیک به داده‌های گزارش شده توسط پزشک محدود است

### ۱- مقدمه

دریچه آئورت از سه لیف لت<sup>۱</sup> متحرك که در مرکز دریچه به حالت بسته در می‌آیند تشکیل شده است. لیف لتها دریچه به دیواره آئورت متصل بوده که این دیواره از طریق مجرای جریان خروجی بطن چپ<sup>۲</sup> به قلب متصل

<sup>1</sup> Leaflet

<sup>2</sup> Left Ventricular Outflow Tract (LVOT)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

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)

دیواره‌ی دریچه آئورت خطی در نظر گرفته شده است؛ بدین معنی که تشییع ایجاد شده در آن با کرنش متناسب است در حالی که بافت‌های نرم بیولوژیکی همانند دیواره‌ی آئورت بدیل حضور فیبرهای کولاژنی رفتاری غیرخطی دارند. این فیبرها در کرنش‌های پایین درهم پیچیده بوده و باز 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 هایپرالاستیک<sup>۱۱</sup> غیرخطی بر هندسه لیفت‌ها 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 می‌باشد 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 [۱].

از طرف دیگر با توجه به اهمیت بررسی و افزایش اینمی سازه‌های وسایل نقلیه مختلف اعم از خودرو و هوایپما موضوع مدل‌سازی بدن انسان و ایجاد مدل مجازی المان محدود بدن انسان<sup>۱۲</sup> در سال‌های اخیر مورد توجه محققین مختلف بوده است [۱۵-۱۸]. از همین رو دقت مدل‌های موجود همواره در حال افزایش می‌باشد و با آغاز از طرح‌های کلی و صلب اندامها به جزیيات 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 [۱۹-۲۱].

همان‌گونه که در جداول ۱ و ۲ 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 [۲۲] و محمدزاده و همکاران [۲۳] از مدل‌سازی دو بعدی استفاده نموده‌اند.

## ۲- تئوری

از تئوری مواد هایپرالاستیک به منظور تطابق دادن داده‌های تجربی تنش-کرنش با مدل اجزاء محدود استفاده می‌شود. بافت‌های قلبی و عروقی<sup>۱۳</sup> می‌توانند به طور دقیق با تئوری هایپرالاستیک مدل شوند [۳۳]. همان‌گونه که در بالا اشاره شد، توصیف هایپرالاستیک برای موادی استفاده می‌شود که

Table 1 Explanation associated with Table2

جدول ۱ توضیحات مربوط به جدول شماره ۲

۱	بدون فشار	۶	همسانگرد
۲	ابعاد بدون فشار	۷	هایپرالاستیک
۳	حالت باز	۸	ناهمسانگرد
۴	حالت بسته	۹	اورتوتروپیک
۵	ابعاد پایان دیاستول	۱۰	خطی

<sup>11</sup> Hyperelastic

<sup>12</sup> Dummy Model

<sup>13</sup> Cardiovascular tissue

که از بیماری به بیمار دیگر بسیار متفاوت است. از آن جا که هزینه‌های محاسباتی کاهش و دقت روش‌های حل عددی بهبود یافته است، استفاده از شبیه سازی‌های عددی به یک روش مناسب‌تر در گسترش استراتژی‌های درمان برای هر فرد بیمار تبدیل شده است [۵,۶]. پژوهش‌های مختلفی با استفاده از مدل‌های کامپیوتری از دریچه آئورت به منظور شبیه‌سازی جنبه‌های مختلف عملکرد دریچه آئورت گرفته است. دریچه آئورت طبیعی و ریشه آن هندسه سه‌بعدی پیچیده‌ای دارد که شامل لیف‌لت‌ها و سینوس‌ها بوده که در محل تلاقی<sup>۱</sup> به یکدیگر متصل شده‌اند [۶].

