

ناحیه‌بندی بطن چپ در تصاویر اکوکاردیوگرافی با استفاده از یادگیری منیفلد و تلفیق میدان برداری جهت‌دار دینامیکی

نجمه مشهدی، حمید بهنام، احمد شالباف و زهرا علیزاده ثانی

بخش‌های مختلف قلب انسان، روش اکوکاردیوگرافی است. این روش به دلیل هزینه کم، قدرت تفکیک زمانی بالا، غیر تهاجمی بودن، سرعت تصویربرداری بالا، بی‌ضرر بودن برای بدن انسان و قابل حمل بودن نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری از قلب ارجحیت دارد [۱].

در بررسی عملکرد قلب، اندازه‌گیری کمی عملکرد بطن چپ که بزرگ‌ترین و قوی‌ترین حفره قلب می‌باشد از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به طور مثال بیماری ایسکمی قلب^۱ منجر به کاهش حرکت و میزان انقباض‌پذیری عضله بطن چپ در چندین ناحیه و یا عملاً در تمام آن می‌شود [۲] و [۳]. بدین دلیل در کاربردهای بالینی، دیواره داخلی بطن چپ قلب در همه فریم‌های یک سیکل قلبی توسط پزشک به طور دستی تعیین می‌شود. بعد از آشکارسازی و ردیابی منحنی مرز دیواره بطن چپ قلب در طول یک سیکل قلبی، ویژگی‌هایی همچون کسر تخلیه، میزان برون‌دهی قلب و تغییرات حجم بطن چپ استخراج می‌شوند [۴] و [۵]. بنابراین تعیین خودکار مرز دیواره بطن چپ و استخراج خودکار ویژگی‌هایی که به تشخیص بیماری‌های قلبی کمک می‌کنند، بسیار حائز اهمیت است. در این تحقیق، روش خودکار جدیدی برای تعیین مرز دیواره بطن چپ در تصاویر اکوکاردیوگرافی ارائه شده که در این الگوریتم، در ابتدا برای تعیین مرز بطن چپ از روش کانتور فعال هندسی بر اساس نیروی خارجی تلفیق میدان برداری جهت‌دار^۲ (DDVFC) که یکی از روش‌های معتبر پردازش تصاویر برای بخش‌بندی تصاویر اکوکاردیوگرافی است [۶] تا [۹]، استفاده شده است. در این روش خودکار جدید، مرز نهایی یک فریم به عنوان مرز اولیه فریم بعدی در نظر گرفته شده و به منظور افزایش دقت تعیین مرز دیواره بطن چپ و همچنین جلوگیری از انحراف مرز، میزان حرکت مجاز مرز ناشی از روش کانتور فعال هندسی با استفاده از ارتباط بین فریم‌ها، متناظر با فریم جاری و فریم قبلی محدود می‌گردد. برای ارزیابی کمی روش پیشنهادی از ۹ توالی تصاویر اکوکاردیوگرافی (۵ داوطلب سالم و ۴ بیمار) استفاده شده است. مرز دیواره بطن چپ به دست آمده با روش پیشنهادی با مرز دیواره به دست آمده توسط پزشک متخصص با تجربه (استاندارد طلایی) مقایسه شده و نتایج به دست آمده حاکی از دقت بالای روش پیشنهادی در تعیین مرز دیواره بطن چپ می‌باشد.

