

## **Statistical Shape Modeling and Segmentation of the Left Ventricle Endocardium from CMR Images based on Different Anatomical Landmark Alignments**

**Valizadeh, Gelareh<sup>1</sup> / Babapour Mofrad, Farshid<sup>2\*</sup> / Shalbah, Ahmad<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> - Ph.D. Student, Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

<sup>3</sup> - Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering & Medical Physics, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

### **ARTICLE INFO**

DOI: 10.22041/IJBME.2020.130962.1607

Received: 14 July 2020

Revised: 28/9/2020 - 15/10/2020

Accepted: 16 October 2020

### **KEY WORDS**

*Statistical Shape Modeling*  
*Left Ventricle*  
*Active Shape Model*  
*Endocardium*  
*Segmentation*  
*Cardiac MRI*  
*Model Evaluation*

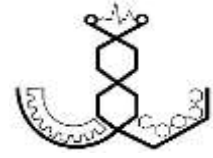
### **ABSTRACT**

Statistical Shape Modeling is widely used in many applications of cardiac images. Many efforts have been done to generate optimized Statistical Shape Models (SSMs). In this paper, we evaluated three different 3D endocardial models constructed using different alignment procedures. From 20 healthy CMR datasets, three different endocardial models are generated by varying the surface alignment methods means based on the Center of the Apex (CoA), the Center of Mass (CoM), and the Center of the Basal (CoB) of the endocardium. Then Principle Component Analysis (PCA) is applied to show the maximum variation of the SSMs. The constructed statistical models are compared by measuring the compactness, generalization ability, and specificity. Besides, the performance of each model in the 3D endocardial segmentation application using the Active Shape Model (ASM) technique is evaluated by the Hausdorff Distance (HD) criterion. The results indicate that the CoB-based model is less compact than the CoA-based model but more compact than the CoM-based model. Although for a constant number of modes the reconstruction error is approximately the same for all models, surface alignment based on CoB leads to generate a more specific model than the others. The resulted HDs show that the CoB alignment strategy produces the ASM which has the best performance in 3D endocardial segmentation among the other models. The computed results from the quantitative analysis demonstrate that varying alignment strategies affect the quality of the constructed SSM. It is obvious that the specificity and segmentation accuracy of the proposed CoB-based model outperforms the classical CoM-based approach.

### **\*Corresponding Author**

<b>Address</b>	Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran		
<b>Postal Code</b>	1477893855	<b>Tel</b>	+98-21-44868401
<b>E-Mail</b>	babapour@srbiau.ac.ir		
		<b>Fax</b>	+98-21-44865179





## مدل‌سازی شکل آماری و بخش‌بندی اندوکاردیوم بطن چپ در تصاویر تشدید مغناطیسی قلب مبتنی بر انطباق نقاط آناتومیکی مختلف

ولی‌زاده، گلاره<sup>۱</sup> / باباپور مفرد، فرشید<sup>۲\*</sup> / شالباف، احمد<sup>۳</sup>

- <sup>۱</sup> - دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پرتویزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران
- <sup>۲</sup> - استادیار، گروه مهندسی پرتویزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران
- <sup>۳</sup> - استادیار، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.130962.1607

پذیرش: ۲۵ مهر ۱۳۹۹

بازنگری: ۱۳۹۹/۷/۷-۱۳۹۹/۷/۲۴

ثبت در سامانه: ۲۴ تیر ۱۳۹۹

چکیده	واژه‌های کلیدی
مدل‌سازی شکل آماری به طور گسترده در کاربردهای مربوط به تصاویر قلبی مورد استفاده قرار گرفته و مطالعات متعددی با هدف ساخت این مدل‌ها به طور بهینه انجام شده است. در این مقاله به ارزیابی مدل‌های سه‌بعدی مختلف از اندوکاردیوم که در نتیجه‌ی به کارگیری استراتژی‌های متفاوت هم‌راستاسازی پوسته‌ها به وجود آمده پرداخته شده است. با کمک ۲۰ داده‌ی نرمال، سه مدل سه‌بعدی مختلف اندوکاردیوم در فاز انتهایی سیستم از طریق روش‌های هم‌راستاسازی متفاوت با استفاده از نقاط مرکز راس (CoA)، مرکز جرم (CoM) و مرکز قاعده‌ی (CoB) اندوکاردیوم ساخته شده است. آنالیز مولفه‌ی اصلی به منظور تشریح اختلافات آماری مدل‌ها انجام شده و کارایی مدل‌ها توسط معیارهای فشردگی، قابلیت تعمیم و اختصاصی بودن مورد ارزیابی قرار گرفته است. هم‌چنین فاصله‌ی هاسدرف به عنوان شاخصی جهت بررسی عمل کرد هر مدل در کاربرد بخش‌بندی از طریق تکنیک مدل شکل فعال مورد استفاده قرار گرفته است. نتایج به دست آمده بیان‌گر این است که مدل مبتنی بر CoB نسبت به مدل مبتنی بر CoA فشردگی کم‌تر و نسبت به مدل مبتنی بر CoM فشردگی بیش‌تری دارد. با این که در یک تعداد مد معین، خطای بازسازی نمونه‌ها در هر سه مدل تقریباً یک‌سان بوده اما هم‌راستاسازی بر مبنای CoB منجر به ساخت مدلی شده که منحصر به فردتر از دو مدل دیگر است. در نهایت مقایسه‌ی نتایج هاسدرف نشان داده که بخش‌بندی اندوکاردیوم با استفاده از مدل مبتنی بر CoB دارای دقت بیش‌تری نسبت به دو مدل دیگر است. آنالیز کمی نتایج نشان داده که تغییر روش هم‌راستاسازی در ساخت مدل شکل آماری موثر بوده به طوری که میزان شاخص اختصاصی بودن و دقت بخش‌بندی با استفاده از مدل ساخته شده بر مبنای CoB نسبت به روش مرسوم CoM کاملاً بهبود یافته است.	مدل‌سازی شکل آماری بطن چپ قلب مدل شکل فعال اندوکاردیوم بخش‌بندی تشدید مغناطیسی قلب ارزیابی مدل

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی پرتویزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۴۴۸۶۸۴۰۱

۱۴۷۷۸۹۳۸۵۵

دورنگار ۹۸-۲۱-۴۴۸۶۵۱۷۹

babapour@srbiau.ac.ir



## ۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی یکی از شایع‌ترین دلایل مرگ و میر در سراسر جهان بوده [۱] و از این رو ارزیابی عمل‌کرد بطن چپ گامی مهم و موثر در جهت بررسی این دسته از بیماری‌ها است [۲، ۳]. تصویربرداری رزونانس مغناطیسی قلب<sup>۱</sup> یک روش استاندارد طلایی<sup>۲</sup> برای ارزیابی آناتومی و عمل‌کرد بطن چپ قلب است [۴]. از مزیت‌های اصلی این روش در مقایسه با سایر روش‌ها می‌توان به غیرتهاجمی بودن و توانایی در فراهم آوردن تصاویر با کیفیت بالای آناتومیک و عمل‌کردی اشاره نمود [۵]. از سوی دیگر مدل شکل آماری<sup>۳</sup> (SSM) ابزار بسیار موثری برای بیان یک مدل خاص و فشرده از مجموعه‌ی داده‌های در دست بررسی است. در حقیقت انگیزه‌ی ساخت و استفاده از مدل‌های آماری دارای دو جنبه‌ی اساسی است.

۱- مدل شکل آماری می‌تواند به عنوان یک منبع کمی اطلاعات که بیان‌گر میانگین و تغییرات شکل و یا حرکت (در ارگان‌های متحرک) است در نظر گرفته شده، منجر به کشف نشان‌گرهای نوین از این پارامترها شود و برای مثال جهت دسته‌بندی گروه‌های سالم و ناسالم مورد استفاده قرار گیرد [۶-۱۲].

۲- جدا از توانایی در مدل‌سازی شکل و حرکت، SSM به دلیل داشتن اطلاعات کافی از داده‌های موجود در مجموعه‌ی آموزشی، می‌تواند در بخش‌بندی تصاویر پزشکی (پروسه‌ای ضروری قبل از انجام اکثر اندازگیری‌های کمی، آنالیزها و ارزیابی‌های پزشکی) نیز مورد استفاده قرار گیرد [۱۱، ۱۳].

به منظور تخمین حجم [۲] و جرم بطن چپ، ترسیم دقیق کانتور دیواره‌های اندوکاردیوم<sup>۴</sup> و اپیکاردیوم<sup>۵</sup> روی تمام برش‌های محور-کوتاه<sup>۶</sup> امری ضروری بوده که پروسه‌ای زمان‌بر، خسته‌کننده و دارای خطا است [۱۴] و همواره دارای تغییرات در تفاوت ترسیم در بین کاربرهای مختلف و حتی برای یک کاربر در زمان‌های مختلف می‌باشد [۱۵، ۱۶]. در حقیقت SSM از طریق ساخت یک مدل شکل از مجموعه‌ی داده‌های آموزشی، تطبیق این مدل به یک تصویر جدید و در نهایت حل یک مسأله‌ی بهینه‌سازی به منظور پیدا کردن بهترین پارامترهای مدل برای تصویر، دارای کاربرد بخش‌بندی است به طوری که نمونه‌های مدل تنها قادر به تغییر شکل در مسیر پیدا شده در مجموعه‌ی آموزشی می‌باشند.

در یکی از مطالعات پایه در زمینه‌ی ساخت مدل شکل آماری قلب توسط فرنگی و هم‌کارانش [۱۷] روشی جهت ساخت یک مدل سه‌بعدی از بطن راست و چپ قلب پیشنهاد شده که در آن جهت حل مسأله‌ی یافتن نقاط متناظر (یکی از مراحل مهم در ساخت مدل شکل آماری) از انطباق تصاویر بخش‌بندی شده به جای تصاویر مبتنی بر شدت استفاده شده است. بهره‌گیری از مدل آماری شکل به منظور بخش‌بندی با کمک روش مدل شکل فعال<sup>۸</sup> برای اولین بار توسط کوتز و هم‌کارانش پیشنهاد شده است [۱۸]. در مقاله‌ی [۱۹] مدل شکل فعال سه‌بعدی از بطن چپ با کمک تصاویر تشدید مغناطیسی آموزش داده شده و جهت بخش‌بندی تصاویر CT ارزیابی شده است. در مقاله‌ی [۱۳] مدل‌های آماری مختلف و کاربرد کلینیکی آن‌ها شرح داده شده که تمرکز آن بیش‌تر روی مدل توزیع نقطه‌ای<sup>۹</sup> است. روش‌های جایگزینی مانند مدل تغییر شکل آماری<sup>۱۰</sup> [۱۷]، اطلس احتمالی<sup>۱۱</sup> [۲۰] و مدل‌سازی سه‌بعدی چندمقیاسه‌ی M-reps [۲۱] نیز وجود داشته که توانایی محدود کردن بخش‌بندی به صورت آماری را دارند. در مقاله‌ی [۲۲] بخش‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلب با کمک مش‌های حاصل از تصاویر سه‌بعدی اکوکاردیوگرافی صورت گرفته است. نتایج این مطالعه نشان داده که در بعضی از موارد به دلیل تفاوت‌های زیاد شکل بین مش پوسته و سطح مقطع بطن چپ، الگوریتم تطبیق به خوبی عمل نکرده و پوسته در پروسه‌ی تغییر شکل، کانتور مناسب را پیدا نکرده است. در این مقاله بیان شده است که روش‌های مختلف ترکیب و هم‌چنین نحوه‌ی درگیر کردن فازهای متفاوت از سیکل قلبی می‌تواند از منظر عمل‌کرد بخش‌بندی در نتیجه‌ی مدل به دست آمده تاثیرگذار باشد.

