

Active Mesh for Estimation of Local and Global Left Ventricular Function over Cardiac Magnetic Resonance Imaging

S. Kermani^{1*}, H. Abrishami-Moghaddam², M.H. Moradi³

¹ Assistant Professor, The Physics and Medical Engineering Department, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

² Associate Professor, BioMedical Engineering Department, Electrical Engineering School, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran, moghadam@saba.kntu.ac.ir

³ Assistant Professor, The Bioelectrics Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, mhmoradi@aut.ac.ir

Abstract

This paper presents a new method for quantification analysis of left ventricular performance from the sequences of cardiac magnetic resonance imaging using the three-dimension active mesh model (3D-AMM). AMM is composed of topology and geometry of LV and associated elastic material properties. The LV deformation is estimated by fitting the model to the initial sparse displacements which is measured by a new establishing point correspondence procedure. To improve the model, a new shape-based interpolation algorithm was proposed for reconstruction of the intermediate slices. The proposed approach is capable of estimating the displacement field for every desired point of the myocardial wall. Then it leads to measure dense motion field and the local dynamic parameters such as Lagrangian strain. To evaluate the performance of the proposed algorithm, eight image sequences (six real and two synthetic sets) were used and the findings were compared with those reported by other researchers. For synthetic image sequence sets, the mean square error between the length of motion field estimated by the Algorithm and the analytical values was less than 0.5 mm. The results showed that the strain measurements of the normal cases were generally consistent with the previously published values. The results of analysis on a patient data set were also consistent with his clinical evidence. In conclusion, the results demonstrated the superiority of the novel strategy with respect to our formerly presented algorithm. Furthermore, the results are comparable to the current state-of-the-art methods.

Keywords: Cardiac MRI, Deformable model, Non-rigid motion, Shape-based interpolation, Three dimensional active mesh model (3D-AMM), Image analysis

*Corresponding author

Address: Saeed Kermani, The Physics and Medical Engineering Department, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Tel: +98 913 310 7346
Fax: +98 311 6688597
E-mail: kermani@med.mui.ac.ir

استفاده از مش فعال برای تخمین شاخص‌های محلی و کلی بطن چپ از روی توالی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

سعید کرمانی^{۱*}، حمید ابریشمی مقدم^۲، محمد حسن مرادی^۳

^۱ استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان
^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر طوسی، تهران moghadam@saba.kntu.ac.ir
^۳ دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران mhmoradi@aut.ac.ir

چکیده

در این مقاله رویکرد جدیدی برای تجزیه و تحلیل دینامیک بطن چپ قلب مبتنی بر مدل شکل‌پذیر مش فعال 3D-AMM روی توالی از تصاویر تشدید مغناطیسی قلب مطرح می‌شود. این مدل بیان فشرده‌ای از مجموعه نقاط تصویر سه‌بعدی به دست می‌دهد که نتیجه تلفیق ریخت‌شناسی و هندسه هدف خواهد بود و با خواص کشسان قلب تزویج می‌شود. با برازش مدل به بردارهای جابه‌جایی پراکنده اولیه که به وسیله روند تناظریابی جدیدی به دست می‌آید، تغییر شکل بطنی تخمین زده می‌شود. به منظور توسعه مدل پیشنهادی قلبی، برش‌های میانی (بین برشی) و تقطیع آنها، به وسیله الگوریتم درونیابی مبتنی بر شکل نوینی، ایجاد شده است. ارزیابی با استفاده از اعمال الگوریتم بر روی ۸ مجموعه توالی تصاویر (دو مجموعه توالی تصاویر مصنوعی و شش مجموعه حقیقی) انجام و نتایج به دست آمده با کارهای محققان دیگر مقایسه شده است. دقت این روش نیز بر روی تصاویر مصنوعی که به عنوان درستی زمینه در این تجزیه تحلیل‌ها شناخته شده، تخمین زده شده است. میانگین اندازه بردار خطا (تفاضل دو بردار میدان حرکت تخمینی و تحلیلی) کمتر از ۰/۵ mm است. نتایج نشان می‌دهد، عملکرد این الگوریتم مقاوم، دقیق‌تر و بسیار سریع‌تر از الگوریتم‌های پیشنهادی قلبی ماست، به طوری که زمان اجرای الگوریتم تقریباً به میزان نصف کاهش یافته است. نتایج تخمین کرنش‌های نرمال بر روی تصاویر واقعی با نتایج به دست آمده از تجزیه و تحلیل چاپ شده از محققان دیگر، و همچنین نتایج آنالیز توالی تصاویر بیمار با مشاهدات بالینی مطابقت دارد.

واژه‌های کلیدی: مدل شکل‌پذیر، ردگیری سه بعدی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی، مش فعال سه‌بعدی، تجزیه و تحلیل تصاویر

*مهند دار مکاتبات

نشانی: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی
تلفن: ۰۹۱۳۳۱۰۷۳۳۶، ۰۳۱۱-۷۹۲۲۴۸۵، دورنگار: ۰۳۱۱-۶۶۸۸۵۹۷، پیام نگار: kermani@med.mui.ac.ir

۱- مقدمه

به شروط و قيودات اضافی نیاز است، تا بتوان راه حل واحد و بهینه‌ای به دست آورد. در این راستا راهکارهای مختلفی در دهه اخیر با درجات مختلف موفقیت پیشنهاد شده است. این روش‌ها شامل تعدیل‌ساز^۸های ریاضی [۶-۸]، آنالیزهای مبتنی به مدل‌های اجزاء محدود [۹، ۱۰]، بی‌اسپلاین^۹های فضائی مکانی [۱۱]، تخمین‌گرهای فیشر^{۱۱} با فرض‌های نرمی و نافشردگی [۱۲]، مدل‌های آماری [۱۳، ۱۴] سوپرگوادریک شکل‌پذیر^{۱۱} [۱۵]، بیومکانیک پیوسته مبتنی بر کمینه کردن انرژی [۱۶-۱۸] و مدل‌های شکل‌پذیر [۱۹، ۲۰].

مدل‌های شکل‌پذیر همراه با مدل‌های مکانیک محیط‌های پیوسته به منظور حل مسائل تعدیل‌سازی بیمارگونه در بسیاری از کاربردهای تجزیه و تحلیل تصاویر پزشکی و همچنین در ردیابی حرکت دیواره بطنی مورد استفاده قرار گرفته‌اند [۲۱-۲۳]. مدل‌های شکل‌پذیر، از به‌کارگیری همزمان هندسه، فیزیک و تئوری تخمین تشکیل می‌شوند. هندسه، بیانی از شکل جسم فراهم می‌کند. فیزیک، قید و بندها و محدودیت‌های تغییرشکل جسم را در حوزه زمان و مکان اعمال می‌کند و تئوری تخمین، زمینه‌های لازم را به منظور برازش مدل‌ها به اطلاعات به دست آمده از تصاویر فراهم می‌آورد [۲۱]. الگوریتم‌هایی متعدد استوار بر مدل‌های شکل‌پذیر، برای تجزیه و تحلیل سه‌بعدی تصاویر CMRI معرفی شده‌اند [۵]. مش فعال در میان این مدل‌ها، درجات آزادی بیشتری برای جسم فراهم می‌سازد [۲۲]. این مدل، پیوندی را میان محدودیت‌های مکانیک محیط‌های پیوسته و قوانین حاکم بر حرکت دیواره بطنی با دادگان تصویری برقرار می‌کند. به تازگی نیز روش‌های مبتنی بر مش فعال در فضای دوبعدی برای ردگیری چنین ساختارهایی مورد استفاده بوده‌اند [۲۴]. در کارهای پیشین [۲۵، ۲۶] نیز الگوریتم‌هایی برای ردیابی نقطه‌ای و تحلیل حرکت بطنی بر پایه مدل مش فعال سه‌بعدی ارائه شده است. در این روش‌ها مجبور به جزءبندی حفره داخلی و فضای بین دیواره خارجی بطن چپ و مکعبی در فاصله دور از آنیم، که هزینه محاسباتی زیادی را تحمیل می‌کنند. بدین ترتیب و به دلیل محدودیت‌های ذکر شده [۲۷، ۲۸] در این روش‌ها، ناگزیر

گزارش‌های سازمان بهداشت جهانی^۱ (WHO) نشان می‌دهد، منشاء نزدیک به یک سوم از کل مرگ و میرها، بیماری‌های قلبی است [۱]. از آنجائی که استخراج شاخص‌های دینامیکی و کلی بطن چپ نقش مهم مؤثری در تشخیص و درمان دارد، رویکردهای متعددی برای ردگیری حرکت دیواره بطن چپ و تقطیع آن و استخراج شاخص‌های عملکردی بطن چپ ارائه شده است. مطالعات زیادی نیز به منظور تعیین همبستگی این گونه مشخصات با دانش پیشین آسیب شناسی قلب انجام شده است.

با رواج روش‌های تصویربرداری همزمان شده با سیگنال ECG^۲ رویکردهای تجزیه و تحلیل تصاویر قلبی از منزلت بالاتری برخوردار گردید [۲]. از طرفی امروزه پیشرفت‌های فناوری تصویربرداری تشدید مغناطیسی قلب^۳ (CMRI) امکان گرفتن تصاویر ذاتاً سه‌بعدی قلب را با کنتراست عالی و قدرت تفکیک^۴ فضایی و زمانی قابل قبولی فراهم می‌آورد. هرچند، این روش تصویربرداری هنوز به عنوان یک ابزار کلینیکی در سطح وسیع مورد بهره‌برداری قرار نگرفته است [۳]. با تلفیق و توسعه رویکردهای تجزیه و تحلیل توالی تصاویر قلبی با CMRI، امید است گام‌های مؤثری در تجزیه و تحلیل کمی و عملکردی قلب و تخمین آسیب‌های عضله قلبی برداشته شود [۴].

