

## تحلیل المان محدود فرآیند بسته شدن دریچه میترال با هندسه آناتومیک

سیدوحیدخداایی<sup>۱</sup>، عباس نصیری مقدم<sup>۲</sup>، ناصر فتورایی<sup>۳</sup>، ملیکه نبئی<sup>۴</sup>، سعیدسیری<sup>۵</sup>، کیوان صفایی<sup>۶</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، vahid.khodae@aut.ac.ir

<sup>۲</sup> استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، nasiraei@aut.ac.ir

<sup>۳</sup> دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، nasser@aut.ac.ir

<sup>۴</sup> استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، m\_nabaei@aut.ac.ir

<sup>۵</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، saeed.bme@aut.ac.ir

<sup>۶</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ksafaei@aut.ac.ir

### چکیده

بحث روی عملکرد قلب در حوزه‌ی مهندسی از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است، چرا که بیماری‌های قلبی از مهمترین عوامل مرگ و میر در جوامع بشریست و درک مکانیک عملکرد قلب می‌تواند ما را در شناخت مکانیزم بیماری‌های قلبی و همچنین بهبود روشهای درمانی یاری رساند. در میان اجزای قلب، دریچه میترال دارای نقش برجسته و کلیدی می‌باشد. لذا مدلسازی آن با استفاده از تحلیل المان محدود، می‌تواند از بهترین روش‌های غیرتهاجمی برای پیش بینی رفتار آن باشد.

در مقاله حاضر ضمن در نظر گرفتن فرضیات مناسب، هندسه آناتومیک دریچه میترال و تاندونهای متصل استخراج شده است. بافت دریچه برای اولین بار در بررسی المان محدود دریچه میترال به صورت هایپرالاستیک مونی ریولین فرض شده و بارگذاری‌های فیزیولوژیکی لازم انجام گرفته است. همچنین تحلیل المان محدود این مدلسازی در نرم افزار ADINA-8.8 صورت گرفته است.

نهایتاً کانتورهای تنش و کرنش در دریچه میترال در حین فرآیند بسته شدن، استخراج و تحلیل گردیده است. از نتایج بدست آمده از این دسته تحلیل‌ها می‌توان برای ساخت درچه‌های مصنوعی کارآمدتر و نیز پیشرفت روشهای تشخیصی و درمانی بهره گرفت.

### واژه‌های کلیدی

دریچه میترال، تحلیل المان محدود، بسته شدن، هایپرالاستیک

### ۱ - مقدمه

قلب یک اندام ماهیچه‌ای است که همانند پمپی خون را به گردش در می‌آورد. قلب شامل دو پمپ مجزا از هم است که با یکدیگر بطور سری قرار دارند و خروجی یک پمپ در حقیقت ورودی پمپ بعدی است. دیواره‌های عضلانی که از ته تا نوک قلب ادامه دارد، آن را به دو نیمه چپ و راست تقسیم کرده است و این دو پمپ مجزا را به وجود آورده است. هر یک از این دو پمپ شامل یک محفظه با فشار پایین (دهلیز) و یک محفظه با فشار بالا (بطن) می‌شود. خون اکسیژنه از ورید ششی به دهلیز راست سرازیر می‌شود و با عبور از میان یک

### ۲ - مواد و روش‌ها

۲-۱ - هندسه دریچه میترال: هندسه‌ی دریچه شامل حلقه‌ی آنولوس، لت‌ها<sup>۶</sup> و تاندون‌ها می‌باشد. در ابتدا به بررسی آنولوس<sup>۷</sup> می

