

## Tracking of Cardiac Wall Motion using Nonrigid Registration of Echocardiographic Images

P. Masaeli<sup>1</sup>, H. Behnam<sup>2\*</sup>, Z. Alizadeh Sani<sup>3</sup>, A. Shalbah<sup>4</sup>

<sup>1</sup>M.Sc, Biomedical Engineering Department, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, pedrammasaeli@yahoo.com

<sup>2\*</sup> Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.

<sup>3</sup>Shahid Rajaei Cardiovascular Research Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, d\_zahra\_alizadeh@yahoo.com

<sup>4</sup>Biomedical Engineering Department, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, a\_shbme@yahoo.com

### Abstract

Coronary artery diseases cause more than half of all deaths in the world. Obviously, early identification is an important way to control coronary artery disease that is diagnosed by measurement and scoring general and regional movement of left ventricle of heart (Normal, Hypokinetic and Akinetic). The most common method of imaging the heart using ultrasound is called echocardiography. Using this method accurate view of the heart walls, valves and beginning of main arteries can be obtained. Due to the difficulty for the interpretation of these images, time consumption and errors in manual analysis methods, an automated analysis method is required. In this paper we calculate the displacement field in a cycle of heart motion from two-dimensional echocardiography images. To do this, a frame is usually chosen as the reference frame and then all images in a cycle are mapped to it with a mathematical equation. The main idea is to find a semi-local spatiotemporal parametric model for deformation created in a cardiac cycle with nonrigid registration using B-spline functions; as an optimization problem that effectively corrects differences due to movements by minimizing the difference between current frame and a reference frame. Motion estimation accuracy is measured using the sum of squares differences. We use gradient-descend algorithm and multiresolution method to acquire the coefficients in the motion model. The accuracy of the proposed method is assessed using a synthesis sequence of cardiac cycles produced with the simulation software Field II. This algorithm can be applied for the clinical analysis of regional left ventricle then movement parameters and threshold values for the scoring of each section can be extracted. The algorithm represents significant difference between a part of the normal heart and unhealthy heart that shows potential of clinical applications of the proposed method.

**Key words:** Echocardiography, Field II, B-Spline Functions, Registration, Spatiotemporal model.

\* Corresponding author

Address: Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, P.O.Box: 163- 16765, I.R. Iran.. Postal Code: 1684613114, Tehran, I.R. Iran.

Tel: +98 21 73225629

Fax: +98 21 73225777

E-mail: behnam@iust.ac.ir

## ارزیابی ردیابی حرکات دیواره قلب با استفاده از تطبیق غیرصلب تصاویر

### اکوکاردیوگرافی

پدرام مسائلی<sup>۱</sup>، حمید بهنام<sup>۲</sup>، زهرا علیزاده ثانی<sup>۳</sup>، احمد شالباف<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

pedrammasaeli@yahoo.com

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران.

<sup>۳</sup> استادیار، مرکز آموزشی تحقیقاتی و درمانی شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران d\_zahra\_alizadeh@yahoo.com

<sup>۴</sup> استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران a\_shbme@yahoo.com

#### چکیده

بیماری عروق تغذیه کننده قلب (عروق کرونر) عامل بیش از نیمی از مرگ های ناشی از بیماری های قلبی و عروقی و بزرگترین بیماری کشنده در جهان است. بدیهی است شناسایی اولیه، روشی عالی برای کنترل بیماری این عروق است که با اندازه گیری و امتیازبندی حرکت عمومی و ناحیه ای بطن چپ قلب (عادی، کم حرکت و بی حرکت) تشخیص داده می شود. متداول ترین روش تصویربرداری از قلب به کمک امواج فراصوت است که اکوکاردیوگرافی نامیده می شود. با استفاده از این روش می توان نمایی دقیق را از دیواره های قلبی، دریچه ها و ابتدای سرخرگ های بزرگ بدست آورد. به دلیل دوره آموزشی طولانی برای تفسیر این تصاویر، زمان بر بودن و ایجاد خطا در روش های دستی، نیاز به یک روش تحلیل خودکار بسیار احساس می شود. به منظور دستیابی به این هدف، در این مقاله به محاسبه میدان جابه جایی حرکت قلبی در چرخه ای از تصاویر دوبعدی اکوکاردیوگرافی پرداخته شده است. برای انجام این کار فریمی به عنوان مرجع انتخاب شد و سپس تمام تصاویر در یک چرخه با استفاده از معادله ای ریاضی به آن نگاشته شد و با استفاده از آن میدان جابه جایی حرکت قلبی در چرخه تخمین زده شد. ایده اصلی پیدا کردن مدل پارامتری مکانی-زمانی نیمه محلی برای تغییر شکل ایجاد شده در یک چرخه قلبی با تطبیق غیرصلب با استفاده از توابع بی اسپلاین، به عنوان یک مسأله بهینه سازی است که به طور مؤثر تفاوت ناشی از حرکت را با کمینه کردن تفاوت بین فریم جاری و فریم مرجع، تصحیح می کند. دقت تخمین حرکت با استفاده از فاکتور مجموع مربعات تفاضل اندازه گیری شد. از الگوریتم کاهش دهنده گرادیان شیب دار و روش چنددقتی نیز برای بدست آوردن ضرایب در مدل حرکتی استفاده شد. دقت روش مطرح شده با استفاده از یک توالی شبیه سازی شده چرخه قلبی واقع گرایانه با نرم افزار *Field II* ارزیابی شد. این الگوریتم برای تحلیل ناحیه ای بطن چپ به صورت بالینی به کار برده شد و پارامترهای جابه جایی و مقدار آستانه برای امتیازدهی هر بخش استخراج شد. این الگوریتم تفاوت قابل ملاحظه ای را بین بخشی از قلب سالم و قلب دچار بیماری نشان می دهد که نشان دهنده کاربردهای بالینی روش ارائه شده است.

کلید واژگان: اکوکاردیوگرافی، عروق کرونر، *Field II*، توابع بی اسپلاین، مدل مکانی - زمانی.

\*عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی پزشکی، کد پستی: ۱۶۸۴۶۱۳۱۱۴

تلفن: ۰۲۱-۷۳۲۲۵۶۲۹، دورنگار: ۰۲۱-۷۳۲۲۵۷۷۷، پیام نگار: behnam@iust.ac.ir

## ۱- مقدمه

واقع این روش‌ها سعی می‌کنند که با مدل‌کردن نمایشی آماری از حرکات و شکل‌های ممکن عضلات قلب، بر پیچیدگی‌های ذاتی داده‌های اکوکاردیوگرافی غلبه کنند [۵،۴]. به‌رحال این روش‌ها تنها با تعیین مرزهای قلبی، حرکت قلب را تخمین می‌زنند؛ این امر باعث می‌شود که وقتی حرکتی موازی مرز باشد، نادرست تخمین زده شود. مشکل دیگر این دسته از روش‌ها آن است که مرزها معمولاً در داده‌های اکوکاردیوگرافی به دلیل وجود نویز و ساختار پیچیده قلبی به صورت دقیق مشخص نیستند [۵].

راهکارهای دیگر استفاده از روش‌های شارش نوری برای محاسبه حرکات محلی قلب است [۵]. ایده اصلی در این روش‌ها براساس این فرض است که شدت روشنایی نواحی مختلف تصویر در طول زمان و در فریم‌های متوالی ثابت می‌ماند. با در نظر گرفتن این فرض، حرکت یک ناحیه از تصویر، با جریان پیکسل‌های دارای روشنایی ثابت مشخص شده؛ به صورت بردارهایی نمایش داده می‌شود. در حالی که این فرض همواره برقرار نخواهد بود [۶]؛ به عبارت دیگر، امکان تغییر شدت روشنایی نواحی مختلف تصویر در فریم‌های متوالی وجود دارد و در نظر نگرفتن این واقعیت موجب بروز خطا خواهد شد. این محدودیت باعث می‌شود که حرکات قلب، به خصوص حرکات چرخشی، در هنگام ضربان به خوبی شناسایی نشوند. در واقع، این حرکات می‌توانند باعث وارد یا خارج شدن ناحیه‌ای از قلب در فریم جدید تصویر شوند که در فریم قبلی وجود نداشته است که این امر موجب تغییر شدت روشنایی در آن ناحیه می‌شود [۶]. روش سوم ردیابی حرکات قلبی و تغییر شکل عضلات با استفاده از ردیابی اسپیکل<sup>۶</sup> و روش‌های الاستوگرافی<sup>۷</sup> است. این روش‌ها بر پایه پردازش سیگنال<sup>۸</sup> RF<sup>۸</sup> برای به دست آوردن میزان جابه‌جایی با استفاده از تکنیک‌های همبستگی<sup>۹</sup> و

تصویربرداری به کمک امواج فراصوت از قلب را اکوکاردیوگرافی<sup>۱</sup> می‌نامند. اکوکاردیوگرافی متداولترین روش تصویربرداری از بطن چپ است که به دلایل هزینه کم، رزولوشن زمانی زیاد، غیرتهاجمی بودن و زمان تصویر برداری کوتاه در مقایسه با روش‌های تصویربرداری مانند CMR<sup>۲</sup>، PET<sup>۳</sup> و CT<sup>۴</sup> برتری دارد [۱]. به وسیله این روش می‌توان با استفاده از امواج فراصوت از مقاطع مختلف قلب تصاویر دوبعدی تهیه کرد و نمای دقیقی را از دیواره‌های قلبی، دریچه‌ها و ابتدای سرخرگ‌های بزرگ بدست آورد [۲].

در روش معمول، پزشک پس از گرفتن تصویر اکو به تحلیل آن می‌پردازد و به دنبال مشخصه‌های مورد نظری است که نشان‌دهنده بیماری یا عدم بیماری قلب باشد. به دلیل دوره آموزشی طولانی برای تفسیر این تصاویر، زمان‌بر بودن و ایجاد خطا در روش‌های دستی، نیاز به یک روش تحلیل خودکار بسیار احساس می‌شود. این روش‌ها، تشخیص را کمی، علمی، دقیق، سریع و مستقل از نظر خصوصی افراد می‌کنند [۳].