آناتومی دریچه آئورت به صورت گستردگی مطالعه شده است [۷]. اندازه گیری ابعاد دریچه و ریشه آن برای انسان‌های سالم و دیگر گونه‌های پستاندار در دسترس است [۹,۸]. یک مدل هندسی سه بعدی با استفاده از ابعاد مجزا قابل مدل سازی بوده که مبتنی بر روابط هندسی است. اغلب مطالعات صورت گرفته که روابط پارامتریک دریچه آئورت را به منظور توصیف هندسی دریچه به کار گرفته‌اند، بر روی لیف‌لت‌ها و محل تلاقی تمکر نموده‌اند بدون آنکه هندسه سینوس‌ها را لحاظ کنند [۱۲-۱۰,۸]. تابریکار<sup>۲</sup> در سال ۱۹۹۰ 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 شدگی<sup>۳</sup> مناسب، حجم کمینه و استفاده بهینه از انژوی به کار گرفت [۶]. راهکاری‌های گوناگونی برای تحلیل اجزاء محدود دریچه آئورت طبیعی در مطالعات منتشر شده استفاده شده است. در مدل‌های تر<sup>۴</sup> برهمنکش میان جامد و سیال<sup>۵</sup> هدف اصلی است. از سوبی دیگر در مدل‌های خشک جریان خون ضربانی با یک فشار یکنواخت وابسته به زمان که بر اجزای دریچه آئورت عمل می‌کند جایگزین می‌شود [۱]. روش‌های حل معادلات اجزاء محدود به دو دسته ضمنی<sup>۶</sup> و صریح<sup>۷</sup> 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 سوبی 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 [۱۴,۱۳]. یک تحلیل گر ضمنی می‌تواند با مشکلات عددي 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 موازی<sup>۸</sup> در شبیه سازی‌هایی که از پردازش‌گرهای چند هسته‌ای<sup>۹</sup> استفاده می‌شود کارآمدترند [۱۳]. عمدت‌ترین مشکل تحلیل‌گرهای صریح این است که این گونه تحلیل‌گرهای به منظور همگرایی نیاز به گام زمانی<sup>۱۰</sup> کوچک دارند که موجب افزایش هزینه‌های محاسباتی می‌گردد. به همین دلیل تحلیل‌گرهای عمده‌تا در شبیه‌سازی‌های ضربه که زمان مربوط به مسئله کوتاه است مورد استفاده قرار می‌گیرند. در اکثر شبیه‌سازی‌های عددی انجام شده، خواص ماده مربوط به

<sup>1</sup> Commissure

<sup>2</sup> Thubrikar

<sup>3</sup> Coaptation

<sup>4</sup> Wet Model

<sup>5</sup> Fluid-Structure Interaction (FSI)

<sup>6</sup> Implicit

<sup>7</sup> Explicit

<sup>8</sup> Parallelization

<sup>9</sup> Multiple Processors

<sup>10</sup> 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 کهتابع 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  $C_{10}$  و  $C_{01}$  دو ثابت مستقل ماده بوده که تغییر شکل اعوجاجی<sup>3</sup> 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 مقداری ویژه معادله مشخصه هستند [33]. شایان ذکر است از آنجا که زمان وارهیدگی<sup>4</sup> بافت دریچه‌های قلب بسیار بیشتر از یک سیکل قلبی است و تنش وارهیدگی بسیار کوچک می‌باشد می‌توان از خواص ویسکوالاستیک صرف نظر 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، دسته ای 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 داده‌اند.

این پارامترها شامل ارتفاع، شعاع و زوایای میان اجزاء دریچه هستند. مدل هندسی سه‌بعدی استفاده شده با بکارگیری این پارامترها در نرم‌افزار سالیدورک<sup>5</sup> [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

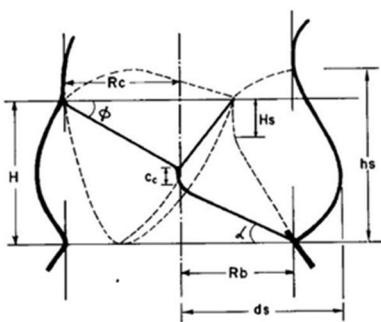


Fig. 1 aortic valve geometry parameters [6]