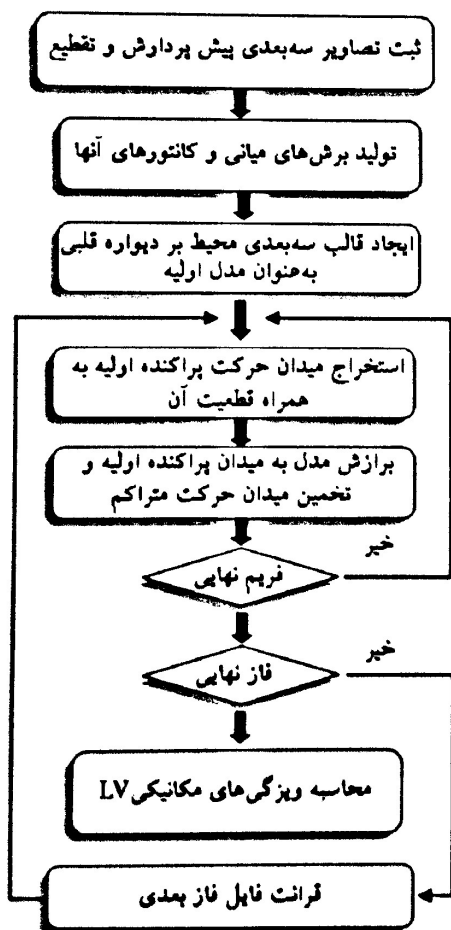
با توجه به ویژگی‌ها و محدودیت روش‌های تصویر برداری قلبی موجود، نمی‌توان فقط از روش‌های معمول نظیر انطباق بلوکی^۵ و شار نوری^۶ به منظور استخراج این گونه شاخص‌ها با دقت مناسب استفاده کرد. بنابراین رویکردهای مبتنی بر مدل متعددی به منظور بررسی دینامیک دیواره‌های قلب معرفی شده‌اند [۵]. هدف بسیاری از محققان در این عرصه به دست آوردن میدان متراکم حرکتی قابل اطمینان از روی مجموعه‌ای پراکنده از نقاط متناظر نامطمئن است. استخراج چنین میدانی و متغیرهای تغییر شکل بطنی برای یک دوره کامل قلبی از روی مجموعه‌های پراکنده جابه‌جایی/سرعت مسئله بیمارگونه‌ای^۷ است که برای حل آن

^۱ World Health Organization^۲ ElectroCardioGram^۳ Cardiac Magnetic Resonance Imaging^۴ Resolution^۵ Block-matching^۶ Optical Flow^۷ Illposed problem^۸ Regularize^۹ Spatiotemporal B-Spline^{۱۰} Fisher estimator^{۱۱} deformable superquadrics

دو مجموعه توالی تصاویر که به صورت مصنوعی تولید شده‌اند، مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- روش

در شکل ۱ روندنمای پیشنهادی به منظور ارزیابی عملکرد بطن چپ ارائه شده است. پس از تصویربرداری تشدید مغناطیسی محور کوتاه همراه با بالا بردن کنتراست، ناحیه بطن چپ در این تصاویر انتخاب می‌شود. آنگاه به وسیله کاربر، سیکل قلبی به فازهای تحریک و رهایش تقسیم می‌شود و فریم‌های ED و انتهای سیستول^{۱۸} (ES) انتخاب می‌شود. سپس عمل تقطیع و تعیین کانتور^{۱۹} های سطوح داخلی و خارجی قلب بر روی تصاویر مرحله قبل صورت می‌پذیرد (بخش ۱-۲).



شکل ۱- روندنمای روش پیشنهادی برای تجزیه و تحلیل تصاویر CMRI

به کاهش قدرت تفکیک زمانی و مکانی به میزان ۵۰٪ خواهیم بود؛ یا به عبارتی کنار گذاشتن نیمی از داده‌ها موجود که خود به خطای بالایی منجر می‌شود. به منظور رفع مشکلات روش‌های مطرح مذکور رویکرد جدیدی ارائه شد [۲۷، ۲۸]. مقاله حاضر با ارائه راهکار جدیدی برای حل مشکلات مذکور و در موارد زیر کارهای قبلی را نیز تکمیل نموده است.

- بسیاری از محققان درباره طراحی اولیه مدل از پیش فرض‌هایی استفاده می‌کنند، مانند استفاده از مکعبی که سطوح قلبی درون آن واقع باشند [۲۵، ۲۶]، پوسته نیمه بیضی گون^{۱۲} [۱۰]، بالون^{۱۳} [۲۲]، سوپرگوادریک [۱۵]، پوسته نازک تراکم ناپذیر^{۱۴} [۲۰]. در این مقاله بدون پیش فرض، از داده‌ها تصاویر در فاز انتهای دیاستول^{۱۵} (ED) برای طراحی مدل اولیه استفاده می‌شود؛

- توسعه کارایی الگوریتم با بهینه‌سازی اندازه، تعداد و کیفیت اجزاء و اعمال قالب پوشش دهنده عضلات بطن چپ؛
- نمایش قطبی چندبرشی شاخص‌های محلی قلب به وسیله رنگ؛
- برازش مدل 3D-AMM^{۱۶} میدان پراکنده اولیه با در نظر گرفتن عدم قطعیت آنها؛
- ارائه الگوریتم مقاوم برای تناظریابی نقاط با استفاده از روش همبستگی نرمال وزن‌دار^{۱۷}؛
- ارزیابی عملکرد الگوریتم پیشنهادی با مجموعه نمونه‌های کاملتری از تصاویر قلبی مصنوعی و حقیقی؛
- به دلیل وجود غیریکنواختی توزیع گره‌ها بر روی دیواره قلبی، در مرحله مش‌بندی، با عناصر درشت و گاهی لاغر و بدشکل روبرو می‌شویم. این امر علاوه بر اینکه به خطا در نتایج منجر می‌شود سبب کمتر بودن تراکم اطلاعات روی دیواره هنگام استخراج نتایج می‌شود. استفاده از ایجاد برش‌های جدید و تقطیع آن به وسیله درون‌یابی مبتنی بر شکل پیشنهادی، به یکنواختی توزیع گره‌ها می‌انجامد.

این روش بر روی شش مجموعه تصاویر حقیقی CMRI و

^{۱۲} A half ellipsoid shell

^{۱۶} 3 Dimensional Active Mesh Model

^{۱۳} Balloons

^{۱۷} Normalized weighted-correlation

^{۱۴} A pseudo thin plate splines

^{۱۸} End Systole

^{۱۵} End diastole

^{۱۹} Contour

۲-۲- تولید برش‌های واسط

در CMRI به دلیل محدودیت‌های سیستم‌های تصویرگر موجود، برش‌های محور کوتاه ضخامتی حداقل معادل ۵ mm (بدون در نظر گرفتن فضای بین دو برش) دارند، در حالی که قدرت تفکیک در صفحه تصویر در حدود ۱ mm است. بنابراین هنگام تولید طرحواره و مش‌بندی آن، توزیع اطلاعات به صورت ناخواسته در راستای صفحه محور کوتاه بیشتر خواهد بود. در هنگام توصیف طرحواره به وسیله مش، این عدم تعادل سبب به وجود آمدن مش‌های بدشکل می‌شود. به منظور رفع این مشکل بین هر دو برش تصویر یک برش اضافی به وسیله درون‌یابی اسپیلاین مکعبی^{۲۲} ایجاد می‌شود. کانتورهای داخلی و خارجی این تصاویر جدید نیز با استفاده از درون‌یابی مبتنی بر شکل^{۲۳} استخراج می‌شود. برای این منظور مراحل زیر برای کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب به صورت مجزا انجام می‌شود.

قدم ۱ تعیین نگاشت فاصله اقلیدسی نقاط از کانتور مربوط به برشهای فوقانی و زیرین با این فرض که فاصله نقاط درون کانتور دارای علامت مثبت و خارج آن منفی است.

قدم ۲ محاسبه مقدار میانگین دو نگاشت برشهای فوقانی و زیرین مرحله اول در تمام نقاط صفحه.

قدم ۳ تعیین نقاط نامزد جهت مرزی با در نظر گرفتن اینکه این نقاط دارای قدر مطلق نگاشت فاصله کمتر از سطح آستانه ای مطلوب‌اند.

قدم ۴ نقاط نامزد مرزی از نظر موقعیت مکانی در ۸۰ بخش با زاویه مکانی یکسان قرار می‌گیرند.

قدم ۵ میانگین مختصات مکانی نقاط نامزد مذکور در هر بخش به عنوان مکان نقطه مرزی در نظر گرفته شده است. عمل فوق و یا به عبارتی محاسبه میانگین نقاط کاندید در هر ناحیه به جای نقاط عبور از صفر، سبب مقاوم شدن الگوریتم درون‌یابی مبتنی بر شکل پیشنهادی است.

به منظور جلوگیری از تشکیل مش‌های هرمی بدشکل با به‌کارگیری روش درون‌یابی (بخش ۲-۲) تعداد برش‌ها در هر فریم از تصویر سه‌بعدی به ۲ برابر افزایش می‌یابد و کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب با توزیع تقریباً یکنواخت به وسیله این نقاط توصیف می‌گردند. به وسیله این سطوح در فریم ED، طرحواره^{۲۰} محیط بر دیواره قلبی و بسیار نزدیک به آنها ایجاد می‌شود. این طرحواره به منظور استفاده از مدل مش فعال برای تخمین حرکت دیواره، مش‌بندی می‌شود (بخش ۲-۳).

با تعریف و به‌کارگیری طرحواره مناسب که ماهیچه بطن چپ را از نظر فضائی پوشش می‌دهد، این امکان فراهم می‌آید که عناصر هرمی نمایش دهنده را تا ۶۰٪ کاهش دهیم. با اعمال روند پیشنهادی برای تناظریابی (بخش ۲-۴) برای هر جفت از نقاط متناظر یک شاخص قطعیت تعیین تا در برازش مدل در مرحله بعد مورد استفاده واقع گردد. برازش مدل با اعمال خواص مکانیکی مناسب در تخمین میدان حرکت به تعدیل‌سازی با کارایی بالاتر منجر می‌شود (بخش ۲-۵). در بخش‌های آخر (۲-۶، ۲-۷) استخراج شاخص‌های دینامیکی محلی و کلی قلب بیان می‌شود.

۲-۱- تقطیع دیواره بطن چپ

بطن چپ در تمام برش‌ها و فریم‌ها با الگوریتم هیبرگ^{۲۱} [۲۹] تقطیع می‌شوند. این روش نیز بر پایه مفاهیم مدل شکل‌پذیر سطوح هم‌تراز است، که به وسیله روش سریع و بهبود آشکارسازی لبه‌ها توسعه یافته است. این مدل با اطلاعات زمانی و پایه‌ای آناتومی، بسط داده شده است. در این مدل بطن چپ به عنوان مخروط باز به وسیله مش زمانی توصیف می‌شود. به این منظور مخروط در امتداد محور طولی به برش‌هایی تقسیم شده است و در هر برش تعداد مساوی نقطه قرار دارد. در این تحقیق ۸۰ نقطه در نظر گرفته شده است.