<sup>1</sup> Mitral valve

<sup>2</sup> Chordae tendineae

<sup>3</sup> Papillary muscle

<sup>4</sup> annulo plasty

<sup>5</sup> Mooney rivlin

<sup>6</sup> leaflets

<sup>7</sup> Annulus

۲-۲ - خواص مکانیکی دریچه میترال : بافت دریچه قلب نرم و هیدراته است و از یک ماتریس زمینه ای الاستیک که توسط فیبرهای کلاژن تقویت می‌شوند تشکیل شده است. با توجه به مطالعات کانزلمن رفتار این بافت مجموعاً هایپرالاستیک و ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است تا علاوه بر غیرخطی بودن، تغییرشکل بزرگ را تحمل کند. در این شبیه سازی برای نخستین بار از مدل ۹ جمله ای هایپرالاستیک مونی-ریولین استفاده شده است که تابع انرژی کرنشی  $W$  آن به این صورت است:

(معادله ۱)

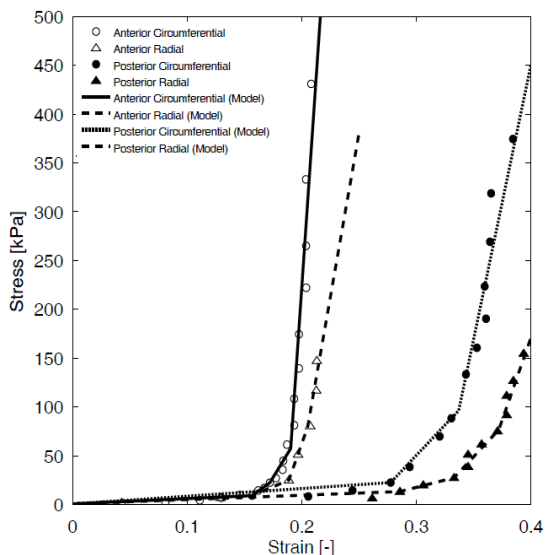
$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) + c_3(I_1 - 3)^2 + c_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_5(I_2 - 3)^2 + c_6(I_1 - 3)^3 + c_7(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + c_8(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 + c_9(I_2 - 3)^3$$

که در آن  $I_1$  و  $I_2$  نامتغیرهای ماتریس تغییر شکل کوشی-گرین  $C_{ij}$  هستند:

(معادله ۲)

$$I_1 = C_{kk} \quad I_2 = \frac{1}{2}[I_1^2 - C_{ij}C_{ij}]$$

همچنین  $c_1$  تا  $c_9$  ثوابت ماده اند. این ثوابت از طریق برازش منحنی به داده های تجربی تنش-کرنش بافت دریچه قلب که توسط بین و می نیومن [۷] گزارش شده (شکل ۴)، بدست آمده و در جدول ۱ آورده شده است.

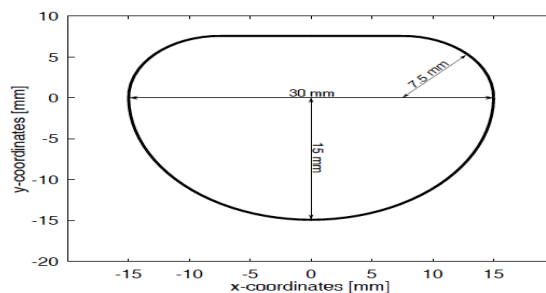


شکل ۴ - منحنی تنش-کرنش دریچه میترال [۷]

جدول ۱ - ضرایب مدل مونی ریولین

$c_1=25517.173$	$c_2=19445.891$	$c_3=13126.167$
$c_4=10352.309$	$c_5=8151.790$	$c_6=5488.580$
$c_7=4376.380$	$c_8=3487.189$	$c_9=2776.660$