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

<sup>3</sup> deviatoric

<sup>4</sup> Relaxation time

<sup>5</sup> Valve Tissue

<sup>6</sup> SolidWorks

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

مطالعه	مدل	تحلیل	هندرس	الاستیسته اولیه	الاستیسته دیواره	جدول 2 مشخصات مدل سازی اجزاء محدود مطالعات پیشین
این مطالعه	خشک	دینامیکی	2.1	7.6	7.6	7.6
[24]	خشک	استاتیکی	2.3	10.6	7.8	-
[25]	تر	دینامیکی	5.4	-	10.9	-
[26]	تر	دینامیکی	5.4	10.6	7.6	-
[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 می‌کنند. این تابع انرژی کرنشی برای تانسورهای کرنش تغییر شکل‌های کوچک تعریف می‌شود. حالت تعیین یافته قانون هوك 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 به طور مشابه از تابع انرژی کرنشی تعیین می‌شوند، اگرچه برای تغییر شکل‌های بزرگ تانسور کرنش با تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ<sup>1</sup> (E) (G) جایگزین شده و تانسور تنش با تانسور تنش مرتبه دوم پایولا-کیرشهف<sup>2</sup> (S) شناخته می‌شود تمايز مهم آن در بیان رفتار ماده در یک نقطه مستقل از حرکت صلب و براساس سطح اولیه است. این مدل از توابع انرژی کرنشی عموماً با نامتغیرهای تانسور تغییر شکل کوشی راست<sup>4</sup> 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 به کار بردن قانون مشتقهای زنجیره‌ای و با ساده‌سازی عبارت زیر برای تانسور تنش پایولا-کیرشهف حاصل خواهد شد:

<sup>1</sup> Green-Lagrangian deformation tensor  
<sup>2</sup> the second order Piola-Kirchoff stress tensor

لیف لتها دارای ضخامت متغیر هستند ولی مقادیر ۱.۵ میلی متر و ۰.۵ میلی متر 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 آئورت<sup>۳</sup> اعمال شده است. همچنین گرههای مربوط به مجرای خروجی بطن چپ و محل اتصال دریچه به شریان آئورت کاملاً مقید هستند.

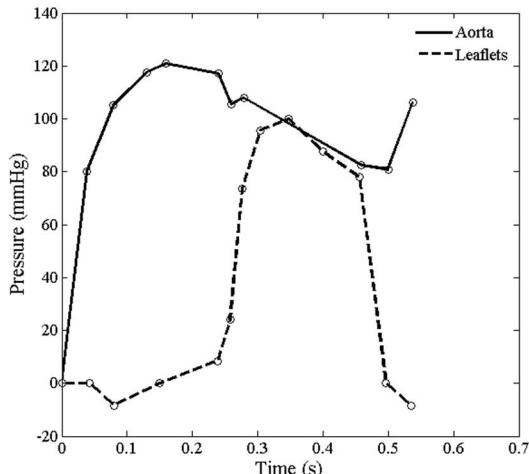
بارگذاری فیزیولوژیکی مطابق با شکل ۳ به صورت فشار وابسته به زمان بر سینوسها و لیف لتها مطابق با داده های تجربی اعمال شده است [1].

### 4- خواص ماده

برای مدل الاستیک خطی به دو پارامتر از الاستیسیته ماده و همچنین چگالی آن نیاز است. در این مدل سازی دو پارامتر مدول یانگ و ضریب پواسون در نظر گرفته شده است. مقدار در نظر گرفته شده برای مدول یانگ با توجه به نتایج پژوهش های صورت گرفته برابر ۲۰۰۰ کیلو پاسکال و مقدار ضریب پواسون برابر ۰.۴۹۵ (برای در نظر گرفتن تقریبی تراکم ناپذیری بافت نرم) است. همچنین چگالی اجزاء دریچه برابر ۱۰۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب فرض شده است. برای مدل هایپرالاستیک غیرخطی ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی مطابق با جدول ۴ در نظر گرفته شده اند [42,41].