در مقاله‌ی حاضر نیز این فرضیه مطرح شده که پروسه‌های هم‌راستاسازی اولیه‌ی<sup>۱۲</sup> متفاوت می‌تواند باعث تولید مدل‌های مختلف با ویژگی‌های متفاوت شود که به کارگیری این مدل‌ها با ویژگی‌های متفاوت در کاربردهای مختلف پزشکی اهمیت ارزیابی و مقایسه‌ی آن‌ها را مشخص می‌سازد. بدین منظور مقاله‌ی حاضر با رویکرد ارزیابی تاثیر روش‌های هم‌راستاسازی مختلف در کیفیت مدل و بررسی عمل‌کرد آن مدل در کاربرد بخش‌بندی انجام شده است. برای رسیدن به این هدف از تصاویر تشدید مغناطیسی قلب در فاز انتهای سیستول<sup>۱۳</sup> مجموعه‌ای از

<sup>۸</sup> Active Shape Model (ASM)

<sup>۹</sup> Point Distribution Model (PDM)

<sup>۱۰</sup> Statistical Deformation Models

<sup>۱۱</sup> Probabilistic Atlases

<sup>۱۲</sup> Co-Registration

<sup>۱۳</sup> End-Systole

<sup>۱</sup> Cardiac Magnetic Resonance Imaging (CMR)

<sup>۲</sup> Gold Standard

<sup>۳</sup> Statistical Shape Models (SSMs)

<sup>۴</sup> Feature

<sup>۵</sup> Endocardium

<sup>۶</sup> Epicardium

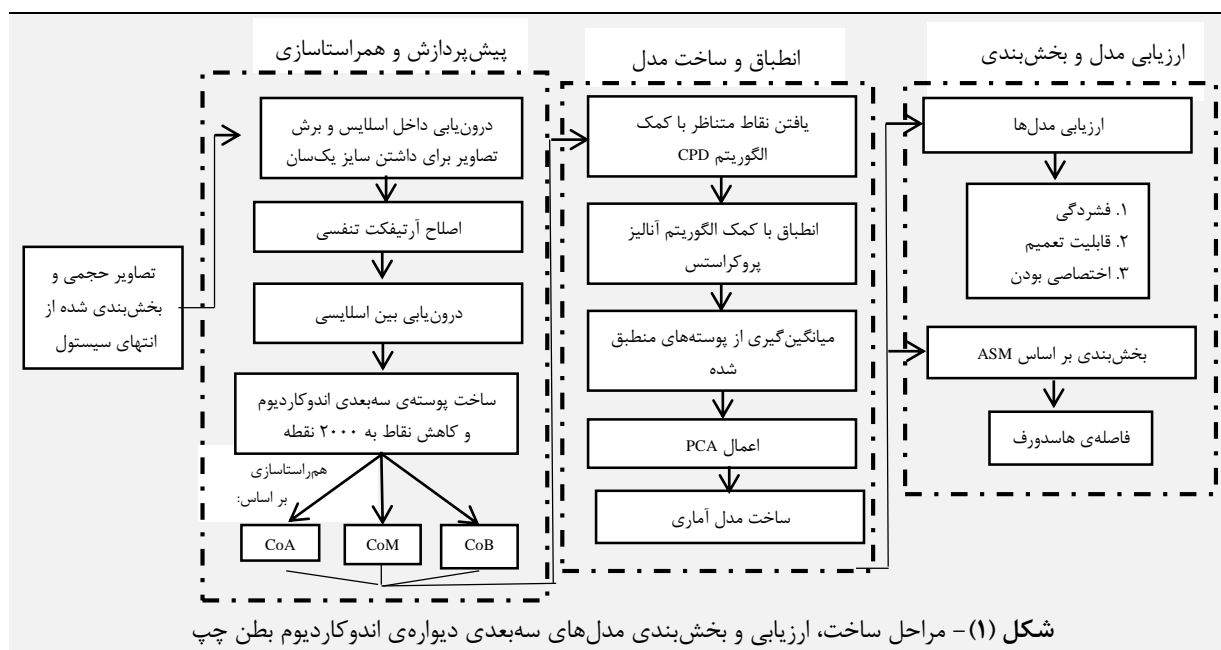
<sup>۷</sup> Short-Axis (SAX)

جهت ساخت مدل شکل فعال برای بخش‌بندی اندوکاردیوم استفاده شده و عمل کرد آن‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه ابتدا داده‌ها و الگوریتم پیشنهادی شرح داده شده، سپس برای مقایسه‌ی اثر تغییر روش‌های هم‌راستاسازی بر رفتار آماری مدل‌ها، با کمک معیارهای استاندارد به ارزیابی مدل‌ها پرداخته شده، از مدل‌های ساخته شده به منظور کاربرد در بخش‌بندی بهره گرفته شده، نتایج مدل‌ها از لحاظ عمل‌کرد مورد مقایسه قرار گرفته و دو بخش پایانی نیز به بحث و نتیجه‌گیری در مورد نتایج اختصاص داده شده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

با توجه به فلوجارت ارائه شده در شکل (۱) الگوریتم پیشنهادی از سه بخش اصلی پیش‌پردازش و هم‌راستاسازی، انطباق و ساخت مدل و در نهایت ارزیابی و بخش‌بندی تشکیل شده است.

افراد سالم استفاده شده به طوری که هم‌راستاسازی ابتدایی پوسته‌ها بر مبنای سه نقطه‌ی مرجع مرکز راس، مرکز جرم و مرکز قاعده‌ی اندوکاردیوم در مدل‌های مختلف انجام شده است. در یک مقاله‌ی مشابه در زمینه‌ی ریه [۲۳] پیشنهاد شده است که برای ساخت مدل شکل آماری دوبعدی از ریه‌ها با استفاده از تصاویر اشعه‌ی ایکس از قفسه‌ی سینه و روش مبتنی بر فوریه<sup>۱</sup>، از نقطه‌ی راس ریه‌ها جهت هم‌راستاسازی اولیه در حوزه‌ی مکان استفاده شود. در نهایت مدل ساخته شده با روش پیشنهادی با مدل ساخته شده با روش مرسوم استفاده از مرکز جرم، از لحاظ میزان فشردگی و عمل‌کرد مدل در بخش‌بندی ریه‌های راست و چپ مورد ارزیابی قرار گرفته است. در این مقاله سه مدل ساخته شده با شاخص‌های هم‌راستاسازی متفاوت از لحاظ فشردگی، قابلیت تعمیم و اختصاصی بودن با هم مقایسه شده، به عنوان معیار ارزیابی از مدل‌های تولید شده



هم‌راستاسازی پیشنهادی مبتنی بر نقاط آناتومیکی مرکز راس (CoA)، مرکز قاعده (CoB) و مرکز جرم (CoM)، پوسته‌ها بر یک الگوی بهینه<sup>۲</sup> منطبق شده و هر سه گروه (مبتنی بر CoA، CoM و CoB) به طور جداگانه وارد پروسه‌ی یافتن نقاط متناظر با کمک الگوریتم CPD<sup>۳</sup> شده است. پس از آن نقاط تمام پوسته‌ها با اندیس<sup>۴</sup> یک‌سان مرتب شده و جهت انطباق<sup>۵</sup> وارد الگوریتم آنالیز پروکراستس<sup>۶</sup> شده است. در این مرحله از نقاط متناظر و هم‌راستای نمونه‌های مختلف، میانگین‌گیری شده و مدهای اصلی واریانس در مجموعه‌ی آموزشی با اعمال PCA

ورودی این الگوریتم تصاویر سه‌بعدی و بخش‌بندی شده در فاز انتهای سیستم است. ابتدا تمام برش‌های تصاویر حجمی، درون‌یابی شده و برش خورده است به طوری که تمام برش‌ها دارای فاصله‌ی پیکسل  $1 \times 1$  میلی‌متر و سایز  $200 \times 200$  پیکسل باشند. تمام برش‌ها برای اصلاح آرتیفکت تنفسی، با کمک یک تبدیل صلب، در راستای X و Y جابه‌جا شده، پوسته‌ی سه‌بعدی اندوکاردیوم با مش مثلثی از تصاویر بخش‌بندی شده ساخته شده و تعداد نقاط تمام پوسته‌ها به  $2000$  نقطه کاهش یافته است. سپس از طریق سه روش

<sup>۱</sup> Index

<sup>۵</sup> Registration

<sup>۶</sup> Procrustes Analysis

<sup>۱</sup> Fourier-based Method

<sup>۲</sup> Optimum Template

<sup>۳</sup> Coherent Point Drift

از قلب می‌شود. برای اصلاح اثرات این خطا از روش پیشنهادی در مقاله‌ی [۲۵] بر مبنای یک الگوریتم انطباق ساده برای یافتن میزان جابه‌جایی لازم در برش‌های محور-کوتاه استفاده شده است. در این راستا ابتدا برش میانی به عنوان اولین برش مرجع در نظر گرفته شده و تمام برش‌های بالای آن از طریق یک تبدیل صلب با درجه‌ی آزادی ۲ (جابه‌جایی در راستای X و Y) بر آن منطبق شده است. پس از انتقال تمام برش‌های بالای برش مرجع به موقعیت مکانی مناسب، تصویر دوبعدی بالای برش میانی به عنوان مرجع جدید انتخاب شده و همین روند برای آن برش و تمام برش‌های بالای آن ادامه یافته است. کل فرایند ذکر شده برای تمام برش‌های پایین برش میانی نیز تکرار شده است. نحوه‌ی اصلاح آرتیفکت تنفسی در یک نمونه از پوسته‌ی سه‌بعدی بطن چپ در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل (۲) - مثالی از تصاویر حجمی ماسک<sup>۷</sup> اندوکاردیوم (چپ)، پوسته‌ی سه‌بعدی اندوکاردیوم قبل (وسط) و بعد (راست) از اصلاح آرتیفکت تنفسی

**۲-۲-۳- اصلاح خطای ناشی از رزولوشن ناهمگون داده‌ها**  
در تصاویر حجمی حاصل از تصویربرداری تشدید مغناطیسی یا سایر روش‌های تصویربرداری توموگرافی به دلیل وجود مشکلات تکنیکی، رزولوشن داخل-صفحه‌ای از رزولوشن بین برش‌ها بیش‌تر بوده که باعث می‌شود پوسته‌ی سه‌بعدی ساخته شده از این برش‌های به نسبت کم، دارای آرتیفکت پله‌ای شدیدی باشد. این موضوع در مورد قلب که ارگانی متحرک بوده و بین دو برش متوالی آن حرکت وجود دارد، بسیار نامطلوب‌تر است [۲۶]. بنابراین با استفاده از روش درون‌یابی مبتنی بر شکل [۲۷، ۲۸] تصاویر جدیدی بین برش‌های اصلی در راستای محور بلند<sup>۸</sup> قلب ایجاد شده است. با استفاده از این روش می‌توان به حجمی با رزولوشن  $1 \times 1 \times 1$  mm در سه بعد دست یافت.