تخمین حرکت نواحی مختلف قلب راهکاری بزرگ برای کمی کردن قابلیت ارتجاعی و قدرت انقباض عضله قلبی است. نواحی مشخصی که حرکات غیرعادی دارند، نشان‌دهنده وجود بخش‌های دارای ایسکمی<sup>۵</sup> هستند که در نتیجه گردش خون ناکافی در آن بافت ایجاد شده است [۵،۴]. روش‌های مختلفی برای تحلیل توالی‌های اکوکاردیوگرافی دوبعدی پیشنهاد شده است. مشهورترین آنها بخش‌بندی مرزهای قلبی با استفاده از مدل‌های مکانیکی و قابل تغییر شکل است [۴ و ۵]. در این روش‌ها به کمک مدل‌های هندسی و مکانیکی با استفاده از مرزهای فعال یا سطوح، میدان جابه‌جایی استخراج شده و حرکت قلب تحلیل می‌شود. در

<sup>۱</sup>Echocardiography<sup>۴</sup>Computed Tomography<sup>۷</sup>Elastography<sup>۲</sup>Cardiovascular Magnetic Resonance<sup>۵</sup>Ischemia<sup>۸</sup>Radio Frequency<sup>۳</sup>Position Emission Computed Tomography<sup>۶</sup>Speckle<sup>۹</sup>Correlation

## ۲- روش

### ۲-۱- تعریف مسأله

دنباله تصاویر حاصل از اکوکاردیوگرافی  $f(t,x)$  نامیده می‌شود؛ به طوری که  $x=(x_1,x_2) \in I$ ،  $t=0,1,\dots,T-1$  است. در واقع  $f(t,x)$  میزان شدت در زمان  $t$  و در مکان  $x$  است. در اینجا  $I$  مختصات ناحیه مورد علاقه تصویر و  $T$  تعداد فریم‌های چرخه است. هدف، پیدا کردن میدان جابه‌جایی در کل توالی‌های تصویر است. برای نیل به این هدف، تابع تغییر شکلی به نام  $g(t,x)$  تعریف می‌شود؛ به طوری که نشان می‌دهد نقطه‌ای که در مکان  $x$  در لحظه  $t=0$  بوده، در لحظه  $t$  به کجا رفته است. به عبارت دیگر از فریم اول به عنوان مرجع مکانی استفاده می‌شود. در کاربردهای بالینی معمولاً فریم انتهایی دیاستول به عنوان فریم مرجع انتخاب می‌شود. در بحث ما مفهوم تطبیق با کمینه کردن تفاوت در مدل تغییر شکل بیان می‌شود [۱۱،۵].

### ۲-۲- تابع تغییر شکل

در الگوریتم ما،  $f_t$  و  $f_r$  تصاویر  $N$  بعدی گسسته مرجع و متغیر هستند. تصویر متغیر در واقع یک نسخه تغییر شکل یافته هندسی از تصویر مرجع است و برعکس. این قضیه به این معنی است که نقاط با مختصات یکسان  $x$  در تصویر مرجع  $f_r(x)$  و در تصویر متغیر اعوجاج یافته  $f_w(x)=f_t(g(x))$  باید تحت نگاهت مورد نظر، روی یکدیگر قرار گیرند. در اینجا  $g(x)$  تابع تغییر شکل است که باید شناسایی شود؛  $N$  تعداد پیکسل‌های تصویر است و  $f_t^c(g(i))$  نسخه پیوسته تصویر متغیر اعوجاج یافته است [۱۲].

### ۲-۳- درونیابی تصویر

همانگونه که مطرح شد؛ هر نقطه در تصویر متغیر تحت تابع نگاهت، متناظر با نقطه‌ای در تصویر مرجع است. به دلیل این که مختصات صحیح تصویر اول تحت تابع ریاضی امکان

جابه‌جایی فاز<sup>۱۰</sup> استوار اند [۵].

اندازه‌گیری کشش<sup>۱۱</sup> راه مناسب دیگری برای شناسایی قابلیت انقباض نواحی قلب است. اندازه کشش برای محاسبه تغییر شکل نواحی قلبی با استفاده از روش داپلر<sup>۱۲</sup> نشان داده می‌شود [۷،۸]. با این حال تخمین این پارامتر از میان تصاویر داپلر محدودیت وابستگی زاویه‌ای دارد که همه اجزای کشش را تولید نمی‌کند. با استفاده از روش MRI به صورت همزمان همه اجزای آن (شعاعی، طولی و پیرامونی) برای همه بخش‌های قلبی ایجاد می‌شود؛ اما این روش پرهزینه است و به زمانی طولانی برای جمع‌آوری داده‌ها نیاز دارد [۸،۷].

در این مقاله از یک الگوریتم تخمین حرکت پارامتری غیرصلب برای ردیابی تصاویر اکوکاردیوگرافی استفاده می‌کنیم. روش ما عمومی است، در واقع همه فریم‌های یک توالی را با هم در نظر می‌گیرد و سعی می‌کند بهترین میدان حرکتی مکانی-زمانی عمومی را پیدا کند. میدان تغییر شکل با استفاده از مدلی پارامتری بر مبنای توابع پایه بی‌اسپلاین<sup>۱۳</sup> نمایش داده می‌شود. الگوریتم نیازی به بخش بندی اولیه ندارد که در تصاویر فراصوت قلبی به علت SNR<sup>۱۴</sup> پایین کار مشکلی است. مدل پارامتری مکانی-زمانی<sup>۱۵</sup> به همراه شیوه بهینه‌سازی چند دقتی<sup>۱۶</sup> روش مناسبی برای ردیابی شکل حرکت قلب خواهد بود. روش چنددقتی، سرعت و SNR را افزایش می‌دهد [۱۰،۹،۵].

در ادامه و در بخش ۲ روش کار را با جزئیات آن بیان می‌کنیم؛ در بخش ۳ الگوریتم را برای توالی شبیه‌سازی شده از مدل حرکت قلبی واقع‌گرایانه ارزیابی می‌کنیم و در بخش ۴ نتایج کاربرد بالینی تحلیل ناحیه‌ای قلب را در بطن چپ نشان می‌دهیم که در گروهی از افراد سالم و بیمار انجام شده است.

<sup>10</sup>Phase Shift

<sup>14</sup>Signal to Noise Ratio

<sup>11</sup>Strain

<sup>15</sup>SpatioTemporal Parametric Model

<sup>12</sup>Doppler

<sup>16</sup>Multi resolution

<sup>13</sup>B-Spline

$$g(t, x) = x + \sum_{l \in L} \sum_{j \in J} d_{j,l} \varphi_j(x) \psi_L(t) \quad (5)$$

در اینجا شبکه‌ای مستطیلی با ابعاد (تعداد نقاط کنترل) مشخص روی تصویر متغیر قرار می‌گیرد و در طول فرایند تطبیق سعی در دنبال کردن تصویر مرجع و کم کردن خطا دارد [۱۳، ۵]. در آزمایش‌های انجام شده در راستای طولی تصویر ۲۳ نقطه و در راستای عرضی آن نیز ۲۳ نقطه مشخص می‌شود که در مجموع معادل ۵۲۹ نقطه کنترل در تصویر است. توابع پارامتری  $\varphi_j(x)$  توابع اساسی در جهت مکانی تعریف می‌شوند و مسئول همواری مکانی هستند و  $\psi_L(t)$  توابع اساسی زمانی هستند که ارتباط زمانی تغییر شکل را ایجاد می‌کنند [۱۳]. توابع اسپلاین انتخابی خوب برای توابع اساسی مکانی  $\varphi_j(x)$  هستند. از توابع اسپلاین به علت سادگی محاسبات، خواص تقریبی مناسب و همواری ضمنی برای توابع اساسی زمانی  $\psi_L(t)$  استفاده شده است. همچنین این توابع وابستگی بین پارامترها را کم می‌کنند [۱۴]. انتخاب‌های دیگر توابع چندجمله‌ای، توابع هارمونیک، توابع پایه‌ای شعاعی و ویولت هستند. دلیل استفاده نکردن از چندجمله‌ای‌ها این است که هیچ الگوریتم سریعی برای محاسبه آن موجود نیست. در مورد توابع پایه‌ای شعاعی، الگوریتم‌های محاسبه آن‌ها پیچیده نیست؛ ولی در مجموع تعداد پردازش‌های مورد نیاز قابل چشم‌پوشی نیست. از توابع هارمونیک به دلیل ضعف در بسط توابع خطی صرف‌نظر می‌شود. در مقایسه اسپلاین و ویولت<sup>۱۷</sup> نیز اسپلاین بازدهی بهتر دارد و عملیات درونیابی آن ساده‌تر است [۱۵].

$$\varphi_j(x) = \beta^n \left( \frac{x_1}{h} - j_1 \right) \cdot \beta^m \left( \frac{x_1}{h} - j_2 \right) \quad (6)$$

$$j = (j_1, j_2)$$

$$\psi_L(t) = \beta^n (t/s - l)$$

توابع اساسی  $\varphi_j(x)$  بر روی یک شبکه مکانی مستطیلی

یکنواخت قرار داده می‌شوند و  $\psi_L(t)$  بر فاصله‌های زمانی

منظمی قرار داده می‌شوند. پارامترهای مقیاس‌گذاری  $h$  و  $s$

تعداد کل پارامترها و همواری جواب و انعطاف‌پذیری حل

دارد به مختصات غیر صحیح نگاشته شود، تعدادی مختصات صحیح و تعداد زیادی مختصات غیر صحیح به دست خواهد آمد. در نتیجه نیاز است از درونیابی برای ایجاد مختصات صحیح استفاده شود. با استفاده از اسپلاین‌ها تصویر را درونیابی می‌کنیم [۱۲]:

$$f_t^c(x) = \sum b_i \beta_n(x) \quad (1)$$

که در اینجا  $\beta_n$  تانسور اسپلاین از درجه  $n$  است که:

$$X = (x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (2)$$

$$\beta_n(x) = \prod_{k=1}^N \beta_n(x_k) \quad (3)$$

در تمام آزمایش‌ها درجه  $n$  برابر ۳ انتخاب شده است.