²⁰ Template

²¹ Heiberg

²² Cubic spline interpolation

²³ Shape based interpolation

که در فریم‌های مختلف برای محاسبات درونیابی، نقاط دیواره بطنی باید درون طرحواره قرار گیرند (بخش‌های ۵-۲ و ۷-۲)، بنابراین به منظور تولید طرحواره، نقاط سطوح داخلی و خارجی طرحواره مطابق رابطه (۱) از روی نقاط داخلی و خارجی کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب، توصیف کننده قلب در فاز ED، تعیین می‌شوند. بنابراین تمام نقاط لبه‌های اپی‌کاردیال و اندوکاردیال درون این طرحواره قرار می‌گیرند. به منظور استفاده از مدل شکل‌پذیر مش فعال باید این دیواره مش‌بندی شود. در نتیجه طرحواره $T = \{V, F\}$ که در آن F مجموعه چهار وجهی ها و V مجموعه رئوس آنهاست، حاصل می‌شود. به منظور مش‌بندی، از الگوریتم مش‌بندی دیلانی ارتقاء یافته [۳۰] استفاده شد. این نوع مش‌بندی نه فقط مش مطلوبی است، بلکه یک گزینه منحصر به فرد و بهینه شده نیز از نظر اندازه و تعداد عناصر است. به طوری که در محل‌هایی که جزئیات لبه‌ها بیشتر می‌شود، تعداد عناصر هر می نیز افزایش می‌یابد. مراحل تولید طرحواره به اختصار به شرح زیر است:

قدم ۱ ساخت سطوحی محیط بر دیواره قلبی با استفاده از رابطه (۱) به عنوان سطوح طرحواره

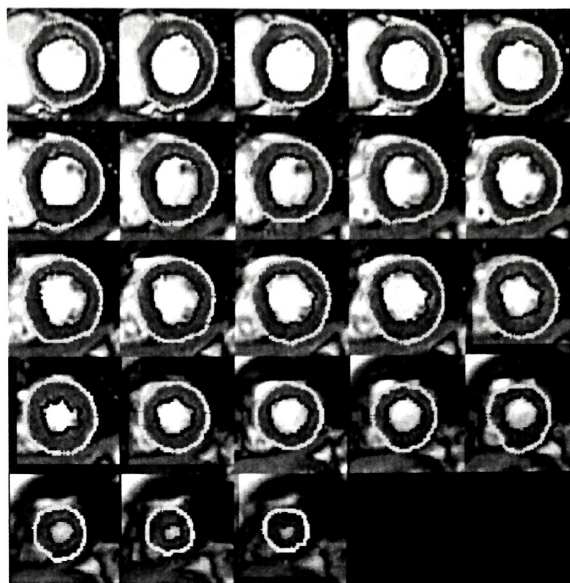
$$X_{Tem} = \begin{cases} X + sgn(X_C - X) & X \in \text{Endocardial Surface} \\ X - sgn(X_C - X) & X \in \text{Epicardial Surface} \end{cases} \quad (1)$$

که $X = [x, y, z]$ مختصات نقطه‌ای متعلق به کانتورهای اپی یا اندوکاردیال^{۲۵}، X_C مرکز ثقل کانتوری که X متعلق به آن است و X_{Tem} نقطه متناظر با X به منظور تعریف قالب است.

قدم ۲ هموارسازی سطوح طرحواره به وسیله فیلتر هموارساز گوسین غیرفشرده ساز^{۲۶} [۸].

قدم ۳ توصیف سطوح دیواره محیطی بطن چپ به وسیله مثلثی‌سازی سه‌بعدی دیلانی به منظور ایجاد مجموعه نقاطی که شروط در یک راستا و روی یک کره نبودن، را تأمین کنند.

قدم ۴ چهار وجهی‌سازی پالایش شده مقید دیلانی^{۲۷} (RCDT) دیواره قلبی مرحله قبل.



شکل ۲- نتیجه درونیابی مبتنی بر شکل پیشنهادی: نمایش برش‌های میانی و اصلی به همراه کانتورهای اخذ شده آنها

با توجه به استفاده از ۳۵٪ تا ۴۰٪ نقاط روی کانتورها برای توصیف رویه خارجی و داخلی قلب، تقریباً توزیع نقاط توصیف کننده این سطوح در سه راستا یکنواخت می‌شود. در این روش از یکنواخت‌سازی توزیع نقاط از اطلاعات تصویری به نحو مناسبی بهره گرفته شده است. شکل ۲ نشان می‌دهد کانتورهای مرزی با دقت مناسبی به وسیله روش پیشنهادی استخراج شده‌اند.

۳-۲- مدل مش فعال اولیه

به منظور ایجاد مدل اولیه از هیچ پیش‌فرضی استفاده نمی‌شود. بلکه مدل اولیه بر اساس تمام دادگان سه بعدی تصویری به دست آمده از توالی تصاویر در فاز ED ایجاد می‌شود. انتخاب فاز ED به دلیل این است که قلب در این فاز دارای فضاگیرترین حالت است. بدین طریق دقت مدل افزایش می‌یابد. بنابراین با استفاده از محیط کردن سطوحی بر سطوح داخلی و خارجی قلب، مدل اولیه به دست می‌آید. سپس این سطوح به وسیله مثلثی‌سازی دیلانی^{۲۴} به صورت هندسی توصیف و از روی آن دیواره محیطی بطنی تعریف و به عنوان طرحواره اولیه مش‌بندی می‌شود. برای منظور فوق سطح داخلی و خارجی قلب از تلفیق نقاط کانتورهای به دست آمده از مرحله تقطیع دیواره به دست می‌آید. از آنجا

²⁴ Delaunay triangulation

²⁵ Endo/Epicardial

²⁶ Non-shrinkage Gaussian filter

²⁷ Refined constrained Delaunay tetrahedralization

قدم ۳ برای تناظریابی یک نقطه مفروض، مطابق الگوریتم پاپادمیتیس^{۳۱} [۱۸]، نقاط کاندید در فریم بعدی تعیین می‌شود،

قدم ۴ همبستگی نرمال بین پنجره $3 \times 3 \times 3$ به مرکز نقطه مفروض و پنجره‌های $3 \times 3 \times 3$ به مرکزیت نقاط کاندید، پس از اعمال ماسک جهت محاسبه می‌شود. بدین ترتیب به شباهت سطوح خاکستری پیکسل‌های روی لبه‌ها نظیر اهمیت بیشتری داده می‌شود،

قدم ۵ در بین نقاط کاندید، نقطه‌ای به عنوان نقطه متناظر انتخاب می‌شود که بیشترین ضریب همبستگی نرمال قدم ۴ را داراست. از تفاضل بردار مکانی این زوج نقطه بردار جابه‌جایی نقطه مفروض B_i تعیین می‌شود،

قدم ۶ بیشینه مقدار ضریب همبستگی نرمال شده به عنوان معیار اعتماد C_i برگزیده می‌شود،

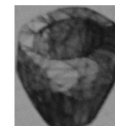
۲-۵- مدل مش فعال

حرکت نقاط دیواره روی تصاویر قلبی متناظر با حرکت سه بعدی عضلات دیواره قلبی‌اند و حرکت آنها باید از خصوصیات حرکتی عضله قلبی برخوردار باشد. بنابراین به منظور مدل کردن و محاسبه میدان حرکتی، دیوار قلبی را محیط پیوسته کشسان و مشابه بیستوکوت^{۳۱} و همکارانش [۲۰] تراکم ناپذیر نسبی فرض نموده و این نقاط را به یکی از هرم‌های مدل اولیه متعلق می‌دانیم. به این ترتیب با توجه به قوانین حاکم بر مدل‌های مکانیک محیط‌های پیوسته اجازه تغییرشکل به مدل اولیه (قالب محیطی قلبی در حالت دیاستول) داده می‌شود. مدل در تعامل با نیروهای خارجی تصویر تغییرشکل پیدا می‌یابد تا مدل همواره به سوی لبه‌های تصویر برآزش شود. بنابراین مدل مش فعال ترکیبی از دو بخش زیر است:

۱- مدل هندسی ریخت‌شناختی^{۳۲} قلب؛

۲- معادلاتی که رفتار دینامیکی مدل را تحت اثر نیروهای

خارجی بیان می‌کند.



شکل ۳- مدل اولیه دیواره بطن چپ اخذ شده از فاز ED

در شکل ۳، نتایج نهایی اعمال "بخش ایجاد قالب" بر روی یکی از مجموعه تصاویر دیده می‌شود. این طرحواره به وسیله روش RCDT مش‌بندی شده است. برای نمایش بهتر هرم‌های، زوایا با شدت روشنایی مختلف تفکیک شده‌اند.

۲-۴- به دست آوردن اطلاعات جابه‌جایی اولیه، میدان پراکنده

به منظور ردگیری حرکت نقاط روی کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب یا به عبارتی جابه‌جایی و تعیین میدان حرکت این نقاط، روش تطبیق بلوکی وزن‌دار با جهت جستجوی انتخابی پیشنهاد شده است. همبستگی نرمال شده نقاط روی لبه سطوح داخلی و خارجی قلب با نقاط مشابه در فریم‌های بعدیشان بر اساس گرادیان این نقاط وزن‌دهی می‌شود. به منظور سرعت بخشیدن جستجو به صورت انتخابی و فقط شامل محاسبه همبستگی نقطه‌ای است، که بخت و اقبال نظیر شدن با نقاط فریم قبلی را دارند. از آنجا که به منظور برآزش مدل به دادگان تصویری نیاز به ردگیری تعداد کمی از نقاط کانتورها است، یک چهارم نقاط مذکور ردگیری می‌شوند. این روش را می‌توان طی مراحل ذیل بر روی ۲ فریم تصویر سه‌بعدی متوالی پیشنهاد و پیاده‌سازی کرد:

قدم ۱ گرادیان سه‌بعدی نقاط به وسیله عملگر سوبول^{۳۸} سه‌بعدی محاسبه می‌شود،

قدم ۲ فضای سه بعدی اطراف هر نقطه طبق جهت‌های گرادیان به ۱۳ بخش تقسیم می‌شود. برای هر نقطه بر طبق جهت گرادیان به دست آمده از مرحله اول ماسک $3 \times 3 \times 3$ تعریف می‌شود که آن را ماسک جهت^{۳۹} می‌نامیم،

^{۳۸} Sobel Operator
^{۳۲} Topologic

direction mask

rapuoemura

histoquet

تعداد مدل وقتی حاصل می شود که تابع انرژی کلی بیان شده در رابطه (۲) کمینه شود:

$$E = E_e + E_d \quad (2)$$

E_e انرژی کشسانی یا تغییر شکل مدل و E_d انرژی داده وابسته به نیروهای خارجی است. مدل هندسی و ریخت شناختی بطن چپ قلب، طرحواره اولیه محیطی دیواره قلبی در فاز ED است که به وسیله عناصر هرمی شکل، مش بندی شده است. بدین ترتیب با داشتن بردارهای جابه جایی اولیه پراکنده B_i و معیارهای اعتماد C_i از مرحله قبل همراه با مدل، مطابق روند زیرمشها تغییر شکل می یابند و به اطلاعات تصویر برازش می شوند. سپس بردارهای مترامم مربوط به نقاط مختلف روی دیواره و داخل آن از روی مدل برازش شده محاسبه می گردد. بدین ترتیب مکان تمام نقاط متناظر لبه های کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب قابل محاسبه خواهد بود.