#### ۲-۲-۴- ساخت پوسته‌ی سه‌بعدی اندوکاردیوم

پس از انجام مراحل پیش‌پردازش، پوسته‌ی سه‌بعدی اندوکاردیوم با رزولوشن بالا در فاز انتهایی سیستمول با کمک

روی ماتریس کوواریانس داده‌ها تخمین زده شده است. پس از ساخته شدن مدل شکل آماری، در مرحله‌ی ارزیابی مدل سه فاکتور مرسوم فشردگی، قابلیت تعمیم‌پذیری و اختصاصی بودن برای مدل محاسبه شده است. در نهایت مدل شکل آماری تولید شده جهت بخش‌بندی سه‌بعدی اندوکاردیوم با کمک روش ASM مورد استفاده قرار گرفته و به منظور ارزیابی کارایی بخش‌بندی نیز از فاکتور فاصله‌ی هاسدرف<sup>۱</sup> استفاده شده است.

#### ۲-۱- مجموعه‌ی داده‌ها

به منظور ارزیابی نتایج الگوریتم پیشنهادی از تصاویر فاز انتهایی سیستمول داده‌های سالم مجموعه‌ی داده‌ی ACDC<sup>۲</sup> شامل ۲۰ تصویر حجمی از تصاویر محور-کوتاه قلب و جمع‌آوری شده توسط دستگاه cine-MRI استفاده شده است [۲۴].

#### ۲-۲- پیش‌پرازش

##### ۲-۲-۱- نرمالیزه کردن سایز تصاویر

داده‌های مورد استفاده در این مقاله داده‌های کلینیکی بوده که در چند مرکز جمع‌آوری شده [۲۴] و دارای رزولوشن‌های (داخل-صفحه‌ای<sup>۳</sup> و بین-صفحه‌ای<sup>۴</sup>) متفاوت است. برای مثال بازه‌ی رزولوشن داخل-صفحه‌ای در داده‌ها برابر با  $1/68 - 1/38$  mm<sup>2</sup>/pixel است. از طرف دیگر تصاویر هر برش شامل نواحی زیادی است که می‌توان با کاهش آن به ناحیه‌ی مورد نظر (بطن چپ) حجم محاسبات را کاهش داد. از این رو برای یکسان‌سازی سایز تصاویر، کاهش حجم محاسبات و رسیدن به رزولوشن واقعی  $1 \times 1 \times 1$  mm، ابتدا تصاویر هر برش به کمک درون‌یابی، اطلاعات تعداد پیکسل‌ها و فاصله‌ی بین آن‌ها، تغییر سایز<sup>۵</sup> داده شده است. با این تغییر سایز فاصله‌ی میان پیکسل‌ها در هر برش به  $1 \times 1$  mm رسیده است. در مرحله‌ی بعد، تصاویر حجمی (سه‌بعدی) دارای برش‌های با فاصله‌ی پیکسل یکسان ( $1 \times 1$  mm) به منظور داشتن سائیزی برابر و با در نظر گرفتن حاشیه‌ای برای اطمینان از حضور بطن چپ در تمام تصاویر، برش خورده به طوری که سایز نهایی آن‌ها برابر با  $200 \times 200$  پیکسل است.

##### ۲-۲-۲- تصحیح خطای ناشی از آرتیفکت تنفسی

یکی از خطاهای موثر در هنگام اخذ تصاویر تشدید مغناطیسی از قلب، خطای ناشی از آرتیفکت تنفسی<sup>۶</sup> است که باعث جابه‌جایی و تغییر مکان بعضی از برش‌ها در یک تصویر حجمی

<sup>۵</sup> Resize

<sup>۶</sup> Breath-Hold Artifact

<sup>۷</sup> Mask

<sup>۸</sup> Long-Axis

<sup>۱</sup> Hausdorff Distance (HD)

<sup>۲</sup> Automated Cardiac Diagnosis Challenge

<sup>۳</sup> In-Plane Resolution

<sup>۴</sup> Inter-Plane Resolution





### ۳-۲- ساخت مدل شکل آماری

به منظور ساخت مدل شکل آماری سه‌بعدی از یک مجموعه‌ی داده‌ی آموزشی که هر کدام از داده‌های آن با  $N$  نقطه مشخص شده ابتدا هر کدام از این اشکال مانند رابطه‌ی (۱) به صورت یک بردار  $N \times 3$  بعدی در نظر گرفته شده است.

$$X = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_N & y_N & z_N \end{bmatrix}, X = (x_1, y_1, z_1, \dots, x_N, y_N, z_N)^T \quad (1)$$

سپس به منظور نشان دادن تاثیر فاکتور هم‌راستاسازی‌های مختلف در ساخت مدل، سه نقطه‌ی مرکز راس (CoA)، مرکز جرم (CoM) و مرکز قاعده<sup>۱۰</sup> (CoB) به عنوان سه نقطه‌ی مرجع جهت هم‌راستاسازی اولیه‌ی داده‌ها (از طریق چرخش<sup>۱۱</sup> و انتقال<sup>۱۲</sup>) با داده‌ی مرجع بهینه مورد استفاده قرار گرفته است. لازم به ذکر است که در این قسمت تغییر سایز<sup>۱۳</sup> بین داده‌ها نادیده گرفته شده زیرا وجود تغییرات در سایز، بخشی از اختلافات آناتومیکی بین پوسته‌های اندوکاردیوم است. پس از انجام این مرحله پوسته‌هایی با هم‌راستاسازی‌های اولیه‌ی متفاوت به پروسه‌ی یافتن نقاط متناظر از طریق الگوریتم CPD وارد شده است [۳۴، ۳۵]. سپس از طریق الگوریتم آنالیز پروکراستس (رابطه‌ی ۲) [۳۶] که یک تبدیل صلب بوده و باعث منطبق شدن پوسته‌های دارای نقاط متناظر می‌شود از پوسته‌ها میانگین‌گیری شده و مدل ساخته شده است.

$$\bar{X} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k X_i \quad (2)$$

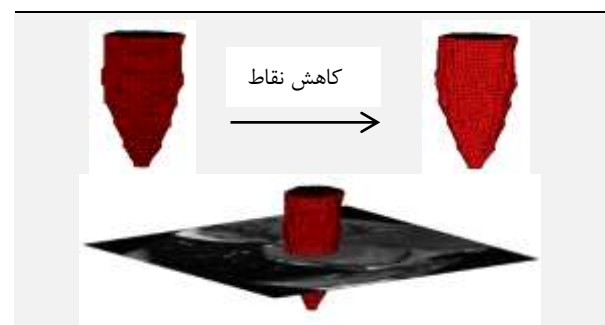
در این رابطه  $k$  تعداد داده‌ها در مجموعه‌ی آموزشی است. نهایتاً با اعمال PCA اختلاف آماری در مدهای مختلف تشریح شده [۳۷] و ماتریس کوواریانس داده‌ها ( $S$ ) برای هر شکل  $X_i$  در مجموعه‌ی آموزشی به صورت زیر محاسبه شده است.

$$S = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k dX_i dX_i^T \quad (3)$$

در مرحله‌ی بعد PCA روی  $S$  اعمال شده و بردارهای اصلی و مقادیر اصلی ماتریس کوواریانس استخراج شده است. در

مجموعه‌ی اسلایس‌های هر داده (تصاویر بخش‌بندی شده‌ی سه‌بعدی) ساخته شده و به صورت مثلثی مش‌بندی شده است [۲۹]. با اعمال مش مثلثی تعداد زیاد و متفاوتی نقطه روی سطح هر پوسته‌ی اندوکاردیوم ایجاد شده که به منظور ساده‌سازی<sup>۱</sup>، کاهش حجم محاسبات و نرمالایز کردن<sup>۲</sup> تعداد این نقاط، لازم است تا تعداد مثلث‌ها با حفظ توپولوژی<sup>۳</sup> و شکل اندوکاردیوم کاهش یافته و پوسته از طریق نمونه‌گیری یک‌نواخت<sup>۴</sup> مجدداً بازسازی شود. برای این منظور روش‌های متفاوتی در مقالات ذکر شده است [۳۰-۳۲]. در مطالعه‌ی حاضر از تکنیک کاهش نقاط پیشنهاد شده در مقاله‌ی [۳۳] برای کاهش مش‌های مثلثی استفاده شده که در آن روند کاهش تعداد مش<sup>۵</sup> دارای سه مرحله‌ی کلی به صورت زیر است.

- ۱- طبقه‌بندی هر راس<sup>۶</sup>: هندسه و توپولوژی ناحیه‌ای را برای هر راس مشخص می‌کند
  - ۲- شاخص کاهش<sup>۷</sup>: معادل با تخمین خطا هنگام حذف شدن یکی از راس‌ها
  - ۳- مثلث‌بندی<sup>۸</sup>: پس از حذف هر راس، حفره‌ی ایجاد شده باید دوباره مثلث‌بندی شود
- در نهایت پس از انجام تکنیک کاهش مش، ۲۰ پوسته که هر کدام شامل ۲۰۰۰ راس<sup>۹</sup> می‌باشد به عنوان دسته‌ی داده‌ی آموزشی جهت ساخت مدل مورد استفاده قرار گرفته است. پوسته‌ی ساخته شده قبل و بعد از کاهش تعداد راس‌ها و قرارگیری هم‌زمان پوسته‌ی سه‌بعدی و یک برش مقطعی از تصویر در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل (۳) - پوسته‌ی سه‌بعدی اندوکاردیوم قبل (بالا-چپ) و بعد (بالا-راست) از کاهش تعداد راس‌های مش مثلثی به ۲۰۰۰ نقطه، نمایش هم‌زمان پوسته‌ی به دست آمده روی یک برش میانی از تصاویر محور-کوتاه (پایین)

<sup>۸</sup> Triangulation

<sup>۹</sup> Vertex

<sup>۱۰</sup> Basal

<sup>۱۱</sup> Rotation

<sup>۱۲</sup> Translation

<sup>۱۳</sup> Scaling

<sup>۱</sup> Simplification

<sup>۲</sup> Normalization

<sup>۳</sup> Topology

<sup>۴</sup> Uniform Sampling

<sup>۵</sup> Mesh Decimation

<sup>۶</sup> Vertex Classification

<sup>۷</sup> Decimation Criterion

## ۲-۴- مقایسه و ارزیابی مدل‌ها

شاخص‌های مختلفی به منظور بررسی کیفیت یک مدل آماری در مطالعات مختلف ارائه شده است که از متداول‌ترین آن‌ها می‌توان به میزان فشردگی<sup>۳</sup>، قابلیت تعمیم<sup>۴</sup> و اختصاصی بودن<sup>۵</sup> اشاره کرد [۳۸].

### ۲-۴-۱- فشردگی

یک مدل فشرده مدلی است که دارای کم‌ترین مقدار واریانس ممکن بوده و برای تعریف یک نمونه نیازمند حداقل تعداد پارامتر باشد. برای مقایسه‌ی دو مدل بر حسب این معیار واریانس تجمعی (رابطه‌ی ۷) [۳۹] بر حسب تعداد پارامترهای مختلف موجود برای مدل رسم شده است.

$$C(M) = \sum_{m=1}^M \lambda_m \quad (۷)$$

در این رابطه  $\lambda_m$  -m امین مقدار ویژه است. در مقایسه بین دو روش A و B اگر برای تمام مدها و یا برای مد داده شده‌ی M، رابطه‌ی  $C_A(M) \leq C_B(M)$  برقرار باشد، می‌توان نتیجه گرفت که روش B از روش A فشرده‌تر است.