## ۲-۴- معیار شباهت

این روش تطبیق به دنبال کمینه کردن معیار  $E$  است.  $E$  به صورت میانگین مقدار متوسط معیار شباهت از کل توالی تصاویر  $E_t$  بدست آمده، تعریف می‌شود [۵]:

$$E = \frac{1}{T} \sum_{t=0}^{T-1} E_t \quad (4)$$

$$E_t = \frac{1}{N_I} \sum_{i \in I} (f(t, g(t, i)) - f(0, i))^2$$

به طوری که  $T$  تعداد کل تصاویر در یک توالی،  $I$

متناسب با ناحیه مورد علاقه و  $N_I$  متناسب با تعداد پیکسل‌ها است. معیار تصویر  $E_t$ ، متوسط مربع تفاوت تصویر تطبیق داده شده نسبت به تصویر مرجع در زمان  $t=0$  است. این معیار به دلیل سادگی، زمان محاسبه سریع و همواری نتیجه شده انتخاب شده است [۵].

معیار  $E$  در حضور نویز غیر وابسته نیز به خوبی جواب می‌دهد. در این روش فریم انتهای دیاستول به عنوان فریم مرجع انتخاب شده است؛ زیرا این فریم به آسانی در توالی تصویر چرخه قبلی با استفاده از موج  $R$  در سیگنال الکتروکاردیوگرافی مشخص می‌شود [۵].

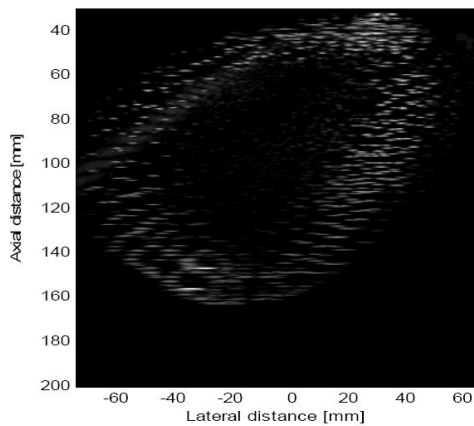
## ۲-۵- مدل مکانی-زمانی

تابع تغییر شکل  $g(t, x)$  با مدل خطی و با پارامترهای  $d, j, i$  بیان می‌شود؛ به طوری که در زمان و مکان مجزا است:

<sup>17</sup>Wavelet

شبیه‌سازی شده و نزدیک به واقعیت است [۱۹، ۱۸]. در این شبیه‌سازی از روشی استفاده می‌شود که سرنگی مالچنکو مطرح کرده است. حرکت سطح قلب با کمک تابع اسپلاین، ضرایب کروی و در زمان بیان شده و سطح قلب بصورت شبکه نمایش داده می‌شود [۲۰]. هدف، شبیه‌سازی قلب و استخراج سیگنال‌های RF حاصل از اکوکاردیوگرافی از آن است به گونه‌ای که در محیط Field II قابل استفاده باشد [۲۰].

در این روش دیواره قلب با لایه‌هایی تو در تو شبیه‌سازی شده است که تعداد این لایه‌ها می‌تواند به دلخواه تنظیم شود. نقاط واقع بر دیواره، متناظر با ذرات پراکنده هستند؛ این امر، در گرفتن تصویر اکوکاردیوگرافی کاربرد دارد [۲۰]. برای رسیدن به حالت واقعی‌تر از میان نقاط واقع بر سطح - که به گونه‌ای منظم بر روی آن واقع شده‌اند - نقاطی به صورت تصادفی انتخاب شده است. در نظر داریم که دیواره بطن چپ ضخیم‌تر است، پس برای نیل به هدف فوق مدل به گونه‌ای ایجاد می‌شود تا در قسمت بطن چپ تعداد ذرات پراکنده واقع شده، بیشتر باشد [۲۱].



شکل (۱) - شبیه‌سازی دیواره قلب با نرم‌افزار Field II

در مدل ارائه شده زمان انقباض ۰/۷۷ ثانیه و ضربان قلب ۷۸ ضربه در دقیقه است. پس از شبیه‌سازی دیواره، حرکت در ۳۱ تصویر به صورت فیلم نمایش داده می‌شود. تعداد تصاویر می‌تواند متغیر باشد؛ تعداد بیشتر متناظر با نمونه‌برداری بیشتر

مسئله را کنترل می‌کنند.  $n$  و  $m$  درجه اسپلاین‌های مورد استفاده است که به طور معمول از توابع بی‌اسپلاین درجه ۲ برای  $\varphi_j(x)$  و از توابع بی‌اسپلاین درجه ۳ برای  $\psi_L(t)$  و  $s=5$  و  $h=32$  استفاده شده است [۵].

## ۲-۶- شبیه‌سازی و چنددقتی

جواب مسئله تطبیق، پیدا کردن میدان تغییر شکل پذیری است؛ به طوری که معیار  $E$  کمینه شود. این جواب با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی چند بعدی - که بر روی ضرایب  $d_{j,l}$  اعمال شده است - بدست می‌آید. اگر از تابع  $E$  نسبت به ضرایب مشتق گرفته شود، آنگاه [۱۶]:

(۷)

$$\frac{\partial E}{\partial d_{j,l,m}} = \frac{1}{N_s T} \sum_{k=0}^{T-1} \sum_{i \in I} 2(f(t, g(k, i)) - f(0, i)) \frac{\partial f(t, x)}{\partial x_m} - \frac{\partial g_m(k, i)}{\partial d_{j,l,m}}$$

با داشتن  $f(t, x)$  و  $g(t, x)$  از معادلات بالا داریم:

$$\frac{\partial g_m(t, x)}{\partial d_{j,l,m}} = \beta^n (t/s - l) \cdot \left( \beta^n (x_1/h - j_1) \cdot \beta^n (x_2/h - j_2) \right) \quad (۸)$$

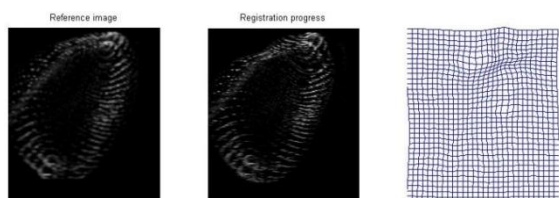
$$\frac{\partial f(t, x)}{\partial x_m} = \sum_{i \in Z^2} b_{i,t} \beta^n(x_m) \beta^n(x_\mu - i_\mu)$$

از روش بهینه‌سازی برای بدست آوردن ضرایب استفاده می‌شود. از روش چنددقتی نیز برای مدل‌سازی حرکت استفاده می‌شود. بدین ترتیب که ابتدا تابع تغییر شکلی  $g(t, x)$  با تعداد پارامترهای کم  $d_{j,l}$  تعریف شده؛ سپس تعداد پارامترها آنقدر افزایش می‌یابد تا بهترین نمایش مدل بدست آید. بعد از همگرا شدن در سطحی مشخص، نتایج به عنوان تخمینی اولیه برای آن سطح مناسب استفاده می‌شوند [۱۷]. در آزمایش‌ها تعداد این سطوح با استفاده از روش سعی و خطا برابر با ۳ قرار داده شده است.

## ۳- آزمایش‌ها با داده‌های شبیه‌سازی شده

چون حرکت واقعی قلب موجود نیست تنها راه برای آزمایش و ارزیابی دقت الگوریتم ارائه شده، استفاده از داده‌های

در مورد داده‌های شبیه‌سازی شده مشاهده می‌کنیم که خطا در مورد همه توالی‌ها، در روش تطبیق فریم بعدی روی فریم قبلی در مقایسه با روش تطبیق همه فریم‌ها روی فریم مرجع کمتر است.



شکل (۳) - تطبیق فریم بعدی روی فریم قبلی در داده‌های شبیه‌سازی شده و تغییرات شبکه حین آن

#### ۴- کاربرد بالینی الگوریتم و نتایج

در این بخش آزمایش‌هایی انجام شده است تا کارایی این الگوریتم بررسی شود. از توالی اکوکاردیوگرافی، فریم مرجع استخراج می‌شود (معمولاً انتهای دیاستول) و فرایند تطبیق با دو روش تطبیق فریم بعدی به قبلی و تطبیق همه فریم‌ها روی فریم اول انجام شده؛ با یکدیگر مقایسه می‌شوند. در هر دو روش فرایند برای همه توالی به صورت پیوسته انجام می‌شود که اصطلاحاً به آن تطبیق گروهی گفته می‌شود. دقت تخمین حرکت با استفاده از معیار مجموع مربعات تفاضل اندازه‌گیری می‌شود.

ابتدا یک فایل اکوکاردیوگرافی را -که به صورت ویدئویی است- در نظر می‌گیریم. با نرم‌افزار مبدل این فایل را به صورت توالی فریم‌های آن درمی‌آوریم. معمولاً فریم انتهای دیاستول را -که متناظر با قله R در سیگنال ECG است- به عنوان فریم مرجع و ابتدای کار در نظر می‌گیریم. در نتیجه یک چرخه قلبی به صورت فاصله از R تا R است و تعداد فریم‌های این چرخه با توجه به آهنگ نمونه‌برداری و ضربان قلب متغیر خواهد بود.

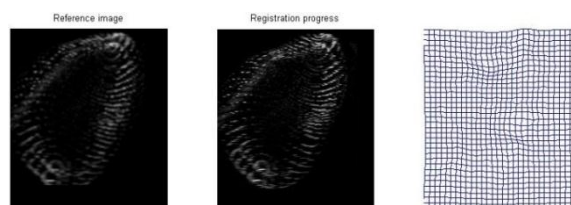
در ادامه چون نیاز است حواشی این تصویر جدا شود و تنها تصویر خود حفره قلب باقی بماند از دستور بریدن در

است. در شکل زیر یک فریم از دیواره قلب با دو لایه نشان داده شده است [۲۱].

در این بخش برای بررسی عملکرد الگوریتم، آنرا روی تصاویر قلب شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار Field-II در دو روش همه فریم‌ها روی فریم مرجع و فریم بعدی روی فریم قبلی آزمایش خواهیم کرد.