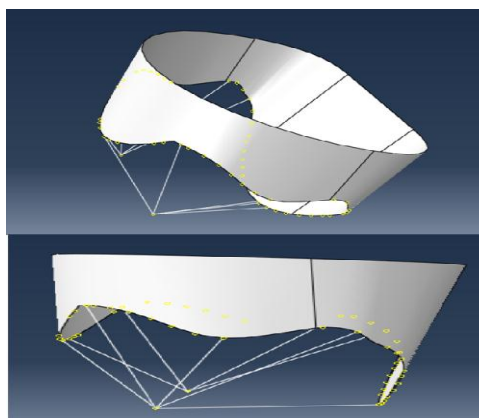
پردازیم. حلقه ی آنولوس تقریباً بیضی شکل است. در مقالات مختلف مدل های مختلفی بر اساس عکس های موجود از دریچه ارائه شده است. اگرچه حلقه ی آنولوس یک عضو دینامیکی دریچه قلب است، اما حرکت آن بسیار جزئی است و لذا می توان فرض کرد فرم هندسی آنولوس مقید به یک هندسه ثابت در صفحه می باشد. پروفیل آنولوس همانطور که گفته شد به صورت یک منفذ بیضی شکل در نظر گرفته شده است. پروفیل زیر براساس آنچه که کوین دنیل لائو [۶] در مقاله خود پیشنهاد کرده است می باشد که در این مدل سازی از آن استفاده شده است (شکل ۱).



شکل ۱ - پروفیل آنولوس [۶]

در طراحی لت ها نیز از مقاله امیلیانو ووتا [۵] استفاده شده است. از آن جا که ضخامت لت ها ناچیزند می توان لت ها را به صورت سطح با ضخامت حدوداً یک میلیمتر در نظر گرفت. در مقالات مختلف در مورد ضخامت لت ها کمی اختلاف نظر وجود دارد ولی همگی ضخامتی در حدود یک میلیمتر را پیشنهاد می کنند و نیز در این پروژه ضخامت لت های جلویی و عقبی یکسان فرض شده است که با واقعیت باخطای کمی تطابق دارد.

در شکل ۲ زاویه سطوح نسبت به افق و نیز فرم لت ها را مشاهده می کنید. لت جلویی که یک تکه است، بزرگتر از لت عقبی می باشد ولی بخش کمتری از آنولوس را به خود اختصاص داده است. لت پشتی کوچکتر است ولی سهم بیشتری از آنولوس را به خود اختصاص داده و شامل سه بخش است که بخش وسطی از دو قسمت دیگر بزرگتر است.



شکل ۲ - هندسه دریچه میترال

### ۳- نتایج و بحث

نتایج تحلیل فرآیند بسته شدن دریچه میترال، برحسب زمان نرمالیزه شده در طول یک سیکل قلبی، ارایه شده است و در شکل ۷ کانتورهای تنش برشی ماکزیمم و در شکل ۸ کانتورهای کرنش طولی در زمانهای مختلف یک نیم سیکل نشان داده شده اند.

همانگونه که در شکل ها مشاهده می کنید، نقاطی که دارای بیشترین تنش برشی هستند در شکل مشخص شده اند. حداکثر کشیدگی نیز در لت ها در بافت های اطراف آنولوس ایجاد شده است که می توان گفت به همین دلیل در واقعیت لت های دریچه در نزدیکی حلقه ی آنولوس ضخیم تر هستند تا مقاومت بیشتری از خود نشان دهند.

همچنین مشاهده می شود که تاندون ها متحمل کرنش کمی شده اند، زیرا در مقایسه با لت ها خاصیت الاستیک بسیار بیشتری دارند و دارای مدول الاستیسیته بالایی هستند. اتصال طناب های وتری به لت های دریچه نقش بسیار مهمی در بسته نگه داشتن دریچه در فاز سیستمول ایفا دارد.

از نتایج بدست آمده از این گونه تحلیل های المان محدود، می توان برای ساخت درچه های مصنوعی کارآمدتر استفاده نمود و نیز می توان با افزایش اطلاعات پزشکان به صورت غیر تهاجمی در جهت پیشرفت روشهای تشخیصی و درمانی حرکت کرد.