چکیده: بیماری‌های قلبی شایع‌ترین علت مرگ و میر در جهان هستند. بررسی عملکرد بطن چپ که وظیفه خون‌رسانی به تمامی نقاط بدن را دارد، در تشخیص بیماری‌های قلبی بسیار حائز اهمیت است. تعیین و ردیابی خودکار مرزهای دیواره بطن چپ در طول یک سیکل قلبی جهت کمی‌سازی عملکرد دیواره بطن چپ قلبی به جهت تشخیص بیماری‌های مختلف قلبی از جمله بیماری ایسکمی استفاده می‌شود. در این مقاله، روش خودکار جدیدی برای تعیین مرز دیواره بطن چپ در تصاویر اکوکاردیوگرافی یک سیکل قلبی ارائه شده که در این الگوریتم از ترکیب روش‌های کانتور فعال هندسی بر اساس نیروی خارجی تلفیق میدان برداری جهت‌دار و یادگیری منیفلد استفاده شده است. در این روش، ابتدا تصاویر اکوکاردیوگرافی یک سیکل قلبی با استفاده از یکی از پرکاربردترین روش‌های یادگیری منیفلد به نام نگاشت محلی خطی به فضای دوبعدی نگاشت می‌شود. در این فضای ویژگی جدید ارتباط بین فریم‌های یک سیکل قلبی به خوبی نشان داده می‌شود. سپس تعیین مرز دیواره بطن چپ در طول یک سیکل قلبی با استفاده از روش کانتور فعال هندسی بر اساس نیروی خارجی تلفیق میدان برداری جهت‌دار انجام می‌گیرد. در این روش مرز نهایی یک فریم به عنوان مرز اولیه فریم بعدی در نظر گرفته شده و به منظور افزایش دقت تعیین مرز دیواره بطن چپ و همچنین جلوگیری از انحراف مرز، میزان حرکت مجاز مرز ناشی از روش کانتور فعال هندسی از ارتباط بین فریم‌ها، متناظر با فریم جاری و فریم قبلی، در فضای دوبعدی محدود می‌گردد. برای ارزیابی کمی روش پیشنهادی از ۹ توالی تصاویر اکوکاردیوگرافی (۵ داوطلب سالم و ۴ بیمار) استفاده شده است. مرز دیواره بطن چپ به دست آمده با روش پیشنهادی با مرز دیواره به دست آمده توسط پزشک متخصص با تجربه (استاندارد طلایی) مقایسه شده و نتایج به دست آمده حاکی از دقت بالای روش پیشنهادی در تعیین مرز دیواره بطن چپ می‌باشد.

کلید واژه: کانتور فعال، بطن چپ، یادگیری منیفلد، الگوریتم نگاشت محلی خطی، اکوکاردیوگرافی.

۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی - عروقی شایع‌ترین علت مرگ و میر در جهان هستند و بدیهی است که اطلاع به موقع از وضعیت قلب می‌تواند در پیشگیری و درمان بسیار مؤثر باشد. در حال حاضر متداول‌ترین روش تصویربرداری از

این مقاله در تاریخ ۲۳ بهمن ماه ۱۳۹۱ دریافت و در تاریخ ۶ تیر ماه ۱۳۹۲ بازنگری شد.

نجمه مشهدی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، (email: najma_ir@yahoo.com).

حمید بهنام، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، (email: behnam@just.ac.ir).

احمد شالباف، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، (email: shalbaf@just.ac.ir).

زهرا علیزاده ثانی، مرکز درمانی، آموزشی و تحقیقاتی قلب و عروق شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، (email: d.alizadeh.sani@gmail.com).

تا کنون روش‌های زیادی برای تعیین بطن چپ پیشنهاد شده که یکی از این روش‌ها استفاده از تکنیک‌های عددی مبنی بر مجموعه سطوح^۳ می‌باشد و در مواردی که لبه‌ها ناپیوستگی‌های واقعی تصویر هستند و نسبت سیگنال به نویز پایین می‌باشد مؤثر است [۱۱]. روش دیگری که

1. Ischemic Heart Disease
2. Dynamic Directed Vector Field Convolution
3. Locally Linear Embedding
4. Level-Set

می‌دهند که تعداد پارامترهایی که داده‌ها را از یکدیگر مجزا می‌کنند می‌تواند کمتر از پارامترهای اصلی یک سیستم باشد. به عبارت دیگر بعد ذاتی یک سیستم برابر است با کمترین تعداد پارامترهای مورد نیاز برای تخمین ویژگی‌های آن سیستم و یادگیری منیفولد تلاش می‌کند با تعیین کردن این پارامترهای ذاتی، ارتباط بین داده‌ها در بعد بالا را پیدا کرده و در بعد پایین‌تر توصیف کند. در فریم‌های متوالی تصاویر اکوکاردیوگرافی به دست آمده از یک سیکل قلبی یک فرد، تغییرات بین فریم‌های متوالی معمولاً ناشی از ضربان قلب و نویز اسپکل^{۱۰} می‌باشد. بنابراین ارتباط بین فریم‌ها بسیار بالاست و این ارتباط در فضا با بعد بسیار پایین توسط یادگیری منیفولد به خوبی قابل توصیف است [۱۸] تا [۲۰].