#### ۳-۱- تطبیق همه فریم‌ها روی فریم مرجع

در این قسمت همه فریم‌های توالی روی فریم مرجع به صورت مستقیم نگاشته می‌شوند. در شکل (۲) تصویر ۲ فریم دلخواه تطبیق‌یافته روی فریم مرجع و نحوه تغییرات شبکه حین فرایند نشان داده شده است.



شکل (۲) - تطبیق همه فریم‌ها روی فریم اول در داده‌های شبیه‌سازی شده و تغییرات شبکه حین آن

در این روش پس از تطبیق تصاویر، میانگین پارامتر مجموع مربعات تفاضل ۱۷ در الگوریتم بهینه‌سازی در یک چرخه برابر است با:

$$326/36 = \text{مجموع مربعات تفاضل}$$

#### ۳-۲- تطبیق فریم بعدی روی فریم قبلی

در این روش هر فریم توالی با شروع از فریم مرجع روی فریم قبلی خود به صورت مستقیم نگاشته می‌شوند. در شکل‌های (۳) تصویر ۲ فریم دلخواه تطبیق‌یافته روی فریم قبلی با شروع از فریم مرجع و نحوه تغییرات شبکه حین فرایند نشان داده شده است.

در اینجا، میانگین مجموع مربعات تفاضل در الگوریتم بهینه‌سازی در یک چرخه برابر خواهد بود با:

$$280/21 = \text{مجموع مربعات تفاضل}$$

توجه به اندازه بطن چپ، قرار گرفتن این تعداد نقطه کنترل در فرایند تطبیق، منطقی و قابل قبول است.

همانگونه که گفته شد؛ معیار شباهت را، مجموع مربعات تفاضل قرار دادیم.

در این قسمت دو روش بالا برای ۵ توالی مختلف از افراد متفاوت آزمایش می‌شود. افراد a، c و e دارای قلب سالم و افراد b و d دارای قلب بیمار هستند. نتایج مربوط به مقادیر میانگین مجموع مربعات تفاضل در طول یک چرخه قلبی در هر دو روش در جدول (۱) خلاصه شده است.

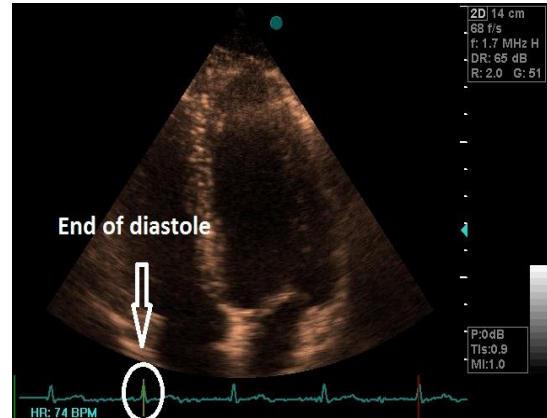
جدول (۱) - میانگین مجموع مربعات تفاضل حاصل از دو روش

تطبیق در توالی اکوکاردیوگرافی ۵ فرد

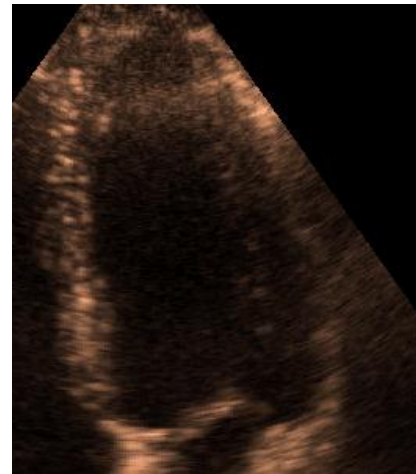
داده‌ها	همه فریم‌ها روی فریم	
	اول	قبلی
A	۲۸۶/۸	۲۵۱/۲
B	۱۹۲/۳	۱۷۶/۶
C	۲۵۶/۶	۲۴۴/۴
D	۱۷۵/۶	۱۶۱/۱
E	۲۶۲/۵	۲۳۴/۸

همانگونه که در جدول ملاحظه می‌کنیم در هر دو روش، میزان خطای مجموع مربعات تفاضل در مورد افراد سالم در مقایسه با افراد بیمار بیشتر است. با توجه به اینکه میزان جابه‌جایی بخش‌های قلب در افراد سالم بیشتر از افراد بیمار است، در نتیجه نقاط مختلف قلب تغییرات مکانی بیشتری در افراد سالم خواهد داشت و میزان خطای مجموع مربعات تفاضل در طول چرخه قلبی بیشتر خواهد بود. همچنین میزان این خطا در مورد همه توالی‌ها، در روش تطبیق فریم بعدی روی فریم قبلی در مقایسه با روش تطبیق همه فریم‌ها روی فریم مرجع کمتر است. در یک چرخه قلبی تغییرات بین دو فریم متوالی ناچیز است و این مقدار کمتر از تغییرات دو فریم غیرمتوالی خواهد بود؛ لذا نتایج حاصل از الگوریتم با انتظارات ما همخوانی خواهد داشت. در کاربردهای بالینی به

الگوریتم خود برای تمام فریم‌های یک چرخه استفاده می‌کنیم. در نتیجه فریم مرجع به صورت شکل (۵) خواهد شد.



شکل (۴) - فریم انتهای دیاستول

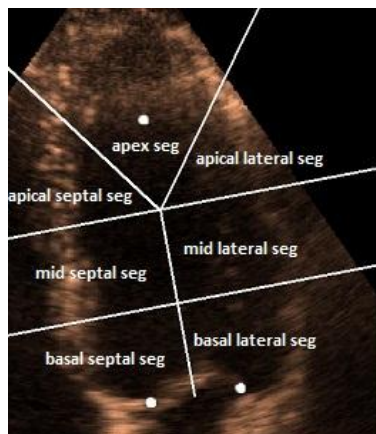


شکل (۵) - تصویر بریده شده فریم مرجع

سپس دو روش تطبیق را در مورد این آزمایش کرده؛ نتایج حاصل را با یکدیگر مقایسه می‌کنیم. برای آزمایش کردن نیاز است تعدادی از پارامترها در ابتدا مقداردهی شود. شبکه‌ای که بر روی تصویر متغیر قرار می‌گیرد متشکل از ۲۳ نقطه کنترل در راستای طولی و ۲۳ نقطه کنترل در راستای عرضی است. در نتیجه در مجموع از  $23 \times 23 = 529$  نقطه برای عمل تطبیق استفاده می‌کنیم. به دلیل اینکه عکس‌های ما به اندازه  $261 \times 301$  پیکسل تبدیل شده‌اند تقریباً در راستای طولی به فاصله هر ۱۱ پیکسل و در راستای عرضی به فاصله هر ۱۳ پیکسل، یک نقطه کنترل قرار داده شده است. این اعداد با استفاده از روش سعی و خطا به دست آمده است و با



طبق استاندارد انجمن قلب آمریکا عضله بطن چپ به ۱۷ قسمت تقسیم شده که از شماره ۱ تا ۱۷ مشخص می‌شود. در نمای ۴ حفره‌ای از بطن چپ فقط تعدادی از این بخش‌ها قابل رؤیت خواهد بود که در جدول (۲) شماره استاندارد هر یک از این بخش‌ها مشخص شده است.



شکل (۷) - تقسیم‌بندی فریم مرجع و نامگذاری نواحی

جدول (۲) - نواحی نمای ۴ حفره‌ای و شماره استاندارد آن‌ها

شماره استاندارد	ناحیه
۱۷	Apex seg (A)
۱۴	Apical Septal seg (AS)
۸ و ۹	Mid Septal seg (MS)
۲ و ۳	Basal septal seg (BS)
۱۶	Apical Lateral seg (AL)
۱۱ و ۱۲	Mid Lateral seg (ML)
۵ و ۶	Basal Lateral seg (BL)

در بخش قبلی ذکر شد که از یک شبکه با تعداد ۵۲۹ نقطه کنترل در فرایند تطبیق استفاده می‌کنیم. ایده‌ای که در این مقاله استفاده شده است آن است که هر یک از این نقاط کنترل در طی فرایند تطبیق در کل چرخه، مسیر مشخصی را می‌کنند یا اصطلاحاً تابع تبدیل منحصر به فردی دارند. از این قضیه که هر نقطه کنترل در طی فریم‌های قلب تغییرات ویژه‌ای دارند برای دسته‌بندی هر نقطه دلخواه تصویر استفاده شده است. برای دسته‌بندی پیکسل‌های دلخواه تصویر از قانون

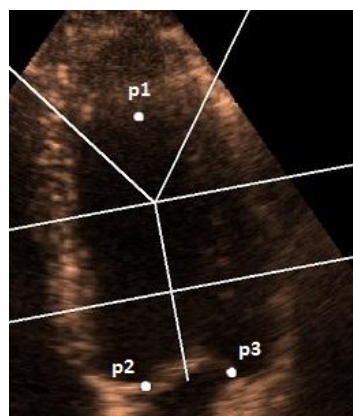
علت خطای کمتر از روش دوم، یعنی تطبیق فریم بعدی روی فریم قبلی، استفاده خواهیم کرد.

#### ۴-۱- تحلیل ناحیه‌ای بطن چپ

##### ۴-۱-۱- جمع‌آوری داده

توالی اکوکاردیوگرافی ۴ حفره‌ای مربوط به ۷ فرد در این قسمت ارزیابی می‌شود. این افراد را با حروف اختصاری b,d,m,n,f,g,s فریم انتهایی دیاستول در هر ۷ نفر به عنوان فریم مرجع استخراج می‌شود. همچنین فرض شده است که پروب و بیمار به هیچ‌وجه حرکت نمی‌کنند (در هنگام تصویربرداری نفس نگه داشته شده است).