### 4- ارائه نتایج

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



شکل ۳ بارگذاری فیزیولوژیکی اعمالی به دریچه [1]

Table 4 Values of Strain Energy Function Parameters

جدول ۴ مقادیر پارامترهای تابع چگالی انرژی کرنشی

پارامتر	مقدار
$C_{10}$	(مگا پاسکال) ۰.۵۵۱۶
$C_{01}$	(مگا پاسکال) ۰.۱۳۷۹
$d$	۳e-۸

<sup>۳</sup> Aortic Annulus

Table 3 values of aortic valve geometry parameters (mm)

جدول ۳ مقادیر پارامترهای مدل هندسی دریچه آئورت(ابعاد بر حسب میلی متر)

داده های تجربی [6]	مقدار
$R_b$	12.5
H	18
HS	7
$R_C$	12
$\beta$	7.5°
$C_C$	4.3
hs	25
ds	18
	11.3-14
	12.43-19.88
	5.56-9.94
	7.91-15.4
	4°-11°
	3.842-4.76
	13.56-28.28
	12.43-23.94

دهد، استفاده از مدل بدون فشار توصیه می شود. بهطور 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 می کنند. اگر حالت تنفس 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 تنفس 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 پایین تر این نوع مدل سازی در مقایسه با نتایج این مطالعه را نشان می دهد.

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

### 3-2- مش بندی

مدل هندسی به وسیله نرم افزار انسیس<sup>۱</sup> [38] مش بندی شده است. هر دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی از ۴۸۰۳ المان چهار وجهی پوسته ای<sup>۲</sup> تشکیل شده است. اگرچه واضح است که دیواره آئورت و

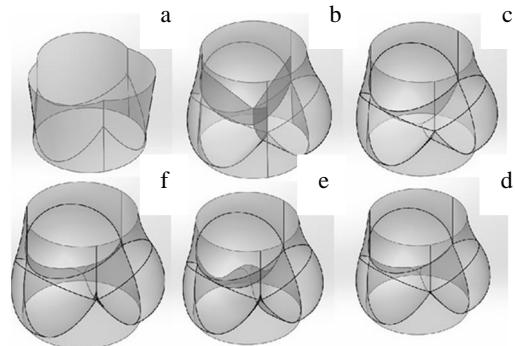
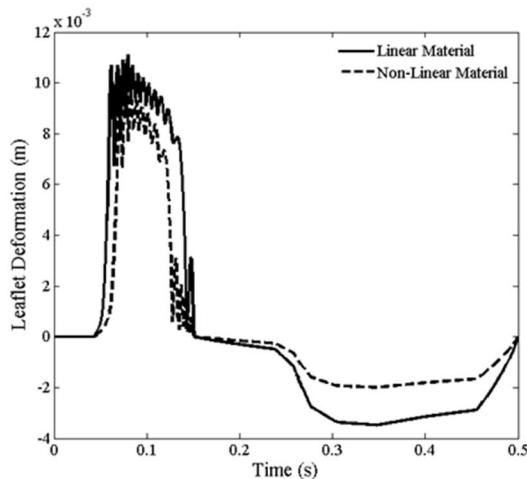


Fig. 2 improving geometry model from fully-opened and fully-closed models to unpressurized model

شکل ۲ مراحل بهبود مدل هندسی از حالت کاملاً باز و کاملاً بسته تا مدل بدون فشار

<sup>1</sup> ANSYS

<sup>2</sup> Quad4 Shell Elements



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

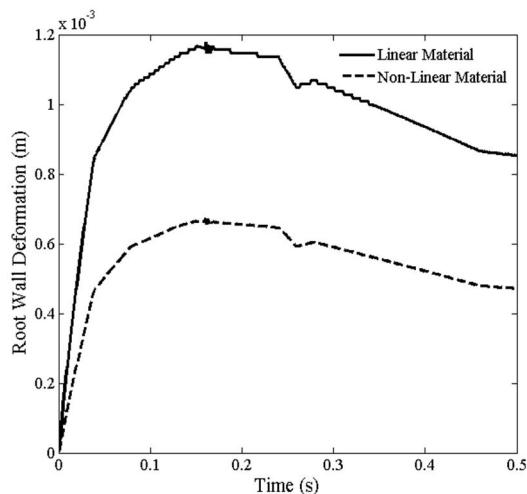
شکل 4 نمودار تغییر شکل لیف لتها در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