### ۲-۴-۲- قابلیت تعمیم‌پذیری

قابلیت تعمیم‌پذیری یک مدل به معنای توانایی آن در مدل کردن نمونه‌های جدید از آن ساختار است که در دسته‌ی داده‌های آموزشی قرار ندارند. این ویژگی از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا مدلی که بیش از حد به یک مجموعه‌ی داده‌ی آموزشی وابسته و منطبق باشد قابلیت ساخت نمونه‌های جدید را ندارد. یک راه حل عملی برای محاسبه‌ی این معیار استفاده از آزمون بازسازی با روش LOO<sup>۶</sup> است. در این روش مدل آماری از تمام داده‌های مجموعه به غیر از یکی ساخته شده، سپس شکل کنار گذاشته شده با استفاده از این مدل و M مد به دست آمده بازسازی شده و میزان خطای ناشی از انطباق نمونه‌ی بازسازی شده و داده‌ی مدل نشده محاسبه می‌شود. این فرایند برای تمام نمونه‌های مجموعه‌ی آموزش تکرار شده و میانگین خطاهای موجود بیان‌گر میزان قابلیت تعمیم‌پذیری مدل است. با در نظر گرفتن تعداد k تست، این معیار با استفاده از رابطه‌ی (۸) قابل محاسبه است [۳۹].

$$G(M) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K \|X_i - X_i(M)\|^2 \quad (۸)$$

حقیقت بردارها و مقادیر اصلی، جهت و مقدار واریانس تغییرات را نشان می‌دهد.

$$SP_d = \lambda_d P_d, \quad (۴)$$

در این رابطه  $P_d$  بردار ویژه‌ی S مربوط به d-امین بزرگ‌ترین مقدار ویژه‌ی  $\lambda_d$  و m تعداد نقاط نمونه بوده و رابطه‌ی زیر نیز برقرار است.

$$P_d^T P_d = 1 \quad (۵)$$

با مرتب‌سازی مقادیر اصلی به صورت نزولی و قرار دادن بردارهای متناظر با آن‌ها در ستون‌های ماتریس P، مدلی خطی به صورت زیر به دست آمده است.

$$x = \bar{x} + P b \quad (۶)$$

در این رابطه  $\bar{x}$  میانگین لندمارک‌ها و b بردار پارامتر شکل مدل بوده که با معادله‌ی  $b = P^T(x - \bar{x})$  قابل محاسبه است. به طور معمول بزرگ‌ترین مقادیر ویژه انتخاب شده، شکل‌ها از طریق آن تقریب زده شده و بازسازی شده است. با اعمال قید  $\pm 3\sqrt{\lambda}$  به پارامتر شکل می‌توان اطمینان یافت که شکل تولید شده شبیه به شکل‌های اصلی مجموعه‌ی آموزشی است. انتخاب یک مرجع مناسب برای ساخت یک مدل میانگین دقیق ضروری می‌باشد. می‌توان نحوه‌ی انتخاب شکل مرجع را به گونه‌ای بهینه ساخت تا این مرجع به شکل خاصی از مجموعه‌ی داده وابسته نبوده و به نحوی حاوی اطلاعات تمام اعضای مجموعه‌ی آموزشی باشد. برای این منظور مراحل زیر انجام شده است.

۱- ابتدا اولین شکل از مجموعه به عنوان شکل مرجع اولیه انتخاب شده است

۲- تمام داده‌ها روی مرجع منطبق شده است

۳- از تمام داده‌های منطبق شده میانگین‌گیری شده است

۴- این میانگین به عنوان مرجع جدید پذیرفته شده و پروسه از مرحله‌ی دوم با جایگزینی میانگین به جای مرجع اولیه تکرار شده است. این روند تا جایی ادامه یافته که اختلاف بین دو مرجع متوالی از یک آستانه‌ی کوچک کم‌تر شده است

از آن‌جا که هم‌راستاسازی بر مبنای مرکز جرم روشی مرسوم در روند ساخت مدل‌ها بوده، از آن به عنوان روش مرسوم و از دو مدل مبتنی بر نقاط آناتومیکی مرکز راس و مرکز قاعده به عنوان مدل‌های پیشنهادی نام برده شده است.

<sup>۴</sup> Generalization Ability

<sup>۵</sup> Specificity

<sup>۶</sup> Leave-One-Out (LOO)

<sup>۱</sup> Eigenvector

<sup>۲</sup> Eigenvalue

<sup>۳</sup> Compactness

در مقایسه بین دو روش A و B اگر برای تمام مدها و یا برای مد داده شده‌ی M رابطه‌ی  $S_A(M) \leq S_B(M)$  برقرار باشد، می‌توان نتیجه گرفت که خاصیت اختصاصی بودن در روش A بیش‌تر از روش B است.

#### ۲-۴-۴- فاصله‌ی هاسدرف

در مطالعه‌ی حاضر از فاصله‌ی هاسدرف به عنوان شاخصی به منظور ارزیابی عمل‌کرد مدل‌های شکل فعال در بخش‌بندی دیواره‌ی اندوکاردیوم استفاده شده است. در معیار فاصله‌ی هاسدرف خطا به صورت زیر محاسبه می‌شود [۴۰، ۴۱]. فاصله‌ی  $d(p, S)$  بین یک نقطه‌ی p متعلق به پوسته‌های S و S' به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$d(p, S) = \max_{\tilde{p} \in S} \|p - \tilde{p}\|_2 \quad (14)$$

فاصله‌ی هاسدرف به صورت ماکسیمم فاصله‌ی نقاط یک ابر نقطه‌ای به نزدیک‌ترین نقاط ابر نقطه‌ای دیگر تعریف شده و مقدار آن بین پوسته‌های S و S' به فرم زیر قابل محاسبه است.

$$d(S, S') = \max_{p \in S} d(p, S') \quad (15)$$

#### ۲-۵- بخش‌بندی بر اساس مدل شکل فعال

مدل شکل فعال یک الگوریتم بخش‌بندی است که در آن به منظور محدود کردن بخش‌بندی‌ها به شکل‌های قابل قبول<sup>۱</sup> از مدل شکل آماری استفاده می‌شود. در حقیقت مدل شکل فعال یک الگوریتم تکرارشونده است که در ابتدا با قرارگیری یک شکل میانگین در تصویر آغاز می‌شود. هر مرحله‌ی تکرار، خود شامل دو بخش زیر است.

۱- لندمارک‌ها از طریق اطلاعات مدل ظاهری<sup>۲</sup> (اطلاعات به دست آمده توسط پروفایل شدت<sup>۴</sup> تصاویر) و ویژگی‌های استخراج شده از آن، شروع به جابه‌جا شدن کرده تا خود را به خوبی با تصویری که قرار است بخش‌بندی شود تطبیق دهند.

۲- شکل تغییر شکل یافته<sup>۵</sup>، توسط مدل شکل آماری محدود می‌شود. در حقیقت شکل جدید تولید شده ( $x'$ )، از سه طریق زیر به یک شکل قابل قبول محدود می‌شود.

الف) تصویر کردن<sup>۶</sup>  $x'$  به بردار ویژه‌ی به دست آمده از مدل شکل آماری با استفاده از رابطه‌ی (۱۶)

$$b = P^T(x' - \bar{x}) \quad (16)$$

در این رابطه  $X'_i(M)$  شکل بازسازی شده بوده که با ترکیب خطی M مد اول واریانس به فرم زیر محاسبه شده است [۳۹].

$$X'_i(M) = \bar{X} + \sum_{m=1}^M b_m \phi_m \quad (9)$$

در این رابطه  $b_m$  پارامتر شکل است که در بازه‌ی  $|b_m| \leq \sqrt{\lambda_m}$  قرار دارد. با در نظر گرفتن تعداد  $n_s$  داده، خطای استاندارد  $G(M)$  به صورت زیر قابل محاسبه است [۳۹].

$$\sigma_{G(M)} = \frac{1}{\sqrt{n_s - 1}} \quad (10)$$

در مقایسه بین دو روش A و B اگر برای تمام مدها و یا برای مد M رابطه‌ی  $G_A(M) \leq G_B(M)$  برقرار باشد، می‌توان نتیجه گرفت که قابلیت تعمیم در روش A بهتر از روش B است.

#### ۲-۴-۳- اختصاصی بودن

اختصاصی بودن معیار مهم دیگری است که می‌تواند جهت ارزیابی کمی روش پیشنهادی مورد استفاده واقع شود. یک مدل آماری اختصاصی تنها نمونه‌هایی را تولید می‌کند که شبیه به داده‌های آموزشی به کار گرفته شده برای ساخت مدل هستند. یک معیار کمی برای محاسبه‌ی میزان اختصاصی بودن یک مدل به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۹].

$$S(M) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \|x_j(M) - \hat{x}_j\|^2 \quad (11)$$

در این رابطه  $x_j$  یک شکل جدید بوده که توسط مدل درست شده و  $\hat{x}_j$  نزدیک‌ترین نمونه در مجموعه‌ی آموزشی به  $x_j$  است. در حقیقت تعداد N شکل جدید توسط M بردار پارامتر تصادفی b در بازه‌ی  $[-3\sqrt{\lambda_m} + 3\sqrt{\lambda_m}]$  و m مد تغییر با استفاده از رابطه‌ی زیر ساخته شده است.

$$X'_j(M) = \bar{X} + \sum_{m=1}^M b_m \phi_m \quad (12)$$

در این رابطه  $\phi_m$  ماتریس حاوی بردارهای ویژه مربوط به محورهای اصلی تغییرات است. خطای استاندارد  $S(M)$  توسط رابطه‌ی زیر تخمین زده شده است.

$$\sigma_{S(M)} = \frac{1}{\sqrt{N - 1}} \quad (13)$$

<sup>۱</sup> Intensity Profile

<sup>۲</sup> Deformed Shape

<sup>۳</sup> Projecting

<sup>۴</sup> Plausible Shapes

<sup>۵</sup> Landmark

<sup>۶</sup> Appearance Model



در تکنیک مدل شکل فعال (ASM) به طور گسترده از مدل‌های شکل آماری مبتنی بر آنالیز مولفه‌ی اصلی<sup>۳</sup> جهت وارد کردن سطح بالایی از اطلاعات اولیه از ساختار تحت بخش‌بندی، استفاده می‌شود. در حقیقت مدل شکل فعال از مدل شکل آماری استفاده کرده که خود شامل یک شکل میانگین و تغییرات مجاز<sup>۴</sup> آن است به طوری که این شکل میانگین به همراه تغییرات مجاز آن، مرز محدوده‌ی تغییر شکل را برای رسیدن به بهترین دقت بخش‌بندی، مشخص می‌کند. در واقع در پروسه‌ی ساخت مدل شکل فعال، مرحله‌ی بعد از پیدا کردن نقاط متناظر و هم‌راستاسازی آن‌ها، کاهش ابعاد مجموعه‌ی آموزشی و پیدا کردن بیش‌ترین تغییرات جهت شرح واریانس موجود است. بدین منظور آنالیز مولفه‌ی اصلی (PCA) روشی مناسب برای مدل‌های شکل آماری است [۴۴]. در واقع کاربرد PCA در مدل‌سازی شکل، بازسازی خطی واریانس موجود در مجموعه‌ی آموزشی است به طوری که مدهای تخمین زده شده‌ی واریانس، بر هم عمود و با هم بی‌ارتباط<sup>۵</sup> هستند.