بر اساس استاندارد، بطن چپ در فریم مرجع در نمای ۴ حفره‌ای به ۷ ناحیه تقسیم می‌شود. برای این منظور ابتدا فریم مرجع را در نظر می‌گیریم: روی تصویر نقطه p1 را در رأس و نقاط p2 و p3 را در دو طرف درجه میترال مشخص می‌کنیم. بین p2 و p3 خطی فرضی لحاظ کرده؛ از وسط این خط به طرف نقطه p1 خطی رسم می‌کنیم. این خط را به سه قسمت تقسیم کرده؛ از محل تقسیم‌بندی دو خط موازی رسم می‌کنیم. همچنین از نقطه دوم دو خط با زاویه ۶۰ درجه ترسیم می‌کنیم. مشاهده می‌کنیم در اثر این تقسیم‌بندی‌ها، ۷ ناحیه پدید می‌آید.

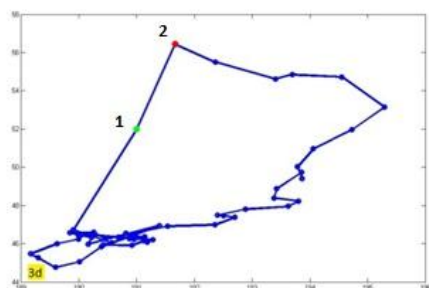


شکل (۶) - تقسیم‌بندی فریم مرجع به ۷ ناحیه

نامگذاری ۷ بخش فوق در شکل (۷) نشان داده شده است. این عمل در مورد فریم مرجع هر ۷ نفر انجام می‌شود.

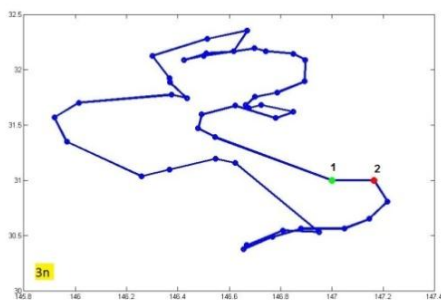
در تمام شکل‌ها محل نقاط دلخواه در فریم مرجع انتهای دیاستول با شماره یک مشخص شده است و نقطه شماره دو مکان همان نقاط را در فریم دوم نمایش می‌دهد. این نقاط کمک می‌کنند که جهت حرکت نقطه مورد نظر را در طول چرخه در تصاویر تشخیص دهیم.

#### ناحیه MS



شکل (۱۰) - ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه MS در چرخه قلبی از

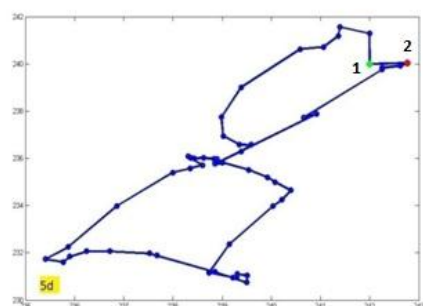
#### فرد سالم d



شکل (۱۱) - ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه MS در چرخه قلبی از

#### فرد بیمار n

#### ناحیه BL

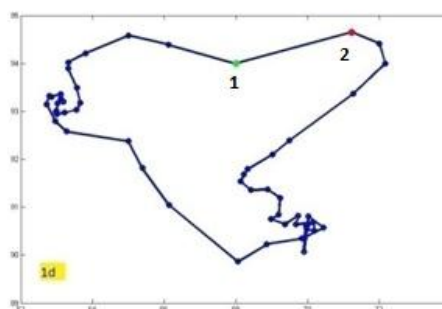


شکل (۱۲) - ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه BL در چرخه قلبی از

#### فرد سالم d

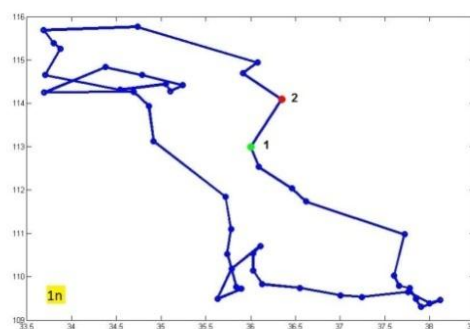
کمترین فاصله نسبت به نقاط کنترل استفاده شده است. به این ترتیب با داشتن هر پیکسل دلخواه  $P$ ، فاصله آن را از همه ۵۲۹ نقطه کنترل محاسبه شده؛ کمترین مقدار آنها را استخراج کرده‌ایم. اگر فرض کنیم کمترین مقدار این فواصل از نقطه کنترل  $C_i$  باشد، به این معنی است که پیکسل  $P$  به نقطه کنترل  $C_i$  نزدیک‌تر است و تغییراتی مشابه  $C_i$  در طول تمام فریم‌های چرخه خواهد داشت. در واقع پیکسل  $P$  به نوعی از تابع تبدیل نقطه کنترل  $C_i$  پیروی می‌کند؛ به این ترتیب تابع تبدیل هر پیکسل دلخواه تصویر بدست آمده است.

#### ناحیه A



شکل (۸) - ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه A در چرخه قلبی از فرد

#### سالم d



شکل (۹) - ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه A در چرخه قلبی از فرد

#### بیمار n

با در نظر گرفتن هر نقطه دلخواه در دیواره بطن در هر یک از ۷ ناحیه، با تناظر بین آن نقطه و نقطه کنترل مربوط به آن می‌توان مسیر حرکتی آن نقطه را رسم کرد. نتایج را در چهار ناحیه از توالی فرد d در شکل‌های زیر مشاهده می‌کنیم.

تصویر، کمترین مقدار مختصات طولی را با  $X1$  و بیشترین مقدار مختصات طولی را با  $X2$  نمایش دهیم،  $XDis$  را به صورت فاصله این دو نقطه از هم بیان می‌کنیم به طوری که داریم:

$$XDis = X2 - X1 \quad (9)$$

به همین ترتیب اگر کمترین مقدار مختصات عرضی را در هر شکل با  $Y1$  و بیشترین مقدار مختصات عرضی را با  $Y2$  نمایش دهیم،  $Ydis$  نیز به صورت فاصله این دو نقطه از هم بیان می‌شود:

$$Ydis = Y2 - Y1 \quad (10)$$

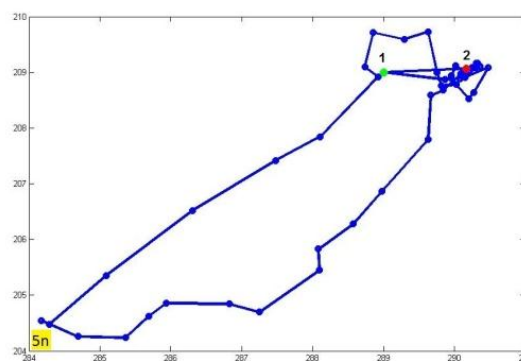
حال اگر بیشترین جابه‌جایی هر نقطه را با  $Dis$  نمایش دهیم، با استفاده از رابطه فیثاغورث خواهیم داشت:

$$Dis = ((XDis)^2 + (YDis)^2)^{1/2} \quad (11)$$

پارامتر جابه‌جایی به دست آمده معیاری را برای امتیازدهی به هر یک از ۷ ناحیه قلب این افراد فراهم می‌کند. حرکات دیواره قلب بر اساس میزان جابه‌جایی به سه دسته عادی، کم‌حرکت و بدون حرکت تقسیم می‌شود.

اگر میزان جابه‌جایی این ۷ نفر را در هر یک از بخش‌های قلب در نمودارهای جداگانه رسم کنیم، با توجه به نحوه قرارگیری نقاط و مقایسه نتایج با نظر پزشک متخصص، می‌توانیم با قراردادن دو مقدار آستانه در هر یک از بخش‌های قلب سه ناحیه عادی، کم‌حرکت و بی‌حرکت را ایجاد کنیم و با این آستانه‌گذاری مناسب در مورد هر یک از ۷ ناحیه، یکی از سه دسته بالا را به هر فرد نسبت دهیم.

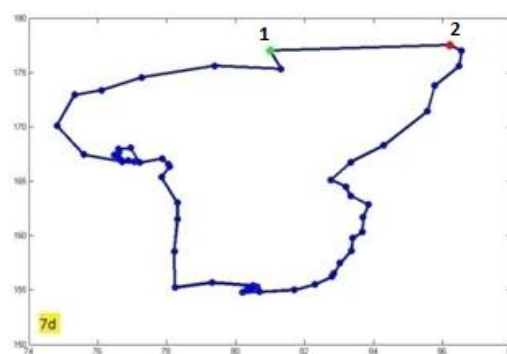
در شکل‌ها و جداول زیر نتایج مربوط به هر ناحیه از هر فرد را مشاهده می‌کنیم. نظر پزشک متخصص با دیدن تصاویر اکوکاردیوگرافی افراد در مورد بخش‌های مختلف قلب آنها در ستون انتهایی هر جدول آورده شده است.