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 ماکریزم تغییر شکل دیواره دریچه آئورت و نیز ماکریزم فشار وارد بر دیواره در سیستول 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 اکوکاردیوگرافی<sup>1</sup> و تیکنیک‌های دوپلر<sup>2</sup> 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 تخلیه<sup>3</sup> و تغییرات قطر حد فاصل این دو زمان<sup>4</sup> 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 مدل سازی 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 استاندارد به یک نتیجه اندازه‌گیری اکوکاردیوگرافی منطقی نبوده و بر همین اساس برای مقادیر تجربی بازه 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 پارگذاری از فردی به فرد دیگر است. لذا در این موارد عملکرد مطابق با بازه‌های آماری نتایج تجربی ملاک صحت و دقت مدل سازی 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 ماکریزم فشار سیستولیک به هنگام باز شدن کامل دریچه رخ می‌دهد اگرچه ماکریزم 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 تمام نقاط

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

**جدول 5** پارامترهای باز و بسته شدن دریچه (میلی‌متر، میلی‌ثانیه)

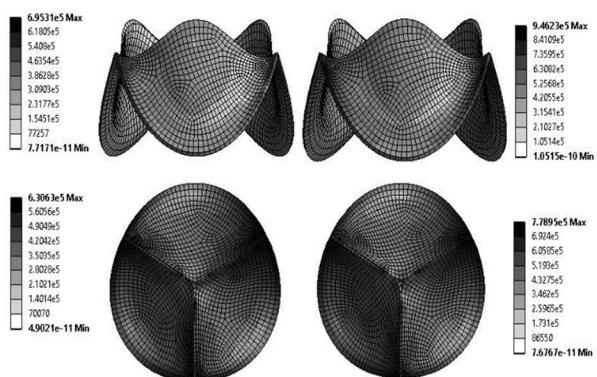
پارامتر	مقادیر حل عددی	داده‌های تجربی [37]	مطالعه پیشین [36]
زمان باز شدن سریع	62	39.3	11±57.5
سرعت باز شدن سریع	17.19	145	20.9±4.2
زمان تخلیه	302	207.2	329±63
درصد تغییر قطر	16.34	11.4	12.5±6.6
زمان بسته شدن سریع	44	39.3	39.5±5
سرعت بسته شدن سریع	47.19	145	32.4±11.4
شدن سریع			

<sup>1</sup> Echocardiography Images

<sup>2</sup> Doppler Techniques

<sup>3</sup> Ejection Time

<sup>4</sup> Slow Closing Displacement



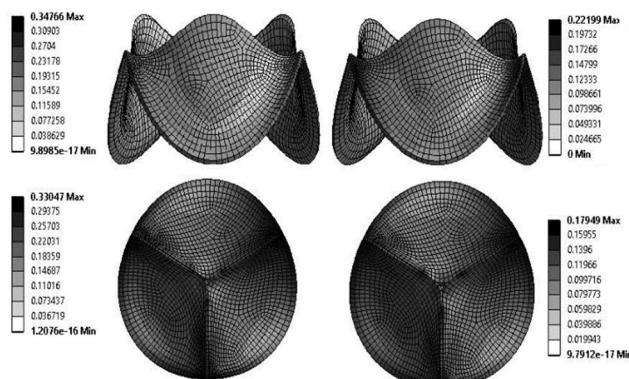
**Fig. 7** Von Mises Equivalent Stress (Pa) distribution in fully-opened and fully-closed condition for Linear Elastic model (left) and Hyperelastic model (right)

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

همان گونه 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 هایپرالاستیک بزرگتر هستند که این مهم نشان دهنده تأثیر مدل‌سازی غیرخطی در کاهش کرنش لیف لتها است. مقادیر ماکریم کرنش معادل ون-مایسز در جدول 7 ارائه شده‌اند.