با استفاده از قوانین حاکم بر مدل های مکانیک محیط های پیوسته [۳۱] انرژی کرنش طرحواره E_e از رابطه (۳) به دست می آید.

$$E_e = \frac{1}{2} U^T K U \quad (3)$$

$$U = [\dots dx_i \dots \dots dy_i \dots \dots dz_i \dots], \quad i = 1, 2, \dots, M$$

که در آن U بردار تغییر شکل اولیه، M تعداد رئوس و K نیز ماتریس سختیگی^{۳۳} است. ماتریس سختیگی از ترکیب ماتریس های سختیگی اولیه مربوط به عناصر چهار وجهی تشکیل دهنده مدل به وجود می آید [۳۲]. ماتریس سختیگی هر عنصر به وسیله رابطه (۴) به دست می آید:

$$K = \sum_{e \in \mathcal{E}} K_e, \quad (4)$$

$$K_e = V_e B_e^T D B_e, \quad e = 1 \dots M$$

K_e ماتریس سختیگی عنصر هرمی e ام، V_e حجم عنصر هرمی e ام است. B_e ماتریس 6×12 است که اعضاء آن به وسیله رئوس محورهای چهار وجهی e ام تعریف می شود. D ماتریس 6×12 نیز به وسیله خواص مکانیکی فرضی برای

مدل تعریف و مطابق با رابطه (۵) محاسبه می شود.

$$D = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_p} & \frac{-\nu_p}{E_p} & \frac{-\nu_p}{E_p} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_p}{E_p} & \frac{1}{E_p} & \frac{-\nu_p}{E_p} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_p}{E_p} & \frac{-\nu_p}{E_p} & \frac{1}{E_p} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu_p)}{E_p} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_f} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_f} \end{bmatrix} \quad (5)$$

که در آن E_f سختی فیبر و E_p سختی فیبر عرضی و ν_p, ν_{fp} نسبت های پواسون متناظر آنها و G_f برش مدول عرضی فیبر است $(G_f \approx E_f / (2(1+\nu_{fp})))$. سختی فیبر $3/5$ برابر بزرگ تر از سختی فیبر عرضی در نظر گرفته شده است. راستایی محور بلند قلب به عنوان راستایی فیبرهای عضلانی قلب در نظر گرفته شده است [۱۸]. با انتخاب مقادیر معمول برای یک جسم کشسان تراکم ناپذیر $\nu_p = \nu_{fp} = 0.4$ ، $E_p = 100$ و از آنجا مقادیر E_f, G_f, D محاسبه شده اند. انرژی خارجی برابر با مجموع مربعات مقادیر اندازه بردارهای خطای بین تخمین و اندازه گیری شده با در نظر گرفتن معیار اعتماد برای هر دو نقطه متناظر تعیین شده به وسیله روش انطباق بلوکی است، این مقدار مطابق رابطه (۶) خواهد بود:

$$E_{Data} = \sum_{i=1}^M \lambda_i^2 \|d_i - \delta_i\|^2 \quad (6)$$

که d_i و δ_i به ترتیب تخمین بردار جابه جایی و اندازه گیری شده (بخش ۴-۲) نقطه مفروض (x_i, y_i, z_i) است، این نقاط بر روی سطوح داخلی یا خارجی LV قرار دارد. به دلیل عدم قطعیت در تعیین نقاط متناظر، اهمیت و وزن دمی به اطلاعات استخراج شده به وسیله $\lambda_i^2 = C_i$ تنظیم می شود. C_i شاخص قطعیت تناظریابی و به عبارتی عدم قطعیت بردار جابه جایی اولیه نقطه مفروض (x_i, y_i, z_i) است. بدین ترتیب به خطای ایجاد شده به وسیله بردارهای با قطعیت بیشتر، اهمیت بیشتری داده می شود و در مواردی که نقطه متناظر پیدا نشود یا قطعیت آن کم باشد، این بخش از اهمیت کمتری در تعادل نهایی مدل برخوردار خواهد بود. بردار d_i آئین بردار جابه جایی تخمین زده شده به وسیله درون یابی

^{۳۳} Stiffness matrix

^{۳۴} Left Ventricle

۱-۵-۲- برآزش مدل به دادگان تصویری

مدل اولیه $T = \{V, F\}$ که در آن F مجموعه چهار وجهی V و V مجموعه رئوس آنها است، به تعداد مختصات این رئوس در فضای سه‌بعدی متغیر دارد. این رئوس باید طی زمان به گونه‌ای تغییر کنند که مجموع خطای ردگیری نقاط درون عناصر هرمی متناظرشان و انرژی کرنشی آنها حداقل گردد (رابطه (۲) باید کمینه شود) و شرط حفظ پیوستگی سه‌بعدی این اجزاء نیز حفظ شود. به منظور ساده شدن روابط، جابه‌جایی نقاط به جای مختصات آنها طی زمان به عنوان متغیرهای مدل در نظر گرفته می‌شوند و با داشتن جابه‌جایی این نقاط و مقدار اولیه آنها (گره‌های طرحواره اولیه) مختصات رئوس مدل مش فعال طی زمان به دست می‌آید. اگر بردار جابه‌جایی N تایی رئوس مجموعه V را U بنامیم، به منظور تخمین بردارهای جابه‌جایی رئوس باید U را چنان پیدا کنیم که مجموع انرژی تصویر و کرنش آنها حداقل گردد. با در نظر گرفتن وزن λ_j برای انرژی کرنشی، این مفاهیم به شکل رابطه (۱۰) فرمول‌بندی می‌شوند.

$$\arg \min_p \left\{ \sum_{j=1}^k \lambda_j^2 \|d_j - \delta_j\|^2 + \lambda_G U^T K U \right\} \quad (10)$$

با در نظر گرفتن رابطه‌های (۸) و (۹) دیده می‌شود که کمینه کردن رابطه (۱۰) معادل، کمینه کردن رابطه (۱۱) است.

$$\min_p \left\{ \|\lambda A U - \lambda B\|^2 + \lambda_G U^T K U \right\} \quad (11)$$

$$\leftarrow \lambda = [\dots \lambda_j \dots]$$

پس از تعیین U ، با در نظر گرفتن $T = \{V, F\}$ مکان گره‌های عناصر هرمی در یک سیکل کامل قلبی از مجموع بردارهای U به دست آمده و مختصات این گره‌ها تعیین می‌شود. به این ترتیب مدل مش فعال به دادگان تصویری برآزش می‌شود.

۶-۲- تجزیه و تحلیل متغیرهای کلی بطن چپ

به‌طور عملی و کاربردی، یکی از شاخص‌های ارزیابی عملکرد قلب تغییرات حجم بطن چپ و جرم آن طی زمان و کسر برون‌ده^{۳۵} بطنی است. طبق روش پیشنهادی، در خروجی مدل، توصیف هندسی دیواره و سطوح داخلی و خارجی آن

خطی بر اساس مقادیر بردارهای مکانی رئوس هرمی که نقطه مفروض متعلق به آن است، و مطابق رابطه (۷) محاسبه می‌شود. مطابق شکل ۴ برای یک نقطه مفروض P در چهار وجهی $\Delta P_k P_l P_m P_n$ تابع تغییر شکل $d_i(x, y, z)$ به وسیله رابطه (۷) محاسبه می‌شود.

$$d(x, y, z) = g_k(x, y, z)D_k + g_l(x, y, z)D_l + g_m(x, y, z)D_m + g_n(x, y, z)D_n \quad (7)$$

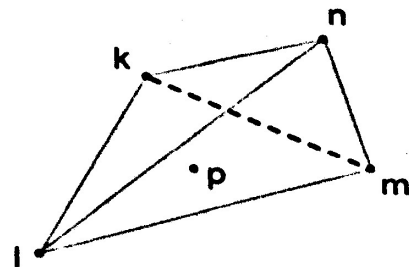
D_i بردار جابه‌جایی راس i ام یا (dx_i, dy_i, dz_i) و $g_i(x, y, z)$ ضریب حجمی برابر با نسبت حجم چهار وجهی تشکیل شده از نقطه P و نقاط دیگر به استثنای i امین نقطه، به هرم اصلی $\Delta P_k P_l P_m P_n$ است. بدین ترتیب بردار حاصل ترکیب بردارهای جابه‌جایی اولیه δ_i مطابق رابطه (۸) خواهد بود.

$$B = [\delta_k \ \delta_l \ \delta_m \ \delta_n]^T, \quad \delta_i = (\delta x_i, \delta y_i, \delta z_i) \quad i = 1, \dots, M \quad (8)$$

و برای بردار B می‌توان بردار تخمینی \hat{B} را مطابق رابطه (۹) در نظر گرفت.

$$\hat{B} = AU$$

$$A = \begin{pmatrix} Q & 0 & 0 \\ 0 & Q & 0 \\ 0 & 0 & Q \end{pmatrix}_{3 \times 3 \times M} \quad Q_j = \begin{cases} g_j(x_i, y_i, z_i), j = \{k, l, m, n\} \\ (\hat{x}_i, \hat{y}_i, \hat{z}_i) \in \Delta P_k P_l P_m P_n \\ 0 \end{cases} \quad (9)$$



شکل ۴- نقطه فرضی P درون هرم به منظور استفاده در رابطه ۷ (درون‌یابی خطی)

³⁵ Ejection fraction

نقطه مطابق رابطه (۹) طی یک سیکل قلبی مشخص است. از جمع طول (اندازه) این بردارها طول مسیر محاسبه می‌شود. کرنش، کمیتی بدون بعد است و درصد تغییر طول نقاط مختلف یک جسم پیوسته را طی تغییرشکل بیان می‌کند. نگاشت کرنش لاکرانژی^{۳۸} به وسیله توصیف LV تغییرشکل بطن چپ از فریم مرجع لاکرانژی مدل تولید می‌شود. با فرض کوچک بودن عناصر هرمی، مقدار کمیت محلی کرنش را در یک چهاروجهی با تقریب مناسب می‌توان ثابت فرض کرد. بنابراین مقادیر این کمیت‌ها را برای مرکز ثقل هر چهار وجهی محاسبه می‌کنیم. تغییرشکل اجزاء کوچک در راستاهای محورهای سه‌گانه اصلی نسبت به فریم مرجع محاسبه می‌شود. فریم ED به‌عنوان فریم مرجع اختیار شده است. اگر در فریم مرجع لاکرانژی، نگاشت $X \rightarrow \Gamma(X)$ را به x جابه‌جا کند، آنگاه E یا تانسور کرنش مطابق رابطه (۱۳) بیان می‌شود.

$$E = \frac{1}{2}(C - I) \quad (۱۳)$$

$$C = F^T F, \quad F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad i, j = \{1, 2, 3\}$$

که در آن C تانسور تغییرشکل کوشی گرین^{۳۹} و I ماتریس واحد F تانسور گرادیان است. کرنش محاسبه شده در دستگاه مختصات دکارتی کلی است. اما معمولاً کرنش میوکارد مطابق با هندسه بطنی در سه راستای شعاعی، جانبی و طولی بطنی LV محاسبه می‌شود. به منظور محاسبه مقدار کرنش نرمال از رابطه $EM^T EM$ استفاده می‌شود که در آن ماتریس M از بردارهای واحد متعامد شعاعی، جانبی و طولی تشکیل می‌شود. با توجه به مرکز ثقل هر برش و نقطه مفروض که در آن می‌خواهیم مقدار کرنش نرمال را محاسبه کنیم، بردار واحد شعاعی و بردارهای متعامد آن تعیین می‌شود.