شکل (۱۳)- ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه BL در چرخه قلبی از

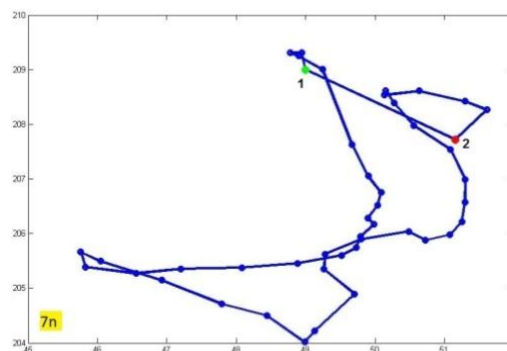
فرد بیمار n

ناحیه AL



شکل (۱۴)- ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه AL در چرخه قلبی از

فرد سالم d



شکل (۱۵)- ردیابی نقطه دلخواه در ناحیه AL در چرخه قلبی از

فرد بیمار n

۴-۱-۲- پارامترهای استخراج شده

ارزیابی ما برای عملکرد قلب بر اساس بیشترین جابه‌جایی نقاط مشخص در تصاویر به دست آمده، است. اگر در هر

## ناحیه A

جدول (۳)- نتایج ناحیه A در افراد مختلف

افراد	X1	X2	XDis	Y1	Y2	YDis	Dis	نظر پزشک
b	۲۸/۹۶۴	۳۴/۷۳۳	۵/۷۶۸	۹۲/۶۹۷	۹۷/۴۹۳	۴/۷۹۵	۷/۵۰۱	بی حرکت
d	۶۲/۷۲۲	۷۲/۱۵۶	۹/۴۳۴	۸۹/۸۷۰	۹۴/۶۵۱	۴/۷۸۱	۱۰/۵۷۷	عادی
m	۵۱/۳۹۸	۶۱/۶۶۲	۱۰/۲۶۴	۸۴/۵۸۸	۹۵/۱۱۷	۱۰/۵۲۸	۱۴/۷۰۴	عادی
n	۳۳/۶۸۵	۳۸/۱۱۹	۴/۴۳۳	۱۰۹/۳۱۰	۱۱۵/۷۷۲	۶/۴۶۲	۷/۸۳۷	بی حرکت
f	۳۲/۳۶۲	۴۰/۶۷۷	۸/۳۱۵	۱۰۱/۹۴۳	۱۱۱/۰۶۵	۹/۱۲۲	۱۲/۳۴۳	عادی
g	۳۲/۹۳۴	۴۶/۷۸۲	۱۳/۸۴۷	۷۱/۴۸۴	۸۱/۰۳۴	۹/۵۴۹	۱۶/۸۲۱	عادی
s	۳۴/۲۴۹	۴۵/۱۲۵	۱۰/۸۷۶	۹۶/۶۰۱	۱۱۴/۶۵۸	۱۸/۰۵۶	۲۱/۰۷۹	عادی

## ناحیه MS

جدول (۴)- نتایج ناحیه MS در افراد مختلف

افراد	X1	X2	XDis	Y1	Y2	YDis	Dis	نظر پزشک
b	۱۵۹/۲۹۷	۱۶۱/۳۲۳	۲/۰۲۶	۳۱/۵۲۶	۳۳/۰۵۰	۱/۵۲۳	۲/۵۳۵	بی حرکت
d	۱۸۹/۱۶۶	۱۹۵/۲۸۷	۶/۱۲۱	۴۴/۷۶۶	۵۶/۴۳۱	۱۱/۶۶۵	۱۳/۱۷۳	عادی
m	۱۲۹/۵۱۹	۱۳۷/۳۸۵	۷/۸۶۵	۵۸/۵۹۹	۶۳/۱۹۰	۴/۵۹۱	۹/۱۰۷	عادی
n	۱۴۵/۹۱۹	۱۴۷/۲۱۵	۱/۲۹۶	۳۰/۳۷۴	۳۲/۳۵۳	۱/۹۷۹	۲/۳۶۶	بی حرکت
f	۱۵۹/۴۳۱	۱۶۴/۴۹۸	۵/۰۶۷	۲۸/۶۵۴	۳۲/۱۸۵	۳/۵۳۱	۶/۱۷۶	کم حرکت
g	۱۵۹/۰۵۴	۱۶۲/۵۴۳	۳/۴۸۹	۲۳/۰۹۸	۳۲/۰۳۷	۸/۹۳۹	۹/۵۹۶	عادی
s	۱۳۸/۴۹۸	۱۴۹/۴۰۷	۱۰/۹۰۸	۴۱/۷۱۱	۴۶/۵۳۴	۴/۸۲۳	۱۱/۹۲۷	عادی

## ناحیه BL

جدول (۵)- نتایج ناحیه BL در افراد مختلف

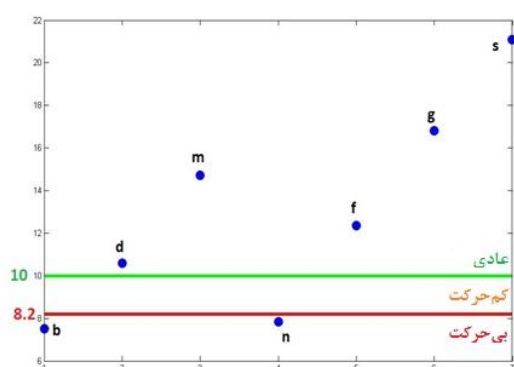
افراد	X1	X2	XDis	Y1	Y2	YDis	Dis	نظر پزشک
b	۲۳۶/۲۷۷	۲۴۳/۹۸۶	۷/۷۰۸	۱۵۵/۹۶۳	۱۶۲/۲۷۰	۶/۳۰۶	۹/۹۵۹	کم حرکت
d	۲۳۵/۴۱۱	۲۴۲/۷۶۳	۷/۳۵۱	۲۳۰/۷۵۳	۲۴۱/۵۵۷	۱۰/۸۰۴	۱۳/۰۶۸	عادی
m	۲۸۱/۸۷۶	۲۸۷/۶۲۰	۵/۷۴۴	۲۲۶/۳۰۵	۲۴۵/۳۹۲	۱۹/۰۸۶	۱۹/۹۳۲	عادی
n	۲۸۴/۱۷۴	۲۹۰/۴۷۷	۶/۳۰۳	۲۰۴/۲۴۱	۲۰۹/۷۳۰	۵/۴۸۸	۸/۳۵۸	بی حرکت
f	۲۶۲/۶۷۸	۲۷۸/۵۴۵	۱۵/۸۶۷	۲۱۵/۰۰۷	۲۲۷/۷۱۵	۱۲/۷۰۷	۲۰/۳۲۸	عادی
g	۲۸۲/۲۲۷	۲۹۷/۷۶۰	۱۵/۵۳۲	۲۲۰/۱۱۴	۲۴۴/۹۵۴	۲۴/۸۴۰	۲۹/۲۹۶	عادی
s	۲۷۱/۰۵۸	۲۹۷/۰۱۰	۲۵/۹۵۱	۲۱۸/۵۴۸	۲۴۱/۰۴۵	۲۲/۴۹۷	۳۴/۳۴۵	عادی

## ناحیه AL

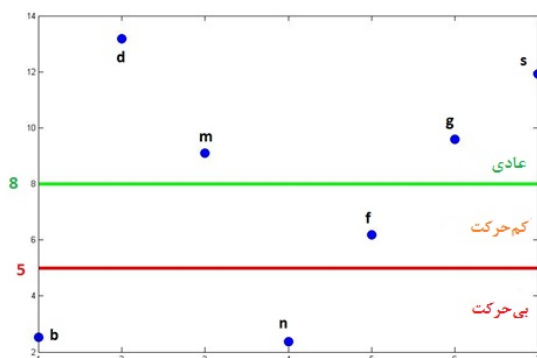
جدول (۶)- نتایج ناحیه AL در افراد مختلف

افراد	X1	X2	XDis	Y1	Y2	YDis	Dis	نظر پزشک
b	۶۲/۳۷۵	۶۹/۳۷۴	۶/۹۹۹	۱۸۶/۲۳۲	۱۹۴/۶۹۳	۸/۴۶۱	۱۰/۹۸۰	بی حرکت
d	۷۴/۸۲۰	۸۶/۵۴۸	۱۱/۷۲۸	۱۵۴/۷۹۳	۱۷۷/۵۱۳	۲۲/۷۲۰	۲۵/۵۶۸	عادی
m	۶۲/۴۵۹	۸۸/۲۳۱	۲۵/۷۷۱	۱۵۸/۹۱۲	۱۷۷/۲۳۵	۱۸/۳۲۳	۳۱/۶۲۱	عادی
n	۴۵/۷۵۱	۵۱/۶۱۳	۵/۸۶۲	۲۰۴/۰۱۸	۲۰۹/۳۱۲	۵/۲۹۴	۷/۸۹۸	بی حرکت
f	۴۹/۴۴۴	۵۶/۶۴۰	۷/۱۹۵	۱۶۱/۹۳۱	۱۷۷/۳۴۹	۱۵/۴۱۸	۱۷/۰۱۵	عادی
g	۳۱/۴۰۳	۴۷/۱۱۵	۱۵/۷۱۱	۱۴۲/۴۲۴	۱۷۸/۰۸۸	۳۵/۶۶۴	۳۸/۹۷۱	عادی
s	۶۶/۹۷۴	۷۷/۶۹۶	۱۰/۷۲۲	۱۸۳/۰۴۳	۲۱۰/۱۹۵	۲۷/۱۵۲	۲۹/۱۹۲	عادی

است. این اعداد با توجه به روش آزمون و خطا در آزمایش‌های انجام شده برای ۷ فرد متفاوت انتخاب شده است.



شکل (۱۶)- آستانه‌گذاری در ناحیه A



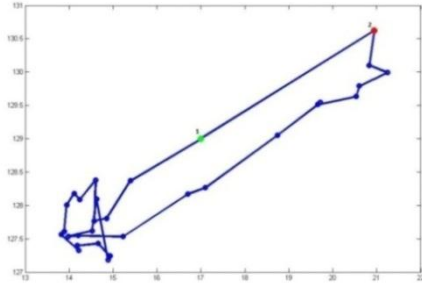
شکل (۱۷)- آستانه‌گذاری در ناحیه MS

نحوه قرارگیری نقاط در نمودار که از طریق الگوریتم تطبیق ایجاد شده‌اند، با مقایسه با نظر پزشک متخصص به‌درستی و از لحاظ شهودی قابل دسته‌بندی به سه دسته فوق هستند. کافی است مقادیر آستانه در هر مورد برای این سه ناحیه از لحاظ کمی مشخص شود. همانگونه که در شکل‌ها دیده می‌شود برای ناحیه A دو مقدار آستانه ۱۰ و ۸/۲ برای سه دسته عادی، کم حرکت و بدون حرکت لحاظ شده است. از آنجایی که مقدار جابه‌جایی پیکسل مربوط به فرد f برابر ۱۲/۳۴۳، و از هر دو مقدار آستانه بیشتر است در این ناحیه وضعیت عادی دارد در حالی که فرد n به علت جابه‌جایی ۷/۸۳۷ پیکسلی - که از هر دو آستانه کمتر می‌باشد- در این ناحیه بدون حرکت است. در ناحیه MS دو آستانه مقادیر ۸ و ۵ را دارند که فرد f به علت جابه‌جایی ۶/۱۷۶ پیکسل، در این ناحیه کم حرکت، و فرد n با جابه‌جایی ۲/۳۶۷ پیکسلی، در این ناحیه بدون حرکت است.