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

همان طور که در شکل 9 مشاهده می‌شود، سرعت لیف لتها به صورت 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 هایپرالاستیک غیرخطی (سمت راست)

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

جدول 7 ماکریم کرنش در دو حالت باز و بسته برای دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی

ماکریم کرنش باز شدن	ماکریم کرنش بسته شدن	مدل ماده
0.330	0.347	الاستیک خطی
0.197	0.221	هایپرالاستیک غیرخطی

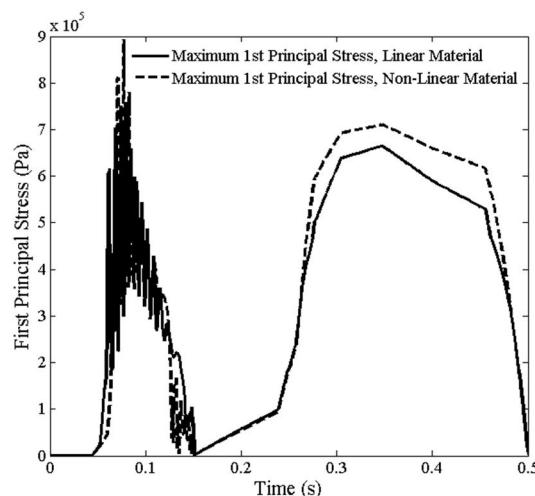
نقاط کلیدی از سیکل قلبی مورد بررسی قرار گرفته اند. تنش ماکریم در طول دیاستول هنگامی که لیف لتها بیشترین کشش را به دیواره دریچه وارد می‌کنند، در محل بالایی اتصال لیف لتها به دیواره آنورت اتفاق می‌افتد. همان گونه که از شکل 6 بر می‌آید مقادیر تنش اصلی اول در مدل غیرخطی بزرگتر از این مقادیر در مدل خطی هستند. همان‌طور که انتظار می‌رفت توزیع تنش اصلی اول در حالت هایپرالاستیک در مقایسه با حالت الاستیک خطی مقادیر بالاتری دارند. مقادیر ماکریم تنش اصلی اول در محل اتصال لیف لتها به دیواره دریچه آنورت روی می‌دهد. کرنش در مدل غیرخطی کمتر از مدل خطی است. این مهم نشان دهنده تأثیر رفتار تنش سفتی<sup>1</sup> بافت‌های بیولوژیکی و اهمیت به کارگیری این خاصیت ماده در مدل‌سازی‌های عددی به منظور دست‌یابی به اندازه‌گیری دقیق تر تنش و کرنشی است که از آزمون واپیو<sup>2</sup> به دست می‌آید. مقادیر ماکریم تنش معادل ون-مایسز در دو حالت دریچه کاملاً باز و کاملاً بسته در جدول 6 گزارش داده‌اند.

اگرچه الگوی توزیع تنش در دیاستول در سیستول در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک مشابه است در سیستول این توزیع تنش اختلاف زیادی با هم دارند. تنش‌ها در مدل غیرخطی نه تنها بزرگتر هستند بلکه به صورت یکنواخت‌تری در محل اتصال و سطح لیف لتها توزیع شده‌اند. همان‌طور که گفته شد کرنش در مدل غیرخطی کوچکتر از مدل خطی است. این دو مشاهده نشان دهنده طبیعت هایپرالاستیک 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** ماکریم تنش در دو حالت باز و بسته برای دو مدل ماده الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیرخطی (پاسکال)

مدل ماده	ماکریم تنش بسته شدن	ماکریم تنش باز شدن
الاستیک خطی	695300	630600
هایپرالاستیک غیرخطی	946200	778900



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

شکل 6 نمودار ماکریم تنش اول در دو حالت الاستیک و هایپرالاستیک غیرخطی

<sup>1</sup> Stress Stiffening  
<sup>2</sup> 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 آنورت در فاز باز شدن دریچه افزایش می‌باید 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 شکل ها ندارد.