### ۳- یافته‌ها و بحث

#### ۳-۱- یافته‌ها

در این مقاله برای بررسی تاثیر روش‌های هم‌راستاسازی متفاوت پوسته‌ها در عمل‌کرد مدل شکل آماری ساخته شده با کمک تصاویر تشدید مغناطیسی قلب از ۲۰ داده‌ی سالم، مدل‌های مختلف از اندوکاردیوم بطن چپ ساخته شده و این تاثیرات با کمک شاخص‌های ارزیابی مدل و با استفاده از مقایسه‌ی عمل‌کرد مدل‌ها به منظور بخش‌بندی دیواره‌ی اندوکاردیوم در فاز انتهای سیستول مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته است. مطابق شکل (۴)، سه نقطه‌ی مرکز راس (CoA)، مرکز جرم (CoM) و مرکز قاعده (CoB) به عنوان سه نقطه‌ی مرجع جهت هم‌راستاسازی اولیه‌ی داده‌ها (از طریق چرخش و انتقال) با داده‌ی مرجع بهینه مورد استفاده قرار گرفته است. پس از اعمال روش CPD و آنالیز پروکراستس در هر گروه، پوسته‌ی میانگین اندوکاردیوم از طریق میانگین‌گیری مختصات  $x$ ،  $y$  و  $z$  نقاط متناظر تمام پوسته‌ها محاسبه شده است. آنالیز مولفه‌ی اصلی نیز جهت کاهش ابعاد هر دسته و یافتن تعداد حداقل مدهای دارای قابلیت شرح تفاوت‌ها و تغییرات هر گروه اعمال شده است [۴۶]. تغییرات مدل در هر سه گروه با استفاده از اولین و دومین مولفه‌ی اصلی (PC) در شکل (۵) نشان داده شده است.

ب) اعمال مرز به بردار  $b$  به طوری که این بردار به  $[-3\sqrt{\lambda_i}, +3\sqrt{\lambda_i}]$  محدود شود  
ج) ساخت شکل قابل قبول با استفاده از رابطه‌ی (۱۷) [۴۲]

$$x = \bar{x} + Pb \quad (17)$$

در نهایت با اجرای این سه مرحله می‌توان بیان کرد که شکل نهایی استخراج شده تنها قادر است که در مسیر پیدا شده در مجموعه‌ی آموزشی تغییر شکل پیدا کند. در حقیقت استفاده‌ی الگوریتم مدل شکل فعال از مدل شکل آماری برای همین منظور بوده و البته یکی از دلایل قدرتمندی این روش در بخش‌بندی ارگان‌های دارای کنتراست کم با ساختارهای مجاور خود نیز همین موضوع است [۴۲]. الگوریتم پیشنهادی این مقاله در جدول (۱) به صورت خلاصه ارائه شده است.

جدول (۱) - الگوریتم پیشنهادی

۱	وارد کردن داده‌های سه‌بعدی همراه با تصاویر بخش‌بندی شده‌ی بطن چپ
۲	اصلاح آرتیفکت تنفسی و ایجاد رزولوشن $1 \times 1 \times 1$ میلی‌متر
۳	ساخت پوسته با مش مثلثی و کاهش نقاط مش <sup>۱</sup> به $N$ نقطه
۴	وارد کردن $N$ نقطه از هر پوسته
۵	هم‌راستاسازی پوسته‌ها بر اساس نقاط CoM، CoA و CoB
۶	اعمال الگوریتم CPD برای یافتن نقاط متناظر [۳۵، ۳۴]
۷	اعمال الگوریتم آنالیز پروکراستس روی نقاط متناظر [۳۶]
۸	محاسبه‌ی میانگین نقاط متناظر (رابطه‌ی ۲)
۹	محاسبه‌ی ماتریس کوواریانس داده‌ها (رابطه‌ی ۳)
۱۰	محاسبه‌ی بردارهای ویژه $(U)$ و مقادیر ویژه $(\lambda)$ (روابط ۴، ۵)
۱۱	مرتب‌سازی مقادیر ویژه به صورت نزولی $(\lambda_i \geq \lambda_{i+1})$ [۴۵]
۱۲	حذف مقادیر ویژه‌ی کوچک (نگه داشتن ۹۸ درصد از تغییرات <sup>۲</sup> )، انتخاب $t$ به صورت زیر [۴۵] $\sum_{i=1}^t \lambda_i \geq 0.98 \times \sum_{i=1}^M \lambda_i$
۱۳	مشخص کردن مکان ابتدایی قرارگیری شکل میانگین در تصویر (بر حسب CoM، CoA و CoB) [۴۵]
۱۴	مشخص کردن پروفایل شدت در طول خط عمود بر شکل فعلی [۴۵]
۱۵	جابه‌جایی لندمارک‌ها با توجه به اطلاعات شدت
۱۶	محدود شدن جابه‌جایی لندمارک‌ها توسط مدل (رابطه‌ی ۱۶)
۱۷	در صورت همگرایی توقف الگوریتم و در غیر این صورت بازگشت به مرحله‌ی ۱۴

علاوه بر این بخش‌بندی با کمک مدل‌های شکل آماری دارای این ویژگی است که در برابر نویز بسیار قدرتمند می‌باشد [۴۳].

<sup>۳</sup> Allowable Variations

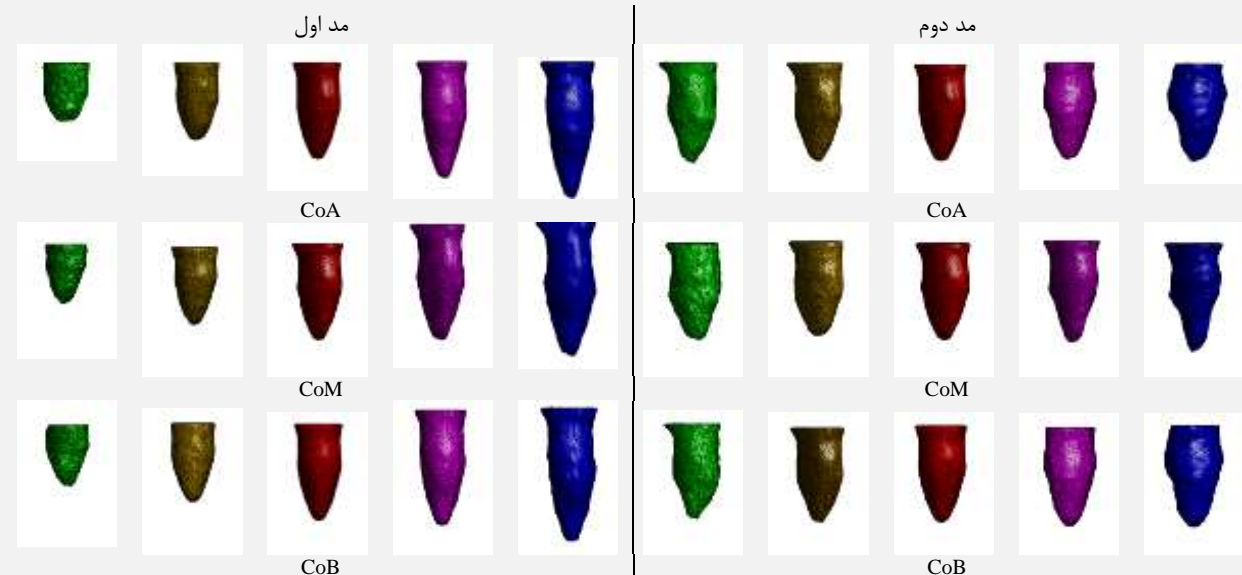
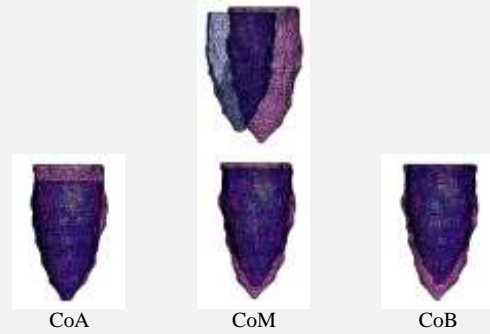
<sup>۵</sup> Uncorrelated

<sup>۱</sup> Mesh Decimation

<sup>۲</sup> Variations

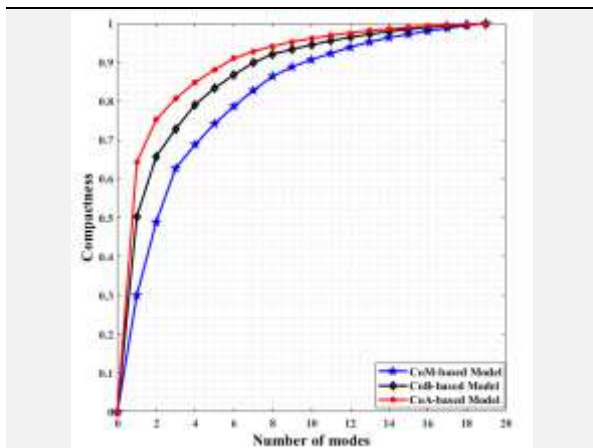
<sup>۳</sup> PCA-based SSMs

**شکل (۴)** - نمایی از چرخش و انتقال در مثالی از پوسته‌ی متحرک (آبی) به منظور هم‌راستا شدن با پوسته‌ی مرجع (بنفش) با استفاده از سه روش مختلف، نحوه‌ی قرارگیری دو پوسته نسبت به یکدیگر در حالت عادی (بالا)، هم‌راستا شدن دو پوسته بر مبنای نقطه‌ی آناتومیکی و پیشنهادی مرکز راس اندوکاردیوم بطن چپ (پایین-چپ)، بر مبنای روش مرسوم مرکز جرم پوسته (پایین-وسط) و بر مبنای نقطه‌ی آناتومیکی و پیشنهادی مرکز قاعده‌ی اندوکاردیوم بطن چپ (پایین-راست)



**شکل (۵)** - مدل اول و دوم تغییرات برای سه مدل ساخته شده مختلف بر اساس روش‌های هم‌راستاسازی متفاوت به صورت پوسته‌ی میانگین (قرمز)،  $1/5\sqrt{\lambda}$  (زرد)،  $1/5\sqrt{\lambda}$  (ارغوانی)،  $3\sqrt{\lambda}$  (سبز) و  $3\sqrt{\lambda} + 3$  (آبی)، ردیف اول: پوسته‌های ساخته شده مبتنی بر CoA، ردیف دوم: پوسته‌های ساخته شده مبتنی بر CoM و ردیف سوم: پوسته‌های ساخته شده مبتنی بر CoB

وجود ندارد با این حال در اکثر موارد در یک تعداد مد مشخص، میزان خطای بازسازی برای مدل‌های ساخته شده پیشنهادی بر مبنای CoA و CoB قدری کم‌تر از مدل مرسوم ساخته شده بر اساس CoM بوده که این به معنای توانایی تعمیم‌پذیری بیش‌تر دو مدل پیشنهادی نسبت به مدل مرسوم است.



**شکل (۶)** - مقایسه‌ی فشردگی سه مدل بر حسب تعداد مد

### ۳-۱-۱- ارزیابی مدل‌ها

نمودار فشردگی بر حسب تعداد مد برای سه مدل در شکل (۶) رسم شده است. مشاهده می‌شود که نمودار مدل پیشنهادی ساخته شده مبتنی بر CoA بالاتر از نمودار دو مدل دیگر بوده و بنابراین فشردگی بیش‌تری نسبت به آن‌ها داشته و پس از آن به ترتیب مدل پیشنهادی ساخته شده مبتنی بر CoB و مدل مرسوم CoM در جایگاه‌های دوم و سوم قرار دارند.