با توجه به مقادیر متفاوت جابه‌جایی در بخش‌های مختلف قلب، سطوح آستانه در هر قسمت در مقدار مشخصی قرار دارد. مثلاً به دلیل جابه‌جایی بیشتر ناحیه A در مقایسه با ناحیه MS، مقادیر آستانه در این ناحیه بزرگتر از بخش MS

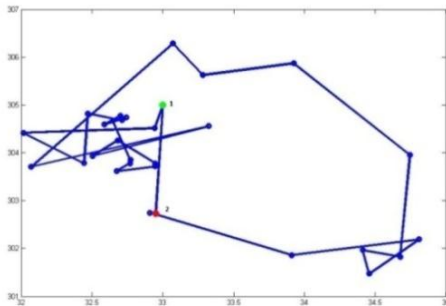
محاسبه کرده؛ با جابه‌جایی آن‌ها در مدل واقعی ارائه شده در Field II مقایسه می‌کنیم و درصد خطای جابه‌جایی را در هر مورد به دست می‌آوریم:

نقطه سوم



شکل (۲۱) - جابه‌جایی سومین نقطه در داده‌های شبیه‌سازی شده

نقطه پنجم



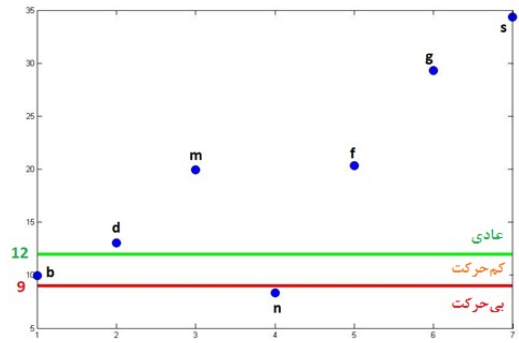
شکل (۲۲) - جابه‌جایی پنجمین نقطه در داده‌های شبیه‌سازی شده

جدول (۷) - جابه‌جایی و درصد خطای محاسبه شده در

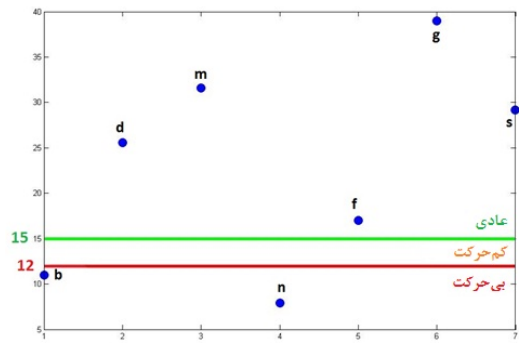
داده‌های شبیه‌سازی شده

درصد خطا	جابه‌جایی واقعی	Dis	YDis	XDis	نقاط
۲۷/۳۴	۱۱/۲۵۶	۸/۱۷۸	۳/۴۳۴	۷/۴۲۲	یک
۳۷/۷۳	۵/۴۵۱	۳/۳۹۴	۲/۷۸۹	۱/۹۳۳	دو
۳۱/۵۱	۸/۱۲۳	۵/۵۶۴	۴/۸۱۳	۲/۷۹۱	سه
۲۲/۹۳	۴۷/۱۱۲	۳۶/۳۰۹	۳۴/۱۷۱	۱۲/۲۷۷	چهار
۱۹/۴۴	۳۱/۳۶۷	۲۵/۲۶۷	۲۲/۰۸۳	۱۲/۲۷۸	پنج

همانگونه که در جدول (۷) مشاهده می‌شود، جابه‌جایی محاسبه شده با الگوریتم تطبیق در ستون Dis قرار گرفته، و



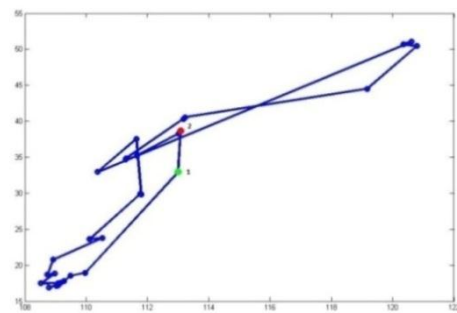
شکل (۱۸) - آستانه‌گذاری در ناحیه BL



شکل (۱۹) - آستانه‌گذاری در ناحیه AL

برای اینکه بتوانیم مقادیر آستانه را در هر بخش به صورت دقیق مشخص کنیم، نیاز است تعداد داده‌ها را افزایش دهیم و توالی اکوکاردیوگرافی افراد بیشتری (حداقل ۵۰ نفر) را با این روش آزمایش کنیم تا بتوانیم مقادیر آستانه را برای افراد دیگر به صورت خودکار انتخاب کنیم.

نقطه اول



شکل (۲۰) - جابه‌جایی اولین نقطه در داده‌های شبیه‌سازی شده

### ۲-۴- میزان جابه‌جایی در داده‌های شبیه‌سازی شده

در این قسمت میزان جابه‌جایی ۵ نقطه دلخواه از توالی شبیه‌سازی شده را پس از عمل تطبیق در طول ۳۱ فریم قلبی

## ۵- بحث

در این مقاله از فیلم‌های اکوکاردیوگرافی استاندارد ی - که کاربر آنها را در بیمارستان از نمای چهار حفره‌ای قلب بیماران اخذ کرده است - استفاده شده است؛ به طوری که در هر یک فرکانس کاری، آهنگ تصویربرداری و سایر پارامترها برای دریافت تصاویر مناسب‌تر و با کیفیت‌تر با دستگاه تنظیم شده است. لذا تشخیص وضعیت بیماری بخش‌های مختلف قلب در این تصاویر توسط پزشک متخصص نیز امکان‌پذیر است؛ لیکن همانگونه که گفته شد به دلیل زمان‌بر و خسته‌کننده بودن روش دستی، از روش خودکار پیشنهادی در مقاله استفاده شده است تا تشخیص کمی، علمی، دقیق و سریع شود. در نتیجه نویزهای ایجاد شده در تصاویر - که ناشی از نویزهای ذاتی فراصوت و نویزهای دستگاه هستند - در حدی است که امکان تشخیص هم برای پزشک و هم برای الگوریتم خودکار وجود داشته باشد. همچنین در هر یک از ۷ بخش قلب بیش از یک نقطه امتحان شده تا نتایج قابل قبول‌تر باشد و در صورت لزوم از روش میانگین‌گیری نقاط برای کاهش اثر نویز استفاده شده است تا کاربرد بالینی بهتری داشته باشد.

مسئله تطبیق به صورت پیدا کردن مدل پارامتری مکانی -

زمانی نیمه محلی برای تغییر شکل ایجاد شده در یک چرخه قلبی با استفاده از توابع اسپلاین مطرح شد. برای انجام این کار فریمی را به عنوان فریم مرجع انتخاب کردیم و سپس تمام تصاویر در یک چرخه را با استفاده از معادله‌ای ریاضی به آن فریم نگاشتیم و با استفاده از آن میدان جابه‌جایی حرکت قلبی را در یک چرخه تخمین زدیم. ایده اصلی را پیدا کردن مدل مکانی - زمانی در تصاویر یک چرخه قلب در نظر گرفتیم که به طور مؤثر تفاوت ناشی از حرکت را با کمینه کردن تفاوت بین فریم جاری و فریم مرجع، تصحیح کند. از روش بهینه‌سازی و روش چنددقتی برای بدست آوردن ضرایب در مدل حرکتی استفاده کردیم.

در مورد هر نقطه درصد خطای جابه‌جایی بین مقادیر واقعی و مقادیر محاسبه شده در ستون آخر آورده شده است. درصد خطا در این نقاط بین ۱۹/۴۴٪ و ۳۷/۷۳٪ قرار دارد. با توجه به اینکه مدل ارائه شده در نرم‌افزار تقریبی است و دیواره قلب تنها با دو لایه برای سادگی محاسبات ریاضی در نظر گرفته شده است و حرکات یک چرخه قلب در مختصات کروی به صورت شبکه در ۳۱ فریم بیان شده؛ مسلماً جابه‌جایی ایجاد شده با مدل متفاوت از جابه‌جایی ایجاد شده با الگوریتم است. در نتیجه داده‌های شبیه‌سازی شده که با این الگوریتم آزموده شده‌اند با داده‌های قلبی واقعی تفاوت خواهند داشت؛ زیرا پیچیدگی‌های ذاتی فراوان حرکت قلب در این قسمت نادیده گرفته شده، و مدل تقریبی با دو لایه ارائه شده است. در نهایت در اینجا صرفاً هدف این است که بررسی شود الگوریتم به کار رفته قابلیت دنبال کردن یک نقطه از تصویر مرجع شبیه‌سازی شده و رسم مسیر حرکتی آن در طول کل یک چرخه (۳۱ فریم) را دارا خواهد بود یا خیر و اینکه آیا می‌تواند مسیری تقریبی را برای حرکت همه نقاط از ۷ بخش با تفاوت‌های حرکتی بخش‌های مختلف قلبی رسم کند یا نه. در نتیجه محدوده خطای ایجاد شده در این بخش تقریباً قابل قبول و بلامانع است.

لیکن در مورد تصاویر واقعی اخذ شده از بیماران، با ردیابی دقیق نقاط، میزان جابه‌جایی بخش‌های مختلف قلب با پارامتر Dis محاسبه می‌شود و با آستانه‌گذاری مناسب برای هر بخش، با مقایسه با نظر پزشک متخصص، میزان عارضه و بیماری بخش‌های مختلف قلب نشان داده می‌شود که ملاکی برای بررسی وضعیت سلامت قلب خواهد بود. این مسئله، قابلیت اعتماد و کاربرد بالینی مناسب الگوریتم را نشان می‌دهد.