۸-۲- نمایش نتایج

از برارزش مدل پیشنهادی به دادگان تصویری، توالی از مجموعه $T = \{V, F\}$ به دست می‌آید (بخش ۵-۲). با مجموعه‌ای از چهار وجهی‌هایی که دارای هندسه و ریخت‌شناسی مشخصی در فضای سه‌بعدی‌اند، دیواره LV در هر فریم از این توالی توصیف می‌شود. از طرفی کمیت‌های محلی دینامیک دیواره به‌وسیله مدل قابل محاسبه است.

به‌وسیله چهار وجهی و سه ضلعی برای تمام فریم‌ها به دست می‌آید. بنابراین دیواره بطنی و حفره آن به وسیله این عناصر هرمی توصیف می‌شوند. به‌طور ساده مجموع حجم این چهار وجهی‌ها مطابق رابطه (۱۲) قابل محاسبه است:

$$LVV = \sum_{i=1}^{M1} V_{tet}^i \quad LVM = \sum_{i=1}^{M2} V_{tet}^i$$

$$V_{tet}^i = \frac{1}{6} |Tet^i| \quad (۱۲)$$

$$Tet^i = \begin{bmatrix} n_x^i & n_y^i & n_z^i & 1 \\ m_x^i & m_y^i & m_z^i & 1 \\ k_x^i & k_y^i & k_z^i & 1 \\ l_x^i & l_y^i & l_z^i & 1 \end{bmatrix}$$

V_{tet}^i حجم عنصر هرمی i ام و Tet^i ماتریس این هرم است که براساس مختصات رئوس هرم (مطابق شکل ۴) محاسبه می‌شود.

۷-۲- تخمین طول مسیر^{۳۶} و کرنش

تغییرات در متغیرهای حرکتی دینامیک قلبی مانند کرنش و طول مسیر طی شده به وسیله یک نقطه مفروض، بین نواحی سالم و آسیب دیده قلب به‌صورت معناداری متفاوت‌اند و از شاخص‌های عملکردی بطن چپ به‌شمار می‌روند. تغییرات این متغیرها می‌تواند به منظور تشخیص محل و وسعت ناحیه آسیب دیده میوکارد مورد استفاده قرار گیرد. این واقعیت به وسیله روش رنگ آمیزی کلرید تریفنیل ترازولین^{۳۷} بافت قلبی پس از مرگ تأیید شده است [۸]. طول مسیر هر نقطه از میوکارد، از مجموع طول بردار جابه‌جایی آن نقطه در یک سیکل قلبی به دست می‌آید و شاخصی است که میزان تحرک آن نقطه را نشان می‌دهد. به منظور تخمین بردارهای جابه‌جایی یک نقطه مفروض، روی دیواره یا درون میوکارد، در طی سیکل قلبی از معادله (۹) استفاده می‌کنیم. با توجه به اینکه تغییرشکل چهار وجهی‌های طرحواره به وسیله مدل کاملاً مشخص است و طبق تعریف طرحواره، هر نقطه مفروض روی دیواره یا درون آن به یکی از این عناصر چهار وجهی متعلق است، بنابراین تمام بردارهای جابه‌جایی این

^{۳۶} Path-length

^{۳۷} Triphenyl-Tetrazolium chloride

^{۳۸} Lagrangian strain maps

^{۳۹} Cauchy-Green

محاسبه می‌شود. برای ۲ مجموعه توالی مصنوعی تولید شده، بردارهای جابه‌جایی و طول مسیر به دست آمده از مدل تحلیلی شبیه‌ساز تصاویر قلبی با مقادیر تخمینی به وسیله الگوریتم پیشنهادی طی سیکل مقایسه شدند.

۱-۳- تصاویر مصنوعی تشدید مغناطیسی قلب

به منظور تولید توالی تصاویر مصنوعی تشدید مغناطیسی قلبی گرادیان اسپین اکو^{۴۶} از یک شبیه‌ساز محاسباتی استفاده شد. شبیه‌ساز از تلفیق یک مدل متغییری حرکت بطن مطابق مدل پیشنهادی [۳۲، ۳۳] و یک پوسته ناقص بیضی‌گون مطابق رابطه (۱۵) تشکیل شده است. این پوسته شکل هندسی بطن چپ را شبیه‌سازی می‌کند. نقاط این پوسته، طبق مدل سینماتیک بطن چپ [۳۲] در فضا جابه‌جا می‌شوند. مدل مذکور سیکل قلبی را در ۶۰ فاز بیان می‌کند. توالی تصاویر قلبی گرادیان اکو از تلاقی پوسته با صفحات موازی عمود بر محور اصلی بیضی‌گون شبیه‌سازی شد. سطوح خاکستری تصویر به‌ازای هر نقطه مشترک بین صفحه و پوسته را برابر ۱۰۰ (تیره) و بقیه نقاط تصویر را ۲۵۰ (روشن) قرار دادیم. سپس این سطوح با اغتشاش مخدوش شدند.

نگاشت معکوس تحلیلی اجازه تناظریابی نقطه به نقطه بین نقاط در هر دو فریم خواسته شده را فراهم می‌کند. بنابراین در حالت سه‌بعدی، حرکت واقعی نقاط از روی مدل تحلیلی کاملاً مشخص است. به طوری که می‌توان نتایج الگوریتم تخمین حرکت را با مقادیر واقعی آن مقایسه کرد. بنابراین، صحت روش پیشنهادی با توالی تصاویر مصنوعی، تخمین زده شد. این تصاویر به‌عنوان درستی زمینه^{۴۷} شناخته شده‌اند. به منظور ارزیابی مقاوم بودن الگوریتم، این تصاویر به‌وسیله اغتشاش با توزیع احتمالی نرمال مخدوش شدند. واریانس اغتشاش بر اساس نرخ سیگنال به اغتشاش تعیین شد. مجموعه توالی تصویری دیگری نیز به روش مشابه تولید شدند. با این تفاوت که متغیرهای مکانیکی اختیاری شده برای نواحی رأس خارجی، تغییر کردند. این تغییرات به شکلی است که عارضه کم‌تحرکی^{۴۸} قلبی را در این نواحی

بنابراین می‌توان نمایش‌های دو یا سه‌بعدی را که تلفیقی از هندسه، آناتومی و شاخص‌های محلی است، به دست آورد. نمایش سه‌بعدی: از چیدمان چهاروجهی‌ها/سه‌ضلعی‌ها در فضای سه‌بعدی می‌توان دیواره قلبی و یا رویه‌های آن را طی سیکل قلبی تولید کرد. بدین ترتیب با نمایش دیواره یا سطوح آن به صورت فیلم^{۴۹} طی یک سیکل کامل قلبی می‌توان تغییرات چهاربعدی LV را بهتر نمایش داد. با فرض کوچک بودن عناصر هرمی مذکور، کمیت‌های محلی دینامیک قلب را در یک چهار وجهی با تقریب خوب می‌توان ثابت فرض کرد، بنابراین می‌توان مقادیر کمیت‌های محلی را در مرکز هر چهار وجهی محاسبه و با استفاده از کد کردن رنگ، این کمیت‌ها را با توجه به موقعیت مکانی‌شان در دیواره نمایش داد.

نمایش دوبعدی: به منظور نمایش دوبعدی می‌توان از توصیف قطبی که امکان نگاشت چندبرشی^{۴۱} اطلاعات آناتومیک و متغیرهای کمی محلی با استفاده از کدینک رنگ را فراهم می‌آورد (نمایش قطبی - چندبرشی^{۴۲})، استفاده کرد. به نمایش کمیت تحرک به این سبک رنگ حرکت (CK)^{۴۳} نیز گفته می‌شود. به دلیل آشنایی متخصصان قلب با نمایش قطبی - چندبرشی، در نمایش پرفیوژن دیواره در روش تصویربرداری تالیپ اسکن^{۴۴}، این شیوه نمایش از اهمیت زیادی برخوردار است. استخراج متراکم کمیت‌های محلی کرنش و طول مسیر به‌وسیله الگوریتم پیشنهادی، امکان نمایش به این روش را فراهم کرده است.

۳- نتایج

به منظور ارزیابی الگوریتم پیشنهادی، از هشت مجموعه توالی تصاویر استفاده شده است. این مجموعه‌ها شامل، ۶ مجموعه توالی تصاویر واقعی، ۵ داوطلب و ۱ بیمار، ۲ مجموعه تصاویر مصنوعی با نرخ سیگنال به اغتشاش^{۴۵} انتخابی است. میدان تغییرشکل بطنی برای هریک از این مجموعه‌ها در یک سیکل کامل قلبی بازسازی شده است. سپس کرنش و طول مسیر از روی میدان‌های اخذ شده

^{۴۰} Cine loop

^{۴۱} Thallium Scan

^{۴۲} Hypokinesis

^{۴۳} Multislice

^{۴۴} Signal to Noise Ratio

^{۴۵} Bulls-eye

^{۴۶} Gradient Spine Echo

^{۴۷} Color kinesis

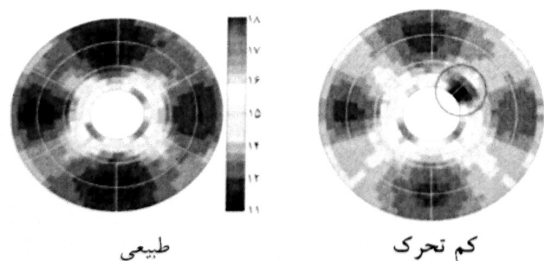
^{۴۸} Ground truth



شکل ۵- نمایش مقادیر تخمین کرنش بر روی دیواره قلبی سه بعدی

شکل ۵ نمایش سه بعدی دیواره قلبی کد شده به وسیله رنگ بر اساس مقدار کرنش در انتهای سیستول است. این اطلاعات از یک مجموعه توالی تصاویر مصنوعی نرمال به دست آمده است.

نمایش طول مسیر نرمال شده میدان حرکت تخمینی دو توالی تصاویر مصنوعی در شکل ۶ به صورت CK دیده می شود. ناحیه کم تحرک به طور کامل به وسیله روش پیشنهادی استخراج شده است و تفاوت معناداری بین مقادیر طول مسیر در نواحی رأس قلب و ناحیه رأس خارجی قدامی و رأس قدامی وجود دارد.



شکل ۶- نگاشت حرکت رنگ CK مقادیر طول مسیر تخمینی نقاط مختلف دیواره بطن چپ برای دو مجموعه توالی مصنوعی دیده می شود. ناحیه کم تحرک به وسیله دایره به منظور مقایسه مشخص شده است.