الگوریتم‌های زیادی در یادگیری منیفولد برای کاهش بعد ارائه شده‌اند از جمله Isomap [۱۸]، Laplacian Eigen Maps [۲۱]، LLE [۱۹] و [۲۰] Incremental LLE [۲۲] و Hessian LLE [۲۳].

یکی از دلایل استفاده از الگوریتم LLE در این مقاله، ساده‌تر بودن و محاسبات سریع‌تر نسبت به سایر الگوریتم‌هاست و همچنین در مینیمم محلی گیر نمی‌کند و از مهم‌ترین دلایل استفاده از این الگوریتم این است که موقعیت نقاط نسبت به یکدیگر هنگام انتقال از فضا با بعد بالا به فضا با بعد پایین‌تر ثابت می‌ماند. بنابراین وقتی نقاط از بعد بالا به بعد پایین‌تر نگاشت می‌شوند همسایه‌های هر نقطه تغییر نمی‌کنند [۲۰]. همان‌طور که از نام این الگوریتم (نگاشت محلی خطی) بر می‌آید این الگوریتم فقط از فاصله بین همسایه‌های محلی استفاده می‌کند (بر خلاف Isomap که فاصله ژئودسیک^{۱۱} هر جفت نقطه را برای تمامی نقاط محاسبه می‌کند) و هر نقطه را با استفاده از یک ضریب خطی از روی همسایه‌هایش بازسازی می‌کند.

برای توصیف این الگوریتم در ابتدا n بردار حقیقی \vec{x}_i را با بعد D در نظر بگیرید که قرار است در بعد d نگاشت داده شود ($d < D$) معمولاً $d \ll D$ [۱۹]، [۲۰] و [۲۴].

در مرحله اول K همسایگی نزدیک هر نقطه \vec{x}_i انتخاب شده و فاصله اقلیدسی بین هر نقطه و K همسایگی آن محاسبه می‌شود. معمولاً پاسخ LLE برای یک محدوده مشخص از K پایدار است و این محدوده به پارامترهای مختلفی از جمله چگالی نمونه‌ها و هندسه منیفولد بستگی دارد. با بزرگ در نظر گرفتن K ممکن است فرض خطی محلی بودن داده‌ها حفظ نشود و با خیلی کوچک در نظر گرفتن آن ممکن است بازسازی داده‌ها در بعد پایین به خوبی انجام نشود.

در مرحله دوم ضریب وزنی خطی w_{ij} برای بازسازی بهینه هر یک از نقاط از روی همسایه‌هایش توسط تابع هزینه^{۱۲} $E(w)$ محاسبه می‌شود

$$E(w) = \sum_{i=1}^N \left| \vec{x}_i - \sum_{j=1}^K w_{ij} \vec{x}_j \right|^2 \quad (1)$$

w_{ij} ضریب وزنی بین نقطه \vec{x}_i و \vec{x}_j از آمین همسایه نزدیکش است و برای بازسازی بهینه ضرایب w_{ij} باید تابع هزینه $E(w)$ با در نظر داشتن دو قید کمینه شود: (۱) اگر \vec{x}_j متعلق به K همسایه نزدیک نقطه \vec{x}_i نباشد $w_{ij} = 0$ و (۲) برای هر نقطه جمع تمامی ضرایب وزنی برابر با ۱ باشد $\sum w_{ij} = 1$. ضرایب w_{ij} به گونه‌ای طراحی می‌شوند که رابطه محلی داده‌ها در بعد بالا، در بعد پایین نیز حفظ شود. به عبارتی w_{ij} هایی که

برای ردیابی مرز داخلی قلب در تصاویر رزونانس مغناطیسی^۱ (MRI) استفاده شده روش شار نوری^۲ است که در این روش باید شدت روشنایی موضوع ثابت باقی بماند [۱۲]. قطعه‌بندی مرز بطن چپ در تصاویر MRI توسط مدل مار شعاعی^۳ بر اساس شار بردار گرادیان^۴ (GVF) نیز صورت گرفته است [۱۳].

نیروی خارجی GVF نسبت به نیروی خارجی تلفیق میدان برداری^۵ (VFC) حساسیت