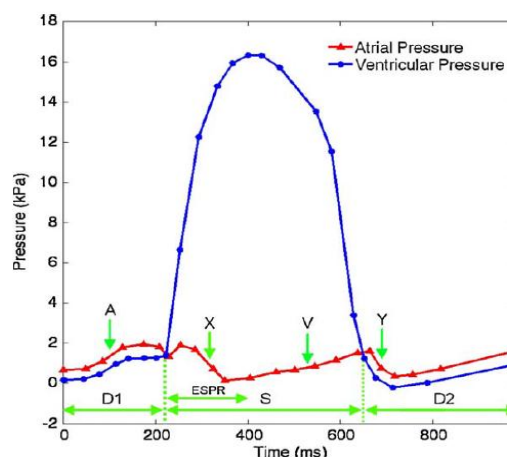
### مراجع

- [1] شادان فرخ، فیزیولوژی پزشکی گایتون، انتشارات چهر، ۱۳۸۰ [1]
- [2] Kunzelman et al., Finite element analysis of the mitral valve 1993. journal of heart valve Dis, pp326-40
- [3] Lim kh et al., Three-dimensional asymmetrical modeling of mitral valve: a finite element study with dynamic boundaries., 2005. Journal of heart valve Dis, pp386 - 92.
- [4] V. Prot et al., Finite element analysis of the mitral apparatus: annulus shape effect and chordal force distribution., 2009. journal of computational mechanics, pp353-368.
- [5] Emiliano Votta et al., Mitral valve finite-element modelling from ultrasound data: a pilot study for a new approach to understand mitral function and clinical scenarios., 2008. journal of philosophical transactions of the royal society, 3411-3434
- [6] K.D. Lau et al., Fluid-structure interaction study of the edge-to-edge repair technique on the mitral valve., 2011. Journal of medical engineering & physics 32.1057 - 1062
- [7] May-Newman, K., Yin, F.C., 1995. Biaxial mechanical behavior of excised porcine mitral valve leaflets. American Journal of Physiology 269 (4Pt2), H1319-H1327.

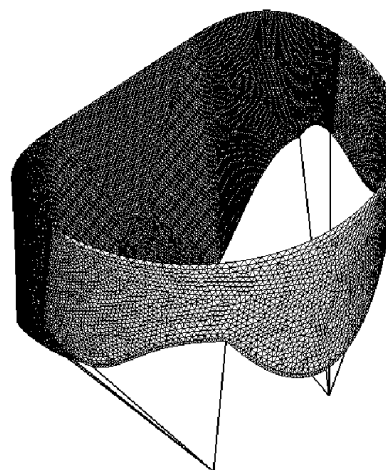
همچنین تاندونها با توجه به خاصیت ارتجاعی قویشان به صورت الاستیک خطی و ایزوتروپیک با مدول یانگ  $16 \text{ MPa}$  و ضریب پواسون  $0.45$  در نظر گرفته شده اند.

۳-۲- بارگذاری و شرایط مرزی: حلقه ی آنولوس ثابت فرض شده است. سطوح خارجی متحمل فشار سیستولی است و جدار داخلی متحمل فشار دهلیزی نوسانی است که پروفیل آن از مقاله لائو استخراج شده و در شکل (۵) آورده شده است.