شبیه سازی می کنند. تحرک در این نواحی ۷۵٪ نواحی نرمال فرض شده و مشخصه پوسته بیضی گون مدل مطابق رابطه (۱۵) است.

$$\begin{aligned} x &= \delta \sinh \lambda \sin \eta \cos \varphi \\ y &= \delta \sinh \lambda \sin \eta \sin \varphi \\ z &= \delta \cosh \lambda \cos \eta \end{aligned} \quad (15)$$

$$\delta = 5, \lambda: 0.4 \text{ to } 0.6$$

$$0 \leq \eta \leq 120 \quad 0 \leq \varphi \leq 360$$

در رابطه (۱۵) فرض شده است، حجم دیواره بطنی ثابت باشد و تقریباً برابر 100 cm^3 و حجم حفره بطن چپ از 60 cm^3 تا 120 cm^3 تغییر می کنند. بیضی گون با 64 صفحه موازی و عمود به محور اصلی با فواصل یکسان تلاقی داده شده اند. حاصل این شبیه سازی 64 تصویر دوبعدی با ابعاد 64×64 برای هر فریم است که مجموعاً 60 فریم با قدرت تفکیک تقریباً $1/1 \text{ mm}$ در سه راستا است. سپس سایز مجموعه تصاویر از $64 \times 64 \times 60 \times 64$ به $64 \times 64 \times 20 \times 12$ کاهش یافت تا شبیه توالی تصاویر قلبی تشدید مغناطیسی استاندارد شود. قدرت تفکیک زمانی این تصاویر 16 ms است. دقت روش پیشنهادی با اعمال آن بر روی این تصاویر مصنوعی تخمین زده می شود. برای این مقصود، جابه جایی نقاط روی تمام کانتورها طی سیکل قلبی از مولد تحلیلی آنها به دست می آید و از طرفی به وسیله روش پیشنهادی تخمین زده می شود. میانگین مربعات خطا به وسیله روابط (۱۶) و (۱۷) محاسبه شده است.

$$MSEF(f) = \frac{1}{NNod} \sqrt{\sum_{i=1}^{NNod} \|U_i^f - \hat{U}_i^f\|^2} \quad (16)$$

$$MSE = \frac{1}{NFram} \sum_{f=1}^{NFram} MSEF(f) \quad (17)$$

که در آن U_i^f بردار جابه جایی تحلیلی گره i ام در فریم f ام و \hat{U}_i^f بردار تخمینی متناظر آن است. "NFram" و "NNod" به ترتیب تعداد فریم ها و گره ها است. $MSE(f)$ مقدار میانگین مربعات خطا در فریم f است. این روند برای توالی تصاویر مصنوعی مخدوش شده با نرخ سیگنال به اغتشاش 0 dB انجام شد.

40 Cine loop

44 Thallium Scan

48 Hypokinesis

41 Multislice

45 Signal to Noise Ratio

42 Bulls-eye

46 Gradient Spine Echo

43 Color kinesis

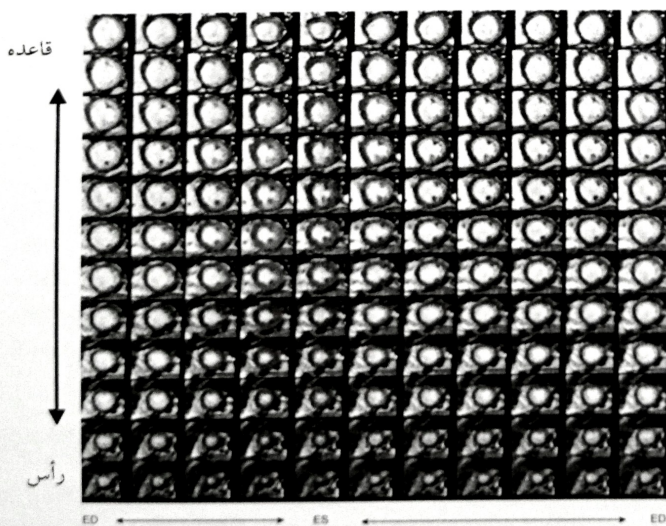
47 Ground truth

جدول ۱- جزئیات مشخصات این مجموعه تصاویر

S.R.	T.R.	Fr	Dist	SI	TE	FOV	Age	
۰/۹۸	۴۵	۲۱	۰/۲۵	۱۲	۱/۴۵	۲۵	۶۵	P1
۰/۹۸	۴۴	۲۲	۱/۵۶	۹	۱/۳۸	۲۵	۶۲	V1
۰/۷۸	۴۳	۱۶	۱/۲۵	۹	۱/۵	۲۰	۵۰	V2
۱/۰۹	۴۲	۱۷	۱/۹۵	۱۰	۱/۴۵	۲۸	۲۴	V3
۰/۹۸	۴۴	۱۹	۱/۵۶	۱۰	۱/۳۸	۲۵	۴۵	V4

در مطالعه اطلاعات ۵ فرد بدون عارضه قلبی و ۱ بیمار مورد استفاده قرار گرفته است. بیمار فردی ۶۷ ساله با ۷۰٪ استونز^{۵۰} در شریان قدامی پایین رونده، تأیید شده به وسیله آنژیوگرافی و کم تحرکی ناحیه بین بطنی تأیید شده به وسیله اکوکاردیوگرافی است. شواهد انفارکتوس میوکارد در ناحیه بین بطنی در الکتروکاردیوگرام آن مشاهده می شود. توالی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی این بیمار در شکل ۸ مشاهده می شود. در این تصاویر، ناحیه‌ای شامل بطن چپ انتخاب شده است و اندازه تصاویر به مقدار ۱۰۹×۸۶ pix کاهش یافته است.

مقایسه متغیرهای کلی عملکردی بطن چپ استخراج شده از الگوریتم پیشنهادی با نتایج به دست آمده از تقطیع دستی به وسیله متخصص در جدول ۲ آمده است.

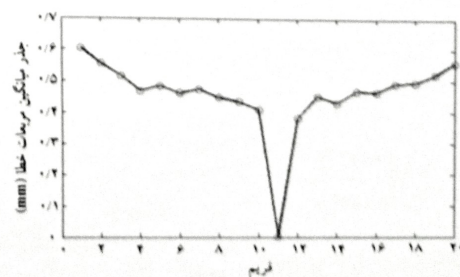


شکل ۸- توالی تصاویر CMRI بیمار

مقادیر جذر مجموع مربعات خطا در هر فریم به دست آمده از اعمال الگوریتم به تصاویر مصنوعی با سطح اغتشاش $0dc$ در شکل ۷ نمایش داده شده است. مقدار میانگین مربعات خطا برای تمام فریم‌ها کمتر از ۰/۱٪ و برابر $0/5mm$ با انحراف معیار استاندارد $0/015$ است. این نتایج مقاوم بودن روش پیشنهادی را به اغتشاش نشان می دهد. در این روش با وجود مش بندی دقیق تر هدف، زمان اجرایی الگوریتم تقریباً نزدیک به ۵۰٪ روش پیشین [۲۶، ۲۵] است. این حقیقت ناشی از توانایی مدل در کاهش گره‌ها و اجزاء اضافی خارج از دیواره قلبی است.

۲-۳- توالی واقعی

نتایج ارزیابی الگوریتم به وسیله شش مجموعه توالی تصاویر واقعی متشکل از ۵ داوطلب نرمال و ۱ بیمار در این بخش ارائه شده است. این تصاویر به وسیله دستگاه MRI ساخت شرکت زیمنس با شدت میدان مغناطیسی $1/5T$ در مرکز MRI اصفهان تهیه شده است. تصاویر محور کوتاه با استفاده از روش توربوگرادیان اسپین اکو^{۴۹} با اعمال متغیرهای زیر به دست آمده است. زمان بازیابی برابر $42-46ms$ ، زمان اکو برابر $1/38-1/45ms$ و زاویه چرخش 55° ، ضخامت برش برابر $5mm$ و قدرت تفکیک برابر حدود $1mm$ اختیار شده است. پروتکل مورد استفاده tf2d20_12SI_shph_12bh و به وسیله این پروتکل اسکن هر برش در یک حبس تنفس امکان پذیر است. کنتراست در این تصاویر تابعی از T_1 و T_2 مستقل از زمان بازیابی T_R است. در جدول ۱ جزئیات مشخصات این مجموعه تصاویر آمده است.



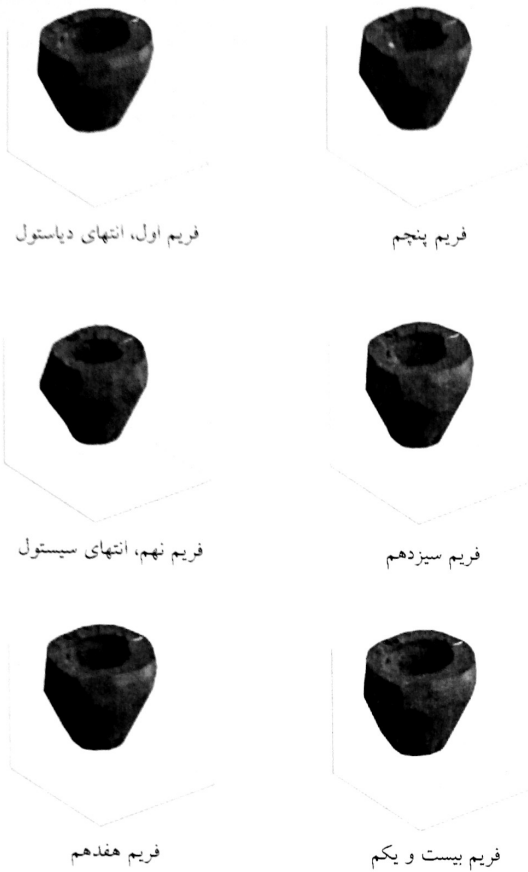
شکل ۷- جذر میانگین مربعات خطا بین میدان‌های حرکتی به دست آمده از الگوریتم و مقادیر تحلیلی آن در فریم‌های مختلف دیده می شود. فریم یازدهم فریم مرجع یا ED است.