مقایسه‌ی کمی توانایی تعمیم‌پذیری سه مدل ساخته شده بر مبنای CoA، CoM، و CoB به صورت تابعی از تعداد مدهای تغییر<sup>۱</sup> در شکل (۷) ارائه شده است. در پروسه‌ی LOO، مدل شکل آماری با استفاده از نقاط تمام داده‌ها به غیر از یکی، ساخته شده و از آن مدل جهت بازسازی نمونه‌ی بیرون گذاشته شده استفاده شده است. این روند برای تمام داده‌های آموزش LOO تکرار شده و میانگین خطای بازسازی در تست‌های LOO محاسبه شده است. مطابق شکل (۷)، تفاوت مشهودی بین سه مدل در خطای حاصل از بازسازی نمونه‌ی بیرون گذاشته شده

<sup>۱</sup> Variation Modes

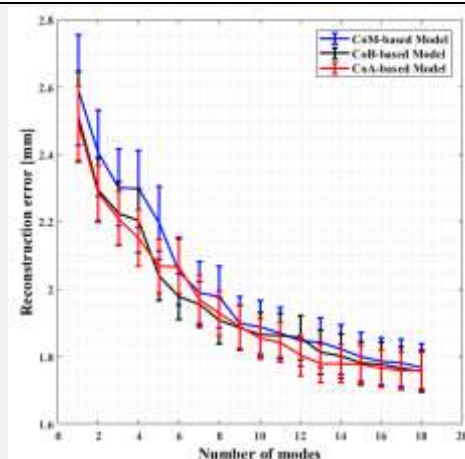
در مدل CoM از جعبه‌ابزار ASM طراحی شده توسط کروون و هم‌کارانش [۴۵] استفاده شده و برای دو مدل پیشنهادی CoA و CoB این جعبه‌ابزار تغییر<sup>۱</sup> داده شده است. برای ارزیابی و مقایسه‌ی میزان دقت و توانایی هر مدل در بخش‌بندی سه‌بعدی تصاویر، فاصله‌ی هاسدرف بین پوسته‌ی تخمین زده شده با تکنیک ASM و پوسته‌ی تولیدی از تصاویر بخش‌بندی شده که توسط متخصص کشیده شده و به عنوان مرجع در نظر گرفته شده، محاسبه گشته است. نتایج این مقایسه برای هر سه مدل و برای هر ۲۰ گام تکرار تست LOO در جدول (۲) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که مدل مبتنی بر CoB با دقت بهتری قادر به بخش‌بندی دیواره‌ی اندوکاردیوم در تصاویر انتهای سیستول است. فاصله‌ی هاسدرف به عنوان معیاری برای ارزیابی روش‌های بخش‌بندی سه‌بعدی در تصاویر پزشکی پیش‌تر در مقالاتی مانند [۴۷-۵۲] نیز مورد استفاده قرار گرفته است.

#### جدول (۲) - خطای فاصله‌ی هاسدرف (mm) بین مش‌های

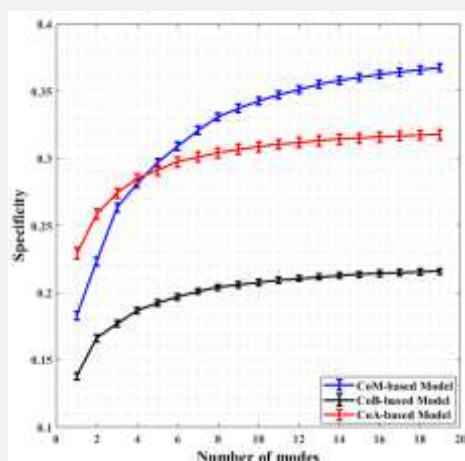
پوسته‌ی تخمین زده شده با روش مدل شکل فعال و مش‌های پوسته‌ی حاصل از تصاویر بخش‌بندی شده‌ی مرجع به عنوان معیاری جهت مقایسه‌ی سه مدل در ۲۰ گام تکرار تست LOO

فاصله‌ی هاسدرف [mm]			
CoA	CoM	CoB	LOO
۲/۰۴	۸/۸۹	۱/۵۵	۱
۴/۹۱	۱۰/۱۹	۲/۷۰	۲
۳/۸۳	۱۱/۳۶	۴/۹۸	۳
۵/۳۰	۵/۶۳	۳/۰۴	۴
۱/۷۷	۹/۴۸	۳/۳۵	۵
۲/۸۳	۴/۶۸	۲/۴۴	۶
۴/۷۹	۲/۹۳	۲/۷۵	۷
۳/۹۸	۸/۸۴	۴/۰۵	۸
۲/۱۴	۵/۶۲	۱/۸۱	۹
۳/۸۶	۱۰/۶۱	۲/۶۶	۱۰
۲/۵۶	۹/۵۳	۲/۰۳	۱۱
۱/۹۰	۱۲/۷۶	۲/۰۲	۱۲
۳/۰۲	۴/۶۲	۲/۹۲	۱۳
۵/۲۴	۸/۰۰	۴/۴۸	۱۴
۳/۶۹	۵/۱۳	۳/۰۶	۱۵
۴/۷۸	۱۲/۳۹	۴/۴۵	۱۶
۵/۱۹	۷/۲۹	۳/۴۶	۱۷
۳/۲۱	۳/۸۳	۳/۰۹	۱۸
۴/۲۲	۵/۶۰	۳/۴۴	۱۹
۴/۵۷	۴/۳۲	۲/۶۸	۲۰
۳/۶۹	۷/۵۸	۳/۰۵	میانگین
(۱/۱۹)	(۳/۰۱)	(۰/۹۱)	(انحراف معیار)

خاصیت اختصاصی بودن مدل‌ها در شکل (۸) ارائه شده است. در این مقاله تعداد ۱۵۰۰ شکل تصادفی با کمک رابطه‌ی (۱۱) جهت بررسی این معیار تولید شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، خطای حاصل از اندازه‌گیری اختصاصی بودن برای مدل پیشنهادی مبتنی بر CoB کم‌تر از دو مدل دیگر است.



شکل (۷) - توانایی تعمیم مدل بر حسب تعداد مد به صورت نتایج حاصل از تخمین خطای بازسازی هر داده توسط مدل به دست آمده از داده‌های دیگر در نتیجه‌ی اعمال آزمون LOO



شکل (۸) - مقایسه‌ی کمی خاصیت اختصاصی بودن برای مدل‌های شکل آماری ساخته شده مبتنی بر CoA، CoB و CoM

#### ۳-۱-۲- بخش‌بندی با تکنیک مدل شکل فعال

برای نشان دادن کاربردی از روش پیشنهادی و نیز گونه‌های دیگر از ارزیابی مدل‌های ساخته شده، در این قسمت به بخش‌بندی سه‌بعدی اندوکاردیوم در فاز انتهای سیستول توسط مدل شکل فعال پرداخته شده است. با انجام تست LOO روی ۲۰ داده‌ی مورد بررسی، هر بار یکی از نمونه‌ها از دسته‌ی داده‌ها خارج شده، الگوریتم ASM با کمک سایر داده‌ها آموزش داده شده و روی داده‌ی خارج شده جهت انجام بخش‌بندی تست شده است.

<sup>۱</sup> Modify

## ۳-۲- بحث

روش پیاده‌سازی شده در این مقاله در نرم‌افزار MATLAB یک روند ترکیبی شامل مراحل پیش‌پردازش، سه نوع هم‌راستاسازی متفاوت، یافتن نقاط متناظر، انطباق، کاهش بعد، ساخت مدل‌های شکل آماری، ارزیابی مدل‌ها با شاخص‌های معمول و مقایسه‌ی آن‌ها از نظر توانایی در بخش‌بندی اندوکاردیوم است. تمام مدل‌ها با یک مجموعه‌ی داده‌ی مشخص وارد روند ساخت شده اما در ادامه روش‌های مختلف هم‌راستاسازی پوسته‌های مجموعه‌ی آموزشی، منجر به تولید مدل‌های مختلف با ویژگی‌های متفاوت شده است. تغییر در هر قسمت از ساخت مدل شکل آماری می‌تواند منجر به تغییر در کیفیت مدل نهایی شده و بنابراین مطالعاتی از این دست دیدگاه‌های ارزشمندی در جهت روند تولید مدل‌ها و استفاده از آن‌ها در کاربردهای مختلف در اختیار قرار می‌دهد. به عنوان مثال در مقاله‌ی [۵۳] توسط فقیه‌روچی و هم‌کارانش به مقایسه‌ی مدل‌های چهاربعدی بطن چپ ساخته شده از تصاویر cine-MRI پرداخته شده که در آن تفاوت مدل‌ها در مرحله‌ی کاهش بعد به منظور مشخص کردن واریانس شکل<sup>۱</sup> بوده به طوری که از سه تکنیک PCA، ICA و Kernel PCA جهت ساخت مدل‌ها استفاده شده است. رفتارهای خطی و غیرخطی این تکنیک‌های کاهش بعد منجر به تولید مدل‌هایی با توانایی‌های مختلف شده و استفاده از نتایج کمی حاصل از این مطالعه می‌تواند در هنگام به کارگیری مدل‌ها در کاربردهای مختلف بسیار ارزشمند باشد. در مقاله‌های [۳۸، ۳۴] مدل‌های شکل آماری ساخته شده که در مرحله‌ی یافتن نقاط متناظر با هم متفاوت هستند مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفته و در مقاله‌ی [۲۳] مطالعه‌ی مقایسه‌ای بین مدل‌های دوبعدی ریه تولید شده با دو روش هم‌راستاسازی بر مبنای مرکز جرم و راس ریه صورت گرفته است. در مطالعه‌ی حاضر نتایج کمی نشان می‌دهد که مدل مبتنی بر CoA از دو مدل دیگر فشرده‌تر است. هم‌چنین نتایج حاصل از خطای بازسازی یک نمونه از مجموعه‌ی آموزشی توسط مدل در پروسه‌ی LOO حاکی از آن است که روش‌های مختلف هم‌راستاسازی (مبتنی بر CoA، CoM و CoB) در روند ساخت مدل تفاوت‌چندانی در این زمینه با یک‌دیگر ندارند. علاوه بر این نتایج حاصل از خطای محاسبه شده‌ی مدل‌های ساخته شده‌ی تصادفی با نزدیک‌ترین نمونه در مجموعه‌ی آموزشی (ویژگی اختصاصی بودن) نشان می‌دهد که مدل مبتنی بر CoB از دو مدل مبتنی بر CoA و CoM اختصاصی‌تر است.

از آن‌جا که این اندازه‌گیری مهم (خاصیت اختصاصی بودن) بیان‌گر توانایی مدل در بخش‌بندی تصاویر است [۵۳، ۵۴] مطابق انتظار مدل مبتنی بر CoB توانایی و عمل‌کرد بهتری در زمینه‌ی بخش‌بندی از خود نشان داده و نتایج به دست آمده از خطای فاصله‌ی هاسدرف بین نقاط پوسته‌ی بخش‌بندی شده به کمک سه مدل مورد بررسی و نقاط پوسته‌ی مرجع، کاملاً در راستای مورد نظر می‌باشد. ویژگی اختصاصی بودن در کاربردهایی که به ساخت نمونه‌های جدید صحیح نیاز دارد مثل تغییر شکل‌های مبتنی بر مدل و یا پیش‌بینی شکل<sup>۲</sup> از اهمیت بیش‌تر و در کاربردهای آنالیز شکل که نمونه‌ی جدیدی ساخته نمی‌شود از اهمیت کم‌تری برخوردار است.