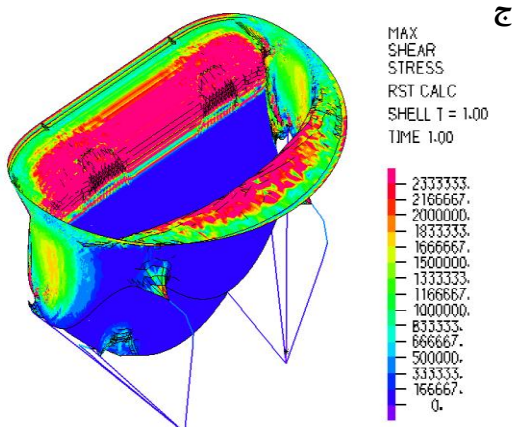
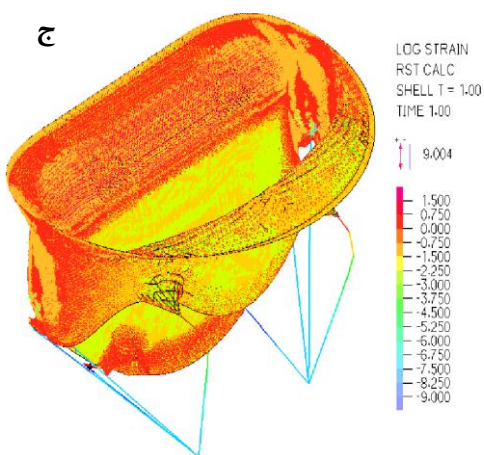
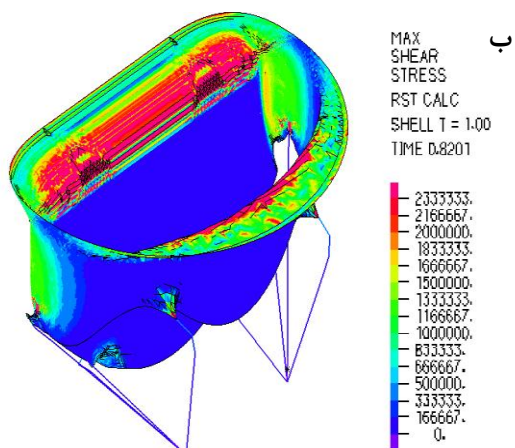
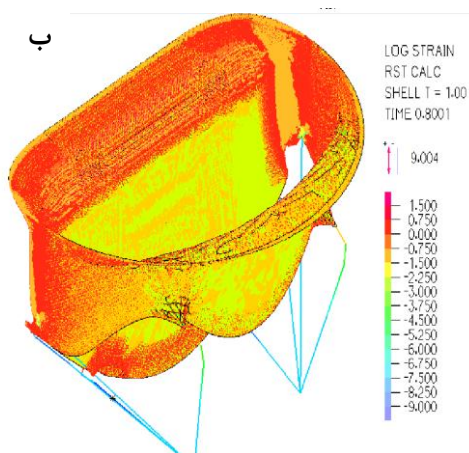
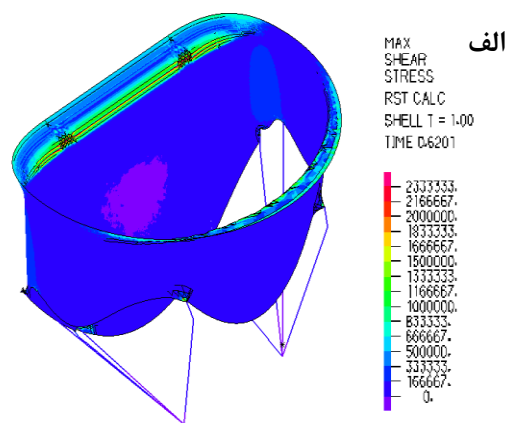
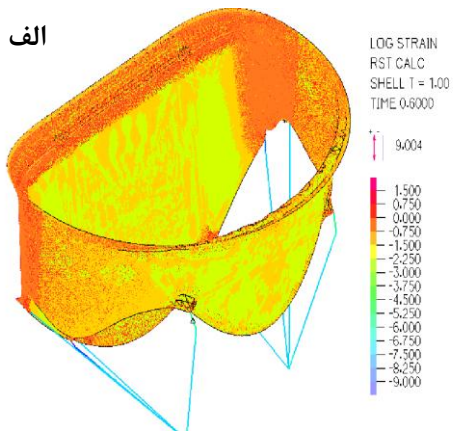
۴-۲- مدل سازی عددی: تحلیل المان محدود این مدل با فرض تغییر شکل بزرگ توسط نرم افزار ADINA-8.8 انجام گرفته است و برای شبکه بندی هندسه از  $46210$  المان مثلثی پوسته استفاده شده است.



شکل ۵ - فشارهای بطنی و دهلیزی



شکل ۶ - مش بندی دریچه میترال



شکل ۸ - کرنش طولی الف: در زمان ۰.۶، ب: در زمان ۰.۸  
و ج: در زمان ۱

شکل ۷ - بیشینه تنش برشی الف: در زمان ۰.۶، ب: در زمان ۰.۸  
و ج: در زمان ۱