49 Turbo Gradient Spine Echo

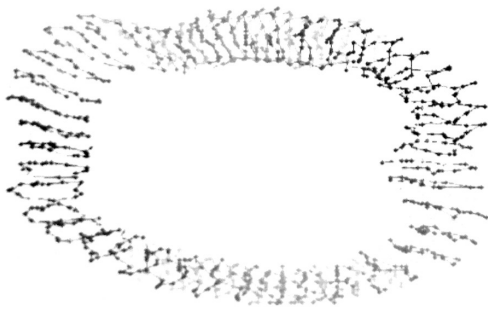
50 Stenosis

جدول ۲- مقایسه مقادیر حجم بطن چپ و دیواره آن همراه با انحراف معیار هنگام مقایسه مقادیر به دست آمده از تقطیع دستی و روش پیشنهادی

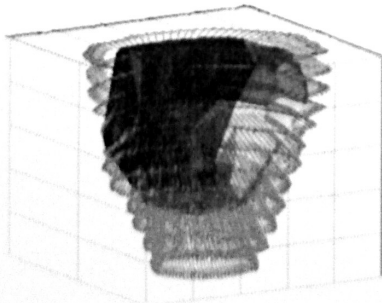
مورد ۱	مورد ۲	مورد ۳	مورد ۴	مورد ۵	مورد ۶	میانگین انحراف معیار ±	
۲/۱	۲/۷	۲/۲	۵/۴	۴/۶	۵/۷	۱/۶۷ ۳/۷۷	حجم بطن چپ
۱/۹	۱/۷	۱/۹	۶/۲	۵/۶	۶/۴	۱/۶۷ ۳/۹۴	انحراف معیار LVV
۵/۵	۲/۲	۷/۰	۴/۵	۶/۲	۶/۱	۱/۷۱ ۵/۲۶	حجم دیواره LVM
۴/۵	۱/۸	۳/۹	۳/۵	۴/۲	۴/۱	۰/۹۸ ۳/۶۸	انحراف معیار LVM
۱۸	۲۵	۲۲	۱۳	۱۷	۱۳	۴/۵۶ ۱۸/۰۷	زمان اجرا



شکل ۹- نتیجه تخمین دیواره به وسیله الگوریتم پیشنهادی در ۶ فاز مختلف از سیکل قلبی



شکل ۱۰- نگاشت دو بعدی مسیرهای تعدادی از نقاط روی سطح داخلی بخش میانی قلب



شکل ۱۱- میدان حرکت سه بعدی قلب استخراج شده

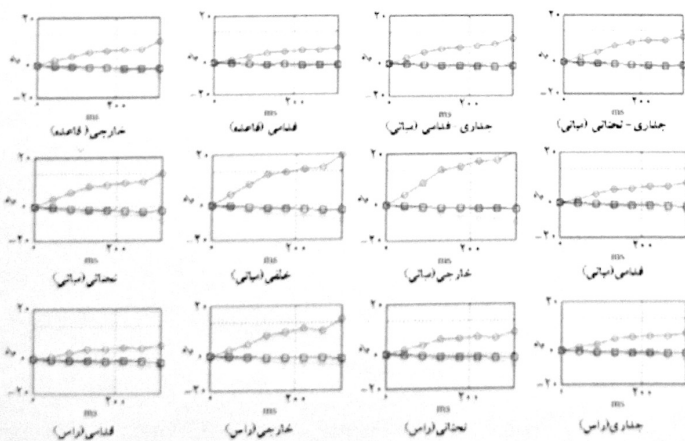
مقادیر قدرالمطلق خطا به مقادیر حجم های متناظر به دست آمده از تقطیع دستی نرمال شده و به مقیاس ۰ تا ۱۰۰٪ تبدیل شده است. در جدول شماره ۲، این نتایج همراه با زمان اجرای الگوریتم ردیابی به ازای یک برش بر حسب ثانیه ارائه شده است. با اعمال روش های نرم افزاری کارآمد و به خصوص انتقال برنامه به محیط ++C، زمان اجرای الگوریتم می تواند کاهش بیشتری داشته باشد. نتایج، سرعت و دقت مناسب روش پیشنهادی را در محاسبه مقادیر تابعی کلی قلب نشان می دهد. برای مجموع ۶ توالی تصاویر CMRI میانگین خطا محاسبه حجم حفره بطن چپ کمتر از $2 \pm 4\%$ است.

شکل ۹ به کمک چیدمان هرم های مدل، تغییر شکل دیواره بطن چپ به دست آمده از الگوریتم مش فعال را نمایش داده است. به همین ترتیب از کنار هم قرار دادن مثلث های رویه های قلبی می توان تجسمی از دیواره را ایجاد کرد و به صورت فیلم نمایش داد. شکل ۱۰ نگاشت دوبعدی خط سیر نقاط مجموعه نقاط یک کانتور میانی قلب را نشان می دهد.



شکل ۱۳- دیوار داخلی بطن چپ در فرد سالم در فاز ES همراه با یک چهار ضلعی محدب بسته روی این سطح و انتقال یافته آن در فاز انتهایی دیاستول

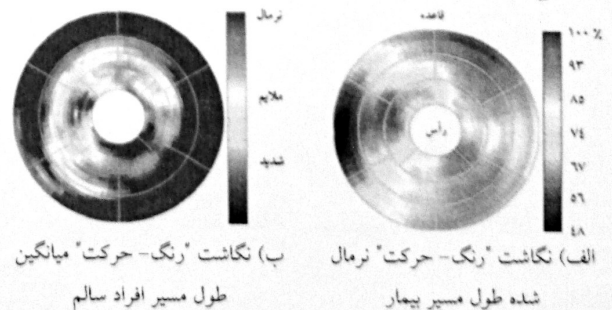
به منظور تجزیه و تحلیل کرنش، بطن چپ در طول به سه قسمت ناحیه رأس، وسط و قاعده تقسیم شده است. نواحی قاعده و وسط بطن به ۶ زیر بخش: قدامی، جداری، قدامی، خارجی، خلفی، تحتانی - جداری و جداری تقسیم می‌شوند. ناحیه رأس به ۴ قسمت جداری، قدامی، خارجی (جانبی) و خلفی تقسیم شده‌اند. میانگین کرنش‌های نرمال شعاعی، محیطی و طولی در بازه انقباض قلبی در شکل ۱۴ آمده است. در تمام سطوح طولی و نواحی قلبی، متوسط دامنه کرنش شعاعی، محیطی و طولی از ED به ES افزایش می‌یابد. در انتهایی دیاستول، مقدار میانگین، کرنش شعاعی و محیطی به ترتیب به مقادیر تقریبی $0/3$ و $-0/15$ می‌رسد.



شکل ۱۴- منحنی میانگین کرنش‌های نرمال شعاعی (دایره قرمز)، محیطی (مثلث سبز) و طولی (مربع آبی) به دست آمده از تصاویر ۵ داوطلب سالم

شکل ۱۱ توانایی تولید میدان حرکتی سه‌بعدی الگوریتم پیشنهادی را نمایش می‌دهد. در این شکل میدان حرکتی سه‌بعدی نمایش داده شده، از تفاضل بردار مکان نقاط میوکارد در فاز ED و نقاط متناظر در فاز ES به دست آمده است. این میدان برای نمایش به‌طور یکنواخت تنک شده است. در شکل ۱۲، CK مربوط به بیمار و میانگین مقادیر آن برای ۵ فرد سالم دیده می‌شود. این نتایج توانایی ردگیری سه‌بعدی الگوریتم را نشان می‌دهد.

نگاشت دوبعدی طول مسیر را همراه با کدگذاری رنگ به کار رفته برای آن، در شکل ۱۲ به صورت نگاشت قطبی چند برشی نشان داده شده است. در شکل ۱۲- الف و ب به ترتیب مقادیر طول مسیر برای یک فرد بیمار و میانگین مقادیر طول مسیر برای ۵ فرد داوطلب سالم نمایش داده شده است. در ناحیه دیواره بین دو بطن، طول مسیر در سطوح میانی ۱۱ تا ۱۵mm برای بیمار و ۱۷ تا ۲۵mm برای داوطلبان سالم و در رأس ۶ تا ۱۰mm برای بیمار و ۱۶ تا ۲۲mm برای داوطلبان سالم است، به طوری که در یک نگاه ناحیه کم‌تحرک دیواره بین ۲ بطن در مقایسه ۲ شکل به صورت بارزی دیده می‌شود. این نتایج با شواهد بالینی بیمار همسان است. شکل ۱۳، دیوار داخلی بطن چپ را در یک فرد سالم در فاز ES همراه با یک ۴ ضلعی محدب بسته روی این سطح نشان می‌دهد. همچنین تغییر شکل این چهاروجهی در فاز انتهایی دیاستول بر اثر اعمال انتقال اخذ شده از تجزیه و تحلیل تصاویر قلبی دیده می‌شود. همان‌طور که دیده می‌شود، چهاروجهی به سمت خارج حرکت کرده (گسترش شعاعی)، کمی پایین آمده (کوتاه شدن طولی) و چرخش و تغییر شکل (پیچش محیطی) دارد.



الف) نگاشت "رنگ- حرکت" نرمال شده طول مسیر بیمار
ب) نگاشت "رنگ- حرکت" میانگین طول مسیر افراد سالم

شکل ۱۲- نگاشت رنگ- حرکت به دست آمده از توالی تصاویر مربوط به بیمار و میانگین داوطلبان سالم

شکل عضله قلب به حالت کشسان می شود؛ به این ترتیب از تغییرات و جابه‌جایی ساده و بی قاعده این عضلات جلوگیری می‌کند.

نوآوری روش ارائه شده در ایجاد مدل اولیه سه بعدی بدون پیش فرض و از روی تصاویر قلبی، برآزش مدل مش فعال به دادگان تصویری با در نظر گرفتن قواعد مکانیک محیط‌های پیوسته و تناظریابی انتخابی مبتنی بر انطباق بلوکی وزن‌دار است. مزایای روش پیشنهادی را می‌توان در موارد ذیل خلاصه کرد: عدم وابستگی به روش تصویربرداری، ردگیری نقطه به نقطه، ظرفیت و توانایی انجام تجزیه و تحلیل تغییر شکل و استخراج شاخص‌های کلی عملکردی قلب، علاوه بر آن سرعت و ردگیری مقاوم دیواره. این روش می‌تواند به منظور استخراج و تجزیه و تحلیل سه بعدی تغییر شکل بطن چپ به کار رود. برای این منظور از تصاویر محور کوتاه بطن چپ (CMRI) استفاده شد. با استفاده از نتایج بازسازی میدان حرکتی به دست آمده از تصاویر ۵ فرد داوطلب سالم، یک بیمار و دو مجموعه تصاویر مصنوعی این توانایی‌ها نشان داده شده است. بین متغیرهای کلی عملکردی قلب به دست آمده از روش پیشنهادی و نتایج به دست آمده از تقطیع دستی دادگان تصویری خطایی کمتر از ۵٪ مشاهده شد. ردگیری و تحلیل کرنش برای ۵ داوطلب سالم انجام شد. نتایج کرنش به دست آمده با مقادیری که قبلاً به وسیله محققان دیگر چاپ شده، مطابقت دارد. همچنین نتایج به دست آمده از این تجزیه و تحلیل برای فرد بیمار با شواهد بالینی بیمار مطابقت داشت.

تحقیقات آینده می‌تواند شامل بررسی و ارتقای این روش با مجموعه دادگان بزرگ‌تر باشد. به منظور به دست آوردن یک روش کامل سه‌بعدی تحلیل حرکت دیواره قلبی، به منظور تقطیع اولیه دیواره از روش سطوح هم‌تراز [۲۶] استفاده می‌شود. همچنین ترکیب روش پیشنهادی جستجوی انتخابی مبتنی بر انطباق بلوکی وزن‌دار با خواص شکلی سبب می‌شود، تخمین بهتری از ردگیری نقاط و میدان اولیه جابه‌جایی فراهم گردد؛ بدین ترتیب به نیروی خارجی دقیق‌تری دست خواهیم یافت.