کردیم؛ سپس الگوریتم را برای مدل شبیه‌سازی شده قلب واقعی آزمایش کردیم. در اینجا میزان جابه‌جایی ۵ نقطه دلخواه از توالی شبیه‌سازی شده را پس از تطبیق در طول ۳۱ فریم قلبی محاسبه، و با جابه‌جایی آن‌ها در مدل واقعی ارائه شده در Field II مقایسه کردیم و درصد خطای جابه‌جایی را در هر مورد به دست آوردیم. درصد خطا در این نقاط بین ۱۹/۴۴٪ و ۳۷/۷۳٪ قرار گرفت. در انتهای کار برای کاربرد بالینی با استفاده از تصاویر چهارحفره‌ای، میزان حرکت را در بخش‌های مختلف بررسی کردیم و با آستانه‌گذاری، به امتیازدهی این بخش‌ها پرداختیم و نتایج الگوریتم را با نظر پزشک متخصص مقایسه کردیم. با توجه به مقادیر متفاوت جابه‌جایی ۷ قسمت بطن چپ، مقادیر آستانه متفاوتی را در هر قسمت برای بررسی میزان حرکت آن، با آزمایش برای توالی اکوکاردیوگرافی افراد متفاوت با وضعیت مشخص انتخاب کردیم. همچنین مسیر حرکتی هر نقطه دلخواه از دیواره قلب را در یک چرخه قلبی ترسیم کردیم و نتایج را در قالب جداول و نمودارهایی نمایش دادیم به طوری که میزان جابه‌جایی هر ناحیه در آن‌ها مشهود است. نتایج تفاوت قابل ملاحظه‌ای را بین بخش‌های سالم و بخش‌های بیمار نشان دادند.

نتایج نشان دادند که این روش می‌تواند برای ارزیابی حرکت عضله قلبی از داده‌های اکوکاردیوگرافی به کار گرفته شود. به عنوان فعالیت تحقیقاتی در آینده می‌توان روشی را برای تطبیق در تصاویر سه‌بعدی اکوکاردیوگرافی مطرح کرد. همچنین می‌توان آزمایش را برای نماهای دیگر در افراد مختلف نظیر نمای ۲ حفره‌ای، نمای محور بلند و نمای محور کوتاه انجام داد و اطلاع دقیق‌تری از وضعیت عروق با توجه به تمام نواحی قلب به دست آورد.

روش انجام شده به بررسی میزان حرکت دیواره بطن چپ و بیماری‌های آن می‌پردازد. می‌توان مشابه این تحقیق را

الگوریتم مطرح شده روشی است خودکار که با عمل کلیک روی هر نقطه از دیواره قلبی، وضعیت حرکتی آن نقطه (عادی، کم‌حرکت یا بی‌حرکت) مشخص خواهد شد. الگوریتم در بحث تطبیق غیرصلب استفاده شده است که با درجات آزادی زیاد و استفاده از مدل مکانی-زمانی متناسب با حرکات پیچیده قلب عمل می‌کند که نشان‌دهنده برتری آن بر سایر روش‌ها است. برخلاف روش‌های مبتنی بر بخش‌بندی دیواره‌ها، که تعیین مرزهای دقیق قلب در تصاویر به دلیل نویزهای ذاتی فراصوت و ساختار پیچیده قلبی مشکل است و تخمین حرکات نادرست خواهد بود، در اینجا هیچ نیازی به بخش‌بندی اولیه دیواره قلب نیست. برخلاف روش‌های شارش نوری، که در آنها فرض بر این است شدت روشنایی نواحی مختلف تصویر در طول زمان و در فریم‌های متوالی ثابت می‌ماند - که البته این فرض همواره برقرار نخواهد بود- در اینجا امکان تغییر شدت روشنایی نواحی مختلف تصویر در فریم‌های متوالی را لحاظ می‌کنیم که به وسیله آن حرکات قلب در هنگام ضربان به خوبی شناسایی شوند. برخلاف روش‌های دیگر نظیر استفاده از توابع شعاعی و ویولت، در اینجا از توابع اسپلاین استفاده کردیم تا وابستگی بین پارامترها را کاهش دهیم و از محاسبات پیچیده جلوگیری کنیم. همچنین در مقایسه با سایر روش‌های تصویربرداری نظیر MRI و ... هزینه کمتری را متقبل خواهیم شد. در مقایسه با روش‌های دستی در زمان صرفه جویی می‌شود، به گونه‌ای که در مدت حدود ۳۰ ثانیه قادر خواهیم بود در تطبیقی گروهی وضعیت کل چرخه قلبی و جابه‌جایی کلیه نقاط را مشخص کنیم.

آزمایش‌هایی نیز برای بررسی کارایی الگوریتم انجام شد. فریم انتهایی دیاستول را به عنوان فریم مرجع استخراج کردیم و فرایند تطبیق با دو روش تطبیق فریم بعدی به قلبی و تطبیق همه فریم‌ها روی فریم اول انجام دادیم و با یکدیگر مقایسه



- [8] Barcaro U., Moroni D., Salvetti O., Automatic Computation of Left Ventricle Ejection Fraction from Dynamic Ultrasound Imaging; Pattern Recognition and Image Analysis, 2008; 18(2): 351-358.
- [9] Zitova B., Flusser J., Image Registration Methods: A Survey; Image and Vision Computing, 2003; 21: 977-1000.
- [10] Rueckert D., Aljabar P., Nonrigid Registration of Medical Images: Theory, Methods, and Applications; IEEE Singal Processing Magazine, 2010: 1-7.
- [11] Malpica N., Santos A., Zuluaga M.A., Ledesma M.J., Perez E., Fernandez M.G., Desco M., Tracking of Regions of Interest in Myocardial Contrast Echocardiography; Ultrasound in Medical and Biological, 2004; 30(3): 303-309.
- [12] Kybic J., Fast Parametric Elastic Image Registration; IEEE Transactions On Image Processing, 2003; 12(11): 1427-1442.
- [13] Ledesma-Carbayo M.J., Santos A., Kybic J., Mahia-Casado P., Fernandez G., Malpica N., Perez E., Cardiac Motion Analysis From Ultrasound Sequences Using Nonrigid Registration: Validation Against Doppler Tissue Velocity; Ultrasound in Med. & Biol, 2006; 32(4): 483-490.
- [14] Xie Z., Farin G.E., Image Registration Using Hierarchical B-Splines; IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics, 2004; 10(1): 85-94.
- [15] Mahia P., Ledesma-Carbayo M.J., Verdugo V., David E.P., Santos A., Moreno M., Menendez M.D., Fernandez M.A., Radial Versus Longitudinal Myocardial Deformation from Gray-Scale Echocardiography; Ultrasound in Med. & Biol, 2007; 33(11): 1699-1705.
- [16] Rueckert D., Sonoda L.I., Hayes C., Hill D.G., Leach M.O., Hawkes D.J., Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Applications to Breast MR Images; IEEE Transactions On Medical Imaging, 1999; 18(8): 712-721.
- [17] Odobez J.M., Bouthemy P., Robust Multiresolution Estimation of Parametric Motion Models; Visual Communication and Image Representation, 1995: 348-365.
- [18] Jensen J.A., Users guide for the field II program; <http://www.es.oersted.dtu.dk/staffII/jaj/field>, August 17, 2001.
- [19] Jensen J.A., Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems; Medical and Biological Engineering and Communication, 1996; 34: 351-353.

در مورد تصاویر بطن راست انجام داد و در مورد بیماری‌های احتمالی این حفره قلب نیز اظهار نظر کرد. همچنین در الگوریتم پیشنهادی پارامترهای دیگری از قبیل محیط شکل ایجاد شده در ردیابی نقطه دلخواه دیواره قلب در چرخه قلبی و نیز مساحت محصور به آن می‌تواند مبنای محاسبه و طبقه‌بندی افراد قرار گیرد.

فرایند خودکارسازی انتخاب سطح آستانه مناسب در مورد میزان حرکت بخش‌های مختلف قلب می‌تواند به عنوان موضوعی تحقیقاتی در ادامه این پژوهش مطرح شود. برای این کار، نیاز است داده‌های افراد بیشتری (حداقل ۱۰۰ نفر) برای آزمایش در دسترس قرار گیرد تا مقدار هر آستانه به صورت دقیق تعیین شود.

## ۶- مراجع

- [1] [Http://en.wikipedia.org/wiki/Echocardiography](http://en.wikipedia.org/wiki/Echocardiography).
- [2] Noble J.A., Boukerroui D., Ultrasound Image Segmentation: A Survey; IEEE Transactions on Medical Imaging, 2006; 25(8): 987-1010.
- [3] Bosch J.G., Mitchell S.C., Lelieveldt B.F., Nijland F., Sonka M., Reiber J.C., Automatic Segmentation of Echocardiographic Sequences by Active Appearance Motion Models; IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002; 21(11): 1374-1383.
- [4] Carranza N., Cristobal G., Ledesma-Carbayo M.J., Santos A., A New Cardiac Motion Estimation Method Based on a Spatio-Temporal Frequency Approach and Hough Transform; Computers in Cardiology, 2006; 33: 805-808.
- [5] Ledesma-Carbayo M.J., Kybic J., Desco M., Santos A., Sühling M., Hunziker P., Unser M., Spatio-Temporal Nonrigid Registration for Ultrasound Cardiac Motion Estimation; IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005; 24(9): 1113-1126.
- [6] Sühling M., Arigovindan M., Jansen C., Hunziker P., Unser M., Myocardial Motion Analysis From B-Mode Echocardiogram; IEEE Transactions on medical Imaging, 2005; 14(4): 525-536.
- [7] Ledesma-Carbayo M.J., Santos A., Kybic J., Mahia-Casado P., Fernandez G., Malpica N., Perez E., Myocardial Strain Analysis of Echocardiographic Sequences Using Non-Rigid Registration ; Computers in Cardiology, 2004; 27: 313-316.

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیو الکترونیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، دانشکده مهندسی پزشکی، ۱۳۸۷-۱۳۸۶.

[20] Lazarevic Z., 3D Heart Model Obtained from Sonometric Sensors; <http://www.cs.columbia.edu/~laza>, Feb 9, 1997.

[۲۱] رنگرز پ.، بهنام ح.، شبیه‌سازی و استخراج ارتعاشات کوچک دیواره قلب به کمک امواج اولتراسوند؛ پایان‌نامه