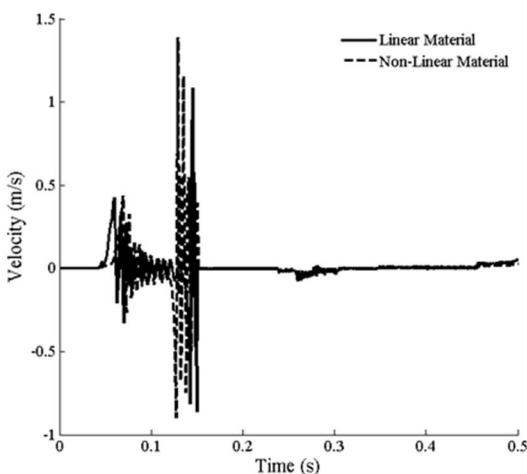
همان‌طور که در نمودار شکل 11 مشخص است، علاوه بر تغییر شکل زمان‌بندی فاز باز شدن دریچه نیز تغییر یافته است. در 0.043 ثانیه اول سیکل قلبی مطابق نمودار شکل 3 انتظار می‌رود که لیف لت‌ها در وضعیت بسته باشند ولی در اثر شتاب اعمالی، باز شدن دریچه از همان ابتدا آغاز شده است. هرچند که مقدار این تغییر شکل ناچیز 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 تنفس و کرنش ماکزیمم و همچنین الگوی توزیع تنش معادل ون-مایسز ثابت باقی می‌ماند اما مقدار آن تغییر می‌کند. همان‌گونه که از جدول 9 بر می‌آید مقدار تنش معادل ون-مایسز به هنگام باز شدن دریچه به میزان قابل توجهی (62600 پاسکال) افزایش یافته است حال آن که این مقدار برای حالت بسته شدن کمتر است (1400 پاسکال). این امر ناشی از جفت شدگی<sup>1</sup> لیف لیت‌ها به یکدیگر به هنگام بسته شدن علاوه بر اتصالشان به دیواره است حال آن که در حالت کاملاً باز لیف لت‌ها در حالت آزاد هستند. کرنش نیز به همین صورت است. تغییر شکل ناشی از شتاب تصادف از آن جا که جرم دریچه ناچیز است قابل

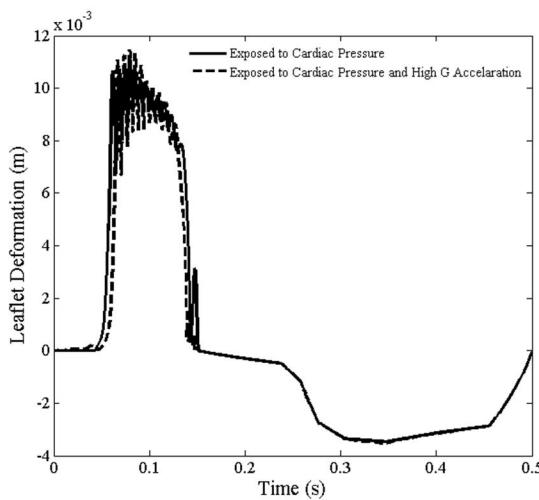
مقادیر میانگین سرعت لیف لت هستند. این نکته قابل ذکر است که نتایج دینامیکی حاصل از مدل سازی صورت گرفته به شرایط زمانی بارگذاری اعمال شده به دریچه شدیداً وابسته است. در این مطالعه فشار اعمال شده به صورت شکل 3 که با بارگذاری استانداری دریچه مطابق است، نتایج حاصل از هر مطالعه در این زمینه وابستگی شدیدی به 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 تصادفاتی 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



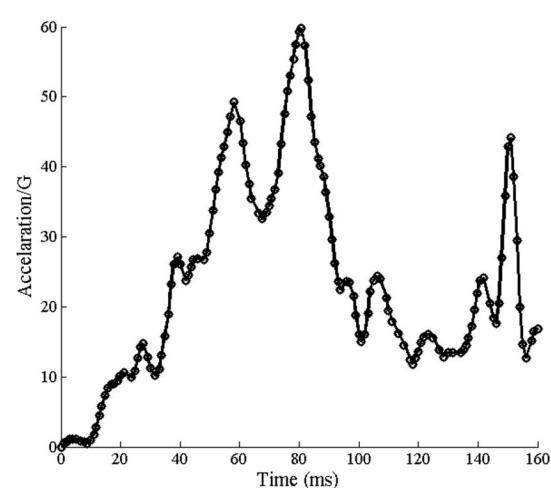
شکل 9 تغییرات سرعت لیف لت در دو حالت الاستیک خطی و هایپرالاستیک غیر خطی در طول یک سیکل قلبی