مقادیر کرنش طولی به طور نسبی کمتر از دو کرنش دیگر است. این مطلب بدین مفهوم است که عضله میوکارد ضخیم‌تر می‌شود، همچنین کوتاه شدن در جهت جانبی و همچنین در جهت طولی اتفاق می‌افتد که این کاهش در جهت طولی کمتر است. به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم، مقادیر کرنش اندازه‌گیری شده به وسیله این روش برای داوطلبان سالم با مقادیر چاپ شده در مراجع [۳۴-۳۷] مقایسه شده است. این نتایج از تصاویر بر چسب خورده و کتراست فاز تشدید مغناطیسی اخذ شده است. مقادیر کرنش شعاعی با مقادیر مطالعات قلبی در همه موارد مطابقت دارد. بجز در مورد کرنش شعاعی ناحیه رأس جداری در رویکردی بر مدل بی-اسپیلاین مقدار کرنش شعاعی به ۲/۰- می‌رسد، در حالی که در رویکرد مدل شکل پذیر کشسان این مقدار به ۳+ می‌رسد. مقدار اخذ شده در رویکرد پیشنهادی ما نزدیک به ۰/۱۰ است. مقادیر نتایج کرنش محیطی و طولی شبیه نتایج به دست آمده [۳۴-۳۷] است. مقادیر میانگین کرنش در این نواحی از مدل پیشنهادی برای پنج مجموعه تصاویر نرمال داوطلب اخذ شده؛ سپس روند میانگین‌گیری روی این نتایج اعمال شد.

۳-۳- تفسیر نتایج

با توجه به شکل ۱۴ (مقدار متوسط کرنش نرمال شعاعی، محیطی و طولی در بازه انقباض قلبی)، مثبت بودن کرنش شعاعی در شانزده ناحیه مذکور در فاز سیستول نشان دهنده افزایش ضخامت عضله بطن چپ و منفی بودن هر دو مقدار کرنش محیطی و طولی بیانگر کوتاه شدن محیطی و طولی عضله در هنگام انقباض است. این نتایج با نتایج به دست آمده از کارهای سایر محققان هماهنگی دارد [۳۴-۳۷].

۴- بحث و نتیجه‌گیری

این مقاله روش جدیدی را برای ردگیری حرکت میوکارد به منظور ارزیابی زنده بودن بافت میوکارد به وسیله بازسازی سه‌بعدی میدان حرکت مبتنی بر مش فعال ارائه کرده است. مدل مش فعال سه‌بعدی با ایجاد تعدیل‌سازی سبب تغییر

۵- سپاسگزاری

این مقاله حاصل همکاری مرکز تصویربرداری MRI اصفهان، و نیز همکاری مشترک دانشگاه صنعتی امیرکبیر و دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. از مراکز یاد شده برای حمایت‌های مادی و معنوی‌شان و همچنین از آقای رضا فارسمدان به دلیل همکاری بی‌دریغشان در انجام این مهم صمیمانه تشکر و سپاسگزاری می‌کنیم.

۶- مراجع

- [15] Bardinet E., Cohen L.D., Ayache N.; Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics. *Medical Image Analysis* 1996; 1 (2) 129-149.
- [16] Shi P., Sinusas A., Constable R.T., Duncan J.; Volumetric deformation analysis using mechanics-based data fusion: Applications in cardiac motion recovery; *Int. J. Comput. Vis.* 1999; 35 (1): 87-107.
- [17] Papademetris X., Sinusas A.J., Dione D.P., Duncan J.S.; Estimation of 3D left ventricular deformation from echocardiography; *Med. Image Anal.* 2001; 5: 17-28.
- [18] Papademetris X., Sinusas A.J., Dione D.P., Constable R.T., Duncan J.S.; Estimation of 3-D left ventricular deformation from medical images using biomechanical models; *IEEE Trans. Med. Imag.* 2002; 21 (7): 786-800.
- [19] Park J., Metaxas D.N., Axel L.; Analysis of left ventricular wall motion based on volumetric deformable models and MRI-SPAMM; *Medical Image Analysis* 1996; 1: 53-71.
- [20] Bistoquet A., Oshinski J., Skrinjar O.; Left ventricular deformation recovery from cine MRI using an incompressible model; *IEEE Trans. Med. Imag.* 2007; 26 (9): 1136-1153.
- [21] Montagnat J., Delingette H., Ayache N.; A review of deformable surfaces: topology, geometry and deformation; *Image Vis. Computing* 2001; 19 (14): 1023-1040.
- [22] McInerney T., Terzopoulos D.; Deformable models in medical image analysis: A survey; *Medical Image Analysis* 1996; 1 (2): 91-108.
- [23] Montagnat J., Delingette H.; 4D deformable models with temporal constraints: application to 4D cardiac image segmentation; *Medical Image Analysis* 2005; 9 (1): 87-100.
- [24] Lautissier J., Legrand L., Lalande A., Walker P., Brunotte F.; Object tracking in medical imaging using a 2D active mesh system, In: *Proc. IEEE 25 Ann. Int. Conf. EMBS; Cancun; 2003: 217-221.*
- [25] Mosayebi P., Abrishami Moghaddam H., Giti M.; A fully 3D active mesh model for motion tracking in cardiac MRI, In: *Proc. MICCAI workshop; 2006: 1131-138.*
- [26] Jamali Dinani F., Mosayebi P., Abrishami-Moghaddam H., Giti M., Kermani S.; A fully 3D system for cardiac wall deformation analysis in MRI data, In: *Proc. FIMH; 2007: 4466 12-21.*
- [27] Kermani S., Moradi M.H., Abrishami-Moghaddam H., Saneei H., Jamali Dinani F.; A new approach for quantification of 3D cardiac wall motion tracking using active mesh, In: *Proc. ICBME; 2008.*
- [28] Kermani S., Moradi M.H., Abrishami-Moghaddam H., Saneei and M. J. Marashi-Shoshtari, 3D Point Wise Tracking of the Left ventricle over Cardiac Image Sequences Using Active Mesh and Physical Models, *Journal of Applied Sciences*, 2008; 8 (24): 4500-4511.
- [29] Heiberg E., Wigström L., Carlsson M., Bolger A.F., Karlsson M.; Multimodality Time resolved three-dimensional segmentation of the left ventricle, In: *Proc. IEEE Computers in Cardiology; Lyon 2005: 599-602.*
- [30] Si H.; On refinement of constrained delaunay tetrahedralizations, In: *Proc. 15th Int. Meshing Roundtable; 2006: 509-528*
- [31] Tirupathi R., Chandrupatla R., Belegundu A.D.; *Introduction to Finite Elements in Engineering; 3rd ed.; Prentice-Hall Inc. 2002.*
- [1] World Health Organization (WHO), http://www.who.int/topics/cardiovascular_diseases/en/
- [2] Duncan J.S., Ayache N.; Medical image analysis: Progress over two decades and the challenges ahead; *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 2000; 22 (1): 85-106.
- [3] Axel L.; Cardiac MRI, In: *Proc. IEEE Int. Symp., Biomed Imaging; Macro to Nano; 2004: 1212-1214.*
- [4] Bogaert J., Dymarkowski S., Taylor A.M., *Clinical Cardiac MRI; Springer 2005.*
- [5] Frangi A., Niessen W., Viergever M.; Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review; *IEEE Trans. Med. Imag.* 2001; 20 (1): 2-25.
- [6] Young A.A., Kraitchman D.L., Dougherty L., Axel L.; Tracking and finite element analysis of stripe deformation in magnetic resonance tagging; *IEEE Trans. Med. Imag.* 1995; 14 (3): 413-421.
- [7] McEachen J.C., Duncan J.S.; Shape-based tracking of left ventricular wall motion; *IEEE Trans. Med. Imag.* 1997; 16 (3): 270-283.
- [8] Shi P., Sinusas A.J., Constable R.T., Duncan J.; Volumetric deformation analysis using mechanics-based data fusion: Applications in cardiac motion recovery; *Int. J. Comput. Vis.* 1999; 35 (1): 87-107.
- [9] Benayoun S., Ayache N.; Dense non-rigid motion estimation in sequences of medical images using differential constraints; *Int. J. Comput. Vis.* 1998; 26 (1): 25-40.
- [10] Pham Q.C., Vincent F., Clarysse P., Croisille P., Magnin I.E.A.; FEM-based deformable model for the 3D segmentation and tracking of the heart in cardiac MRI, In: *Proc. IEEE 2nd Int. Symp. Image and Signal Processing and Analysis; 2001: 250-254.*
- [11] Huang J., Abendschein D., Davila-Roman V.G., Amini A.A.; Spatio-temporal tracking of myocardial deformations with a 4-D B-spline model from tagged MRI; *IEEE Trans. Med. Imag.* 1999; 18 (10) 957-972.
- [12] Denney TS, Prince JL; Reconstruction of 3-D left ventricular motion from planar tagged cardiac MR images: An estimation theoretic approach; *IEEE Trans. Med. Imag.* 1995; 14 (4): 625-635.
- [13] Lötjönen J., Kivistö S., Koikkalainen J., Smutek D., Lauerma K.; Statistical shape model of atria, ventricles and epicardium from short- and long-axis MR images; *Medical Image Analysis* 2004; 8 371-386.
- [14] Rueckert D., Frangi A., Schnabel J.; Automatic construction of 3-D statistical deformation models of the brain using nonrigid registration; *IEEE Trans. Med. Imag.* 2003; 22 (8): 1014-1025.

- [35] Amini A., Prince J.L.; Measurement of Cardiac Deformations from MRI. Physical and Mathematical Models, Eds Dordrecht; Kluwer Academic 2001.
- [36] Moore C C , Lugo-Olivieri C.H., McVeigh E.R., Zerhouni E.A.; Three-dimensional systolic strain patterns in the normal human left ventricle: characterization with tagged MR imaging, Radiology 2000; 21 (4): 453-466
- [37] Cho Jinsoo, Benkeser Paul J, Elastically deformable model based motion tracking of Left ventricle, In Proc. 26th Ann Int. Conf IEEE, EMBS, San Francisco; 2004; 1 (3): 1925- 1928.
- [32] Arts T , Hunter W., Douglas A , Muyltjens A , Reneman R., Description of the deformation of the left ventricle by a kinematic model, J Biomech 1992; 25 (10): 1119-1127
- [33] Waks E., Prince J.L., Douglas A.; Cardiac motion simulator for tagged MRI, In Proc Mathematical Methods in Biomedical Imaging Analysis, San Francisco; 1996 182-191
- [34] Tustison N.J., Dávila-Román V.G., Amini A.A , Myocardial kinematics from tagged MRI based on a 4-D B-spline model, IEEE Trans on Biomedical Engineering 2003; 50 (8): 1038-1040