در نهایت می‌توان جمع‌بندی کرد که با توجه به نتایج به دست آمده، عمل‌کرد دو مدل پیشنهادی مبتنی بر CoA و CoB نسبت به مدل مرسوم CoM بهتر است. مطابق جدول (۲) مدل مبتنی بر CoB بهترین دقت و عمل‌کرد را در زمینه‌ی بخش‌بندی داشته است. پایین بودن میزان انحراف معیار حاصل از مراحل تکرار در تست LOO در روش مبتنی بر CoB نسبت به دو روش مبتنی بر CoA و CoM نیز نمایان‌گر قدرت این روش در زمینه‌ی بخش‌بندی است.

همان‌طور که اشاره شد مطالعات و تلاش‌های متعدد و ارزشمندی در زمینه‌ی بخش‌بندی بطن چپ (دیواره‌های اندوکاردیوم و اپیکارودیوم) از طریق تکنیک ASM انجام شده است [۱۹، ۲۲، ۵۵-۶۰] که مقایسه‌ی مستقیم نتایج بسیاری از آن‌ها از لحاظ دقت عمل‌کرد در بخش‌بندی به دلیل عدم شباهت در نوع دستگاه تصویربرداری داده‌ها، توالی تصویر<sup>۳</sup>، تعداد نمونه‌های درگیر، نوع کلاس داده‌ها (سالم و ناسالم) و یا معیارهای خطای گزارش شده در این مقالات، عملاً امکان‌پذیر نمی‌باشد [۶۱]. با این حال در جدول (۳) مقایسه‌ای بین روش پیشنهادی این مطالعه و روش‌های بعضی از مقالات که در آن‌ها بخش‌بندی دیواره‌ی اندوکاردیوم به صورت دوبعدی و سه‌بعدی با متدهای متفاوت انجام شده و از شاخص ارزیابی هاسدرف به عنوان معیار خطای بخش‌بندی استفاده شده ارائه گشته است. مشاهده می‌شود که دو روش پیشنهادی CoA و CoB در میان روش‌های سه‌بعدی مبتنی بر ASM عمل‌کرد بهتری داشته به طوری که مدل ساخته شده بر مبنای CoB دارای بالاترین دقت بخش‌بندی است. هم‌چنین پایین بودن میزان انحراف معیار در خطای گزارش شده برای مدل مبتنی بر CoB بیان‌گر قدرت و کیفیت این روش است. در مقایسه با سایر مطالعات مورد بررسی

<sup>۱</sup> Image Sequences<sup>۱</sup> Shape Variability<sup>۲</sup> Shape Prediction

تمام پارامترهای موثر، نتایج مطلوب‌تری در زمینه‌ی بخش‌بندی حاصل خواهد شد. پوسته‌ی آناتومیکی اندوکاردیوم حاصل از بخش‌بندی در این مطالعه به طور ذاتی سه‌بعدی بوده و می‌تواند مستقیماً جهت محاسبه‌ی حجم و شبیه‌سازی‌های الکترومکانیکی بطن چپ مورد استفاده قرار گیرد [۶۵].

نیز می‌توان گفت که روش پیشنهادی با توجه به سه‌بعدی بودن ساختار خروجی، عمل‌کرد قابل قبولی داشته است. لازم به ذکر است که هدف مطالعه‌ی حاضر به دست آوردن دقت بالا در نتایج بخش‌بندی نبوده و تمرکز آن بیش‌تر روی مقایسه‌ی سه مدل تحت بررسی بوده است. در آینده با در نظر گرفتن و بهینه کردن

### جدول (۳) - مقایسه‌ی روش پیشنهادی با تعدادی از مطالعات انجام شده در زمینه‌ی بخش‌بندی اندوکاردیوم بطن چپ از طریق ارزیابی

فاصله‌ی هاسدرف میان خروجی تخمین زده شده و بخش‌بندی مرجع

مقاله	روش بخش‌بندی (نوع داده‌ی آموزشی)	پاتولوژی	نوع تصویر بخش‌بندی شده	ابعاد بخش‌بندی	فاز	خطای فاصله‌ی هاسدرف* [mm]
روش پیشنهادی مبتنی بر CoB	ASM (CMR)	سالم	CMR	سه‌بعدی	ES	$3/05 \pm 0/91$
روش پیشنهادی مبتنی بر CoA	ASM (CMR)	سالم	CMR	سه‌بعدی	ES	$3/69 \pm 1/19$
روش مرسوم مبتنی بر CoM [۴۵]	ASM (CMR)	سالم	CMR	سه‌بعدی	ES	$7/58 \pm 3/01$
[۶۲]	ASM (3D Echocardiography)	سالم+ناسالم	CMR	سه‌بعدی	ES	$5/39 \pm N/A$
[۶۳]	CNN (CMR)	سالم+ناسالم	CMR	دو بعدی	ED+ES	$3/16 \pm 0/98$
[۶۴]	Deep Regression (CMR)	ناسالم	CMR	دو بعدی	کل فاز	$2/90 \pm 1/14$

\* خطای هاسدرف به صورت میانگین  $\pm$  انحراف معیار بر حسب میلی‌متر گزارش شده است

این مقاله نخستین مطالعه‌ی جامع در زمینه‌ی ارزیابی مدل‌های مختلف ساخته شده بر مبنای روش‌های هم‌راستاسازی متفاوت و بررسی کاربرد آن‌ها در بخش‌بندی اندوکاردیوم بطن چپ در تصاویر CMR است. نتایج حاکی از آن است که تغییر در روش هم‌راستاسازی پوسته‌ها منجر به تولید مدل‌های متفاوت شده به طوری که در کل کارایی دو مدل پیشنهادی مبتنی بر نقاط آناتومیکی CoB و CoA بهتر از مدل مرسوم و استاندارد CoM بوده و مدل مبتنی بر CoB دقت، توانایی و عمل‌کرد بهتری در بخش‌بندی اندوکاردیوم داشته است. هم‌چنین مدل پیشنهادی می‌تواند در کاربردهای دیگری مانند طبقه‌بندی اتوماتیک بیماری‌های قلبی و یا تولید اطلس‌های سه‌بعدی مورد استفاده قرار گرفته و در صورت تایید، کارایی بالینی تصویربرداری تشدید مغناطیسی را در ارزیابی عمل‌کرد قلب و بیماری‌های قلبی بهبود بخشد. در نهایت اعتبارسنجی روش پیشنهادی به منظور ایجاد نتایج امیدوارکننده در سایر روش‌های تصویربرداری از قلب نیز پیشنهاد می‌شود.

### ۵- مراجع

- [1] A. Shalhaf, H. Behnam, Z. Alizade-Sani, and M. Shojafard, "Automatic classification of left ventricular regional wall motion abnormalities in echocardiography images using nonrigid image

پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده هم‌زمان با افزایش تعداد داده‌های در برگیرنده‌ی نمونه‌های سالم و ناسالم، به ساخت مدل‌های چهاربعدی متشکل از کلیه‌ی فازهای سیکل قلبی پرداخته شود به طوری که هم‌زمان با تغییر روش‌های هم‌راستاسازی، تعداد فازهای درگیر در ساخت مدل تغییر داده شده تا در نهایت ساخت مدل به منظور بخش‌بندی تمام فازهای قلبی بهینه گردد. هم‌چنین می‌توان از طریق ترکیب روش هم‌راستاسازی CoB در حوزه‌ی مکان (بهترین نتیجه در این مطالعه) و روش‌های انطباق در حوزه‌ی فرکانس با کمک هارمونیک‌های کروی [۲۶] مدلی با ویژگی‌های بهتر تولید کرده و عمل‌کرد آن را در بخش‌بندی بطن چپ بررسی نمود.

### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله به ساخت و ارزیابی مدل‌های سه‌بعدی ساخته شده از اندوکاردیوم بطن چپ در فاز انتهایی سیستول با استفاده از استراتژی‌های مختلف هم‌راستاسازی از طریق دو مرجع متفاوت آناتومیکی در پوسته‌ی اندوکاردیوم و مقایسه‌ی مدل خروجی از آن‌ها با روش مرسوم با استفاده از تصاویر محور-کوتاه تشدید مغناطیسی قلب پرداخته شده و عمل‌کرد هر سه مدل به منظور بخش‌بندی سه‌بعدی فاز سیستول با تکنیک مدل شکل فعال مورد بررسی قرار گرفته است. با توجه به بررسی‌های انجام شده،