شکل 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

<sup>1</sup> Coaptation



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

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

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 لیف‌لتها در طول سیکل قلبی دارد. از آنجا که محل قرارگیری تنش مکریم در دو حالت مدل‌سازی ماده مشابه است و تنها مقادیر آن‌ها مطابق با جدول ۶ و ۷ اختلاف دارند در آنالیزهای کیفی وقتی که مقادیر دقیق



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

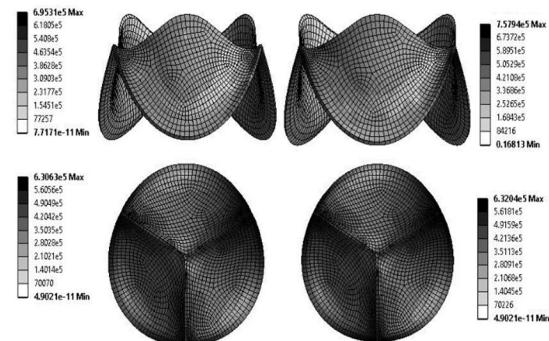
شكل ۱۳ سیکل قلبی دریچه آنورت برای حالت الاستیک خطی (ستون سمت چپ) و هایپراالاستیک غیرخطی (ستون سمت راست)

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

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

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

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



**Fig. 12** توزیع تنش معادل ون-مایسز (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 ناچیز است اگرچه افزایش مقدار کرنش در حالت باز بیش از حالت بسته است. توزیع تنش معادل ون-مایسز در شکل 12 آورده شده است.

## 6- نتیجه گیری

مدل‌سازی سه‌بعدی دریچه آنورت با توجه به اندازه‌های آنatomیکی صورت گرفت. عملکرد دریچه آنورت 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 هایپراالاستیک غیرخطی اعمال شد. فرمولاسیون هایپراالاستیک بهمنظور بررسی تأثیر انرژی کرنشی غیرخطی بر روی رفتار مکانیکی دریچه به کار گرفته شد. شکل 13 نشان دهنده رفتار مکانیکی دریچه در دو حالت خطی و غیرخطی است.

توزیع تنش بر روی لیف‌لتها نشان می‌دهد که مدل ماده تأثیر به سازی بر روی مقادیر تنش دارد. اگرچه اندازه تنش‌ها در دو حالت متفاوت است ولی کانتورهای توزیع تنش و محل تنش مکریم در این حالت‌ها يکسان 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. 1150-1153, 2004.
- [19] Ö. Küç, K. Başer, D. Başer, B. Açıcar, 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. Karaavayaz, 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. Rahmanian, Modeling and simulation of aortic regurgitation, 2nd National conference on applied research in electrical, mechanical and mechatronic, Tehran, Iran, 2014.
- [23] M. H. Mousavi, N. Fatouraei, H. R. Kanouzian, Computational analysis of blood flow in 2D model of the aortic valve using fluid and solid interaction method, 14<sup>th</sup> 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. Reinhall, 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., Biadilah, Y., Cartier, R., a Compliant dynamic FEA Model of the aortic valve, 12<sup>th</sup> IFToMM World Congress, Besancon (France), June 18-21, 2007.

تشن‌ها 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 تقاضا قابل توجهی در مدل خطی و غیرخطی دارد، 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 قبل 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 تر نشان دارد، مدل الاستیک خطی بهمنظور کاهش زمان شبیه‌سازی و هزینه‌های محاسباتی قابل بهکارگیری است.

## 7- فهرست عالم

### علوم لاتین

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

### علوم یونانی

کرنش	$\sigma$
تنش	$\varepsilon$

## 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*,