- [13] T. Heimann and H.-P. Meinzer, "Statistical shape models for 3D medical image segmentation: a review," *Medical image analysis*, vol. 13, no. 4, pp. 543-563, 2009.
- [14] M. A. Amirkhizi and S. Haghypour, "Left Ventricle Segmentation in Cardiac Magnetic Resonance Imaging (MRI) by Modified Active Contour Method," *Majallah-i pizishki-i Danishgah-i Ulum-i Pizishki va Khadamat-i Bihdashti-i Darmani-i Tabriz*, vol. 35, no. 6, p. 12, 2014.
- [15] Y. Zhu, X. Papademetris, A. Sinusas, and J. S. Duncan, "Segmentation of left ventricle from 3D cardiac MR image sequences using a subject-specific dynamical model," in *2008 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2008: IEEE, pp. 1-8.
- [16] Y. Lu, P. Radau, K. Connelly, A. Dick, and G. A. Wright, "Segmentation of left ventricle in cardiac cine MRI: An automatic image-driven method," in *International Conference on Functional Imaging and Modeling of the Heart*, 2009: Springer, pp. 339-347.
- [17] A. F. Frangi, D. Rueckert, J. A. Schnabel, and W. J. Niessen, "Automatic construction of multiple-object three-dimensional statistical shape models: Application to cardiac modeling," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 21, no. 9, pp. 1151-1166, 2002.
- [18] T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper, and J. Graham, "Active shape models-their training and application," *Computer vision and image understanding*, vol. 61, no. 1, pp. 38-59, 1995.
- [19] H. C. van Assen, R. J. van der Geest, M. G. Danilouchkine, H. J. Lamb, J. H. Reiber, and B. P. Lelieveldt, "Three-dimensional active shape model matching for left ventricle segmentation in cardiac CT," in *Medical Imaging 2003: Image Processing*, 2003, vol. 5032: International Society for Optics and Photonics, pp. 384-393.
- [20] M. Lorenzo-Valdés, G. I. Sanchez-Ortiz, A. G. Elkington, R. H. Mohiaddin, and D. Rueckert, "Segmentation of 4D cardiac MR images using a probabilistic atlas and the EM algorithm," *Medical Image Analysis*, vol. 8, no. 3, pp. 255-265, 2004.
- [21] R. Pilgram et al., "Shape discrimination of healthy and diseased cardiac ventricles using medial representation," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 1, no. 1, pp. 33-38, 2006.
- [22] E. G. Caiani et al., "Three-dimensional left ventricular segmentation from magnetic resonance imaging for patient-specific modelling purposes," *Europace*, vol. 16, no. suppl\_4, pp. iv96-iv101, 2014.
- [23] A. Afzali, F. B. Mofrad, and M. Pouladian, "2D Statistical Shape Model for Lung Using Apex Anatomical Landmark-based Registration Criteria," in *2019 26th National and 4th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2019: IEEE, pp. 21-25.
- registration," *Journal of digital imaging*, vol. 26, no. 5, pp. 909-919, 2013.
- [2] Z. Alizadeh Sani, A. Shalbfaf, H. Behnam, and R. Shalbfaf, "Automatic Computation of Left Ventricular Volume Changes Over a Cardiac Cycle from Echocardiography Images by Nonlinear Dimensionality Reduction," *Journal of Digital Imaging*, vol. 28, no. 1, 2015.
- [3] P. Masaeli, H. Behnam, Z. Alizadeh Sani, and A. Shalbfaf, "Tracking of Cardiac Wall Motion using Nonrigid Registration of Echocardiographic Images," *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 7, no. 3, pp. 237-254, 2013, doi: 10.22041/ijbme.2013.13207.
- [4] C. Piazzese et al., "Segmentation of the left ventricular endocardium from magnetic resonance images by using different statistical shape models," *Journal of electrocardiology*, vol. 49, no. 3, pp. 383-391, 2016.
- [5] J. Bogaert, S. Dymarkowski, A. M. Taylor, and V. Muthurangu, *Clinical cardiac MRI*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [6] A. Suinesiaputra et al., "Statistical shape modeling of the left ventricle: myocardial infarct classification challenge," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 22, no. 2, pp. 503-515, 2017.
- [7] B. Biffi, J. L. Bruse, M. A. Zuluaga, H. N. Ntsinjana, A. M. Taylor, and S. Schievano, "investigating cardiac Motion Patterns Using synthetic high-resolution 3D cardiovascular Magnetic resonance images and statistical shape analysis," *Frontiers in pediatrics*, vol. 5, p. 34, 2017.
- [8] J. L. Bruse et al., "CMR-based 3D statistical shape modelling reveals left ventricular morphological differences between healthy controls and arterial switch operation survivors," *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 18, no. S1, p. Q2, 2016.
- [9] M. De Craene et al., "SPM to the heart: mapping of 4D continuous velocities for motion abnormality quantification," in *2012 9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2012: IEEE, pp. 454-457.
- [10] D. Perperidis, R. Mohiaddin, and D. Rueckert, "Construction of a 4D statistical atlas of the cardiac anatomy and its use in classification," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2005: Springer, pp. 402-410.
- [11] F. Babapour Mofrad, A. Abbaspour Tehrani-Fard, R. Aghaeizadeh Zoroofi, S. Akhlaghpour, and Y.-W. Chen, "A novel wavelet based multi-scale statistical shape model-analysis for the liver application: segmentation and classification," *Current Medical Imaging*, vol. 6, no. 3, pp. 145-155, 2010.
- [12] A. Afzali, F. B. Mofrad, and M. Pouladian, "Contour-based lung shape analysis in order to tuberculosis detection: modeling and feature description," *Medical & Biological Engineering & Computing*, pp. 1-22, 2020.





- Biennial International Conference on Information Processing in Medical Imaging, 2003: Springer, pp. 63-75.
- [39] R. H. Davies, Learning shape: optimal models for analysing natural variability. University of Manchester Manchester, 2002.
- [40] D. P. Huttenlocher and K. Kedem, "Computing the minimum Hausdorff distance for point sets under translation," in Proceedings of the sixth annual symposium on Computational geometry, 1990, pp. 340-349.
- [41] F. B. Mofrad, R. A. Zoroofi, Y.-W. Chen, A. A. Tehrani-Fard, Y. Sato, and A. Furukawa, "Evaluation of liver shape approximation and characterization," in 2009 Fifth International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, 2009: IEEE, pp. 1297-1300.
- [42] M. Kirschner, M. Becker, and S. Wesarg, "3D active shape model segmentation with nonlinear shape priors," in International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2011: Springer, pp. 492-499.
- [43] J. Lötjönen, S. Kivistö, J. Koikkalainen, D. Smutek, and K. Lauerma, "Statistical shape model of atria, ventricles and epicardium from short-and long-axis MR images," Medical image analysis, vol. 8, no. 3, pp. 371-386, 2004.
- [44] J. Wang and C. Shi, "Automatic construction of statistical shape models using deformable simplex meshes with vector field convolution energy," Biomedical engineering online, vol. 16, no. 1, p. 49, 2017.
- [45] D.-J. Kroon, "Active shape model (ASM) and active appearance model (AAM)." [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/26706-active-shape-model-asm-and-active-appearance-model-aam>.
- [46] T. F. Cootes, D. H. Cooper, C. J. Taylor, and J. Graham, "Trainable method of parametric shape description," Image and Vision Computing, vol. 10, no. 5, pp. 289-294, 1992.
- [47] G. Gerig, M. Jomier, and M. Chakos, "Valmet: A new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation," in International conference on medical image computing and computer-assisted intervention, 2001: Springer, pp. 516-523.
- [48] R. Cárdenes, R. de Luis-García, and M. Bach-Cuadra, "A multidimensional segmentation evaluation for medical image data," Computer methods and programs in biomedicine, vol. 96, no. 2, pp. 108-124, 2009.
- [49] S. Gouttard, M. Styner, M. Prastawa, J. Piven, and G. Gerig, "Assessment of reliability of multi-site neuroimaging via traveling phantom study," in International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2008: Springer, pp. 263-270.
- [50] F. Morain-Nicolier, S. Lebonvallet, E. Baudrier, and S. Ruan, "Hausdorff distance based 3D
- [24] O. Bernard et al., "Deep learning techniques for automatic MRI cardiac multi-structures segmentation and diagnosis: is the problem solved?," IEEE transactions on medical imaging, vol. 37, no. 11, pp. 2514-2525, 2018.
- [25] A. Andreopoulos and J. K. Tsotsos, "Efficient and generalizable statistical models of shape and appearance for analysis of cardiac MRI," Medical Image Analysis, vol. 12, no. 3, pp. 335-357, 2008.
- [26] G. Valizadeh, F. B. Mofrad, and A. Shalhaf, "Impacts of Spherical Harmonics Shape Descriptors on the Inter-Slice Interpolation of MR Images," in 2019 26th National and 4th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), 2019: IEEE, pp. 26-30.
- [27] G. T. Herman, J. Zheng, and C. A. Bucholtz, "Shape-based interpolation," IEEE Computer Graphics and Applications, no. 3, pp. 69-79, 1992.
- [28] S. P. Raya and J. K. Udupa, "Shape-based interpolation of multidimensional objects," IEEE transactions on medical imaging, vol. 9, no. 1, pp. 32-42, 1990.
- [29] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," ACM siggraph computer graphics, vol. 21, no. 4, pp. 163-169, 1987.
- [30] M. Franc and V. Skala, "Fast algorithm for triangular mesh simplification based on vertex decimation," in International Conference on Computational Science, 2002: Springer, pp. 42-51.
- [31] M. Knapp, "Mesh decimation using VTK," Institute of Computer Graphics and Algorithms, Vienna University of Technology, 2002.
- [32] L. Kobbelt, S. Campagna, and H.-P. Seidel, "A general framework for mesh decimation," in Graphics interface, 1998, vol. 98, pp. 43-50.
- [33] Q. Fang and D. A. Boas, "Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images," in 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009: Ieee, pp. 1142-1145.
- [34] M. Delavari, A. H. Foruzan, and B. V. Chen, "Improvement of Statistical Shape Models for Non-rigid Tissues Using Coherent Point Drift Algorithm," Iranian Journal of Biomedical Engineering, vol. 8, no. 3, pp. 213-227, 2014, doi: 10.22041/ijbme.2014.13287.
- [35] A. Myronenko and X. Song, "Point set registration: Coherent point drift," IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, vol. 32, no. 12, pp. 2262-2275, 2010.
- [36] J. C. Gower, "Generalized procrustes analysis," Psychometrika, vol. 40, no. 1, pp. 33-51, 1975.
- [37] S. Wold, K. Esbensen, and P. Geladi, "Principal component analysis," Chemometrics and intelligent laboratory systems, vol. 2, no. 1-3, pp. 37-52, 1987.
- [38] M. A. Styner et al., "Evaluation of 3D correspondence methods for model building," in

- [59] H. C. van Assen et al., "Cardiac LV segmentation using a 3D active shape model driven by fuzzy inference," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2003: Springer, pp. 533-540.
- [60] H. C. Van Assen et al., "SPASM: a 3D-ASM for segmentation of sparse and arbitrarily oriented cardiac MRI data," *Medical image analysis*, vol. 10, no. 2, pp. 286-303, 2006.
- [61] P. Peng, K. Lekadir, A. Gooya, L. Shao, S. E. Petersen, and A. F. Frangi, "A review of heart chamber segmentation for structural and functional analysis using cardiac magnetic resonance imaging," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 29, no. 2, pp. 155-195, 2016.
- [62] M. C. Carminati et al., "A statistical shape model of the left ventricle from real-time 3D echocardiography and its application to myocardial segmentation of cardiac magnetic resonance images," *Computers in biology and medicine*, vol. 96, pp. 241-251, 2018.
- [63] L. V. Romaguera, M. G. F. Costa, F. P. Romero, and C. F. F. Costa Filho, "Left ventricle segmentation in cardiac MRI images using fully convolutional neural networks," in *Medical Imaging 2017: Computer-Aided Diagnosis*, 2017, vol. 10134: International Society for Optics and Photonics, p. 101342Z.
- [64] X. Du et al., "Deep regression segmentation for cardiac bi-ventricle MR images," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 3828-3838, 2018.
- [65] L. Xia, M. Huo, Q. Wei, F. Liu, and S. Crozier, "Analysis of cardiac ventricular wall motion based on a three-dimensional electromechanical biventricular model," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 8, p. 1901, 2005.
- quantification of brain tumor evolution from MRI images," in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007: IEEE, pp. 5597-5600.
- [51] H. Khotanlou, "3D brain tumors and internal brain structures segmentation in MR images," 2008.
- [52] J. Olveres, E. Carbajal-Degante, B. Escalante-Ramírez, E. Vallejo, and C. M. García-Moreno, "Deformable models for segmentation based on local analysis," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2017, 2017.
- [53] S. F. Roohi and R. A. Zoroofi, "4D statistical shape modeling of the left ventricle in cardiac MR images," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 8, no. 3, pp. 335-351, 2013.
- [54] R. Davies, C. Twining, and C. Taylor, *Statistical models of shape: Optimisation and evaluation*. Springer Science & Business Media, 2008.
- [55] C. Santiago, J. C. Nascimento, and J. S. Marques, "A 3D active shape model for left ventricle segmentation in MRI," *Biomedical Image Segmentation: Advances and Trends*, p. 99, 2016.
- [56] S. O'Brien, O. Ghita, and P. F. Whelan, "Segmenting the left ventricle in 3D using a coupled ASM and a learned non-rigid spatial model," 2009.
- [57] C. Santiago, J. C. Nascimento, and J. S. Marques, "A new ASM framework for left ventricle segmentation exploring slice variability in cardiac MRI volumes," *Neural Computing and Applications*, vol. 28, no. 9, pp. 2489-2500, 2017.
- [58] C. Butakoff et al., "Left-ventricular epi-and endocardium extraction from 3D ultrasound images using an automatically constructed 3D ASM," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, vol. 4, no. 5, pp. 265-280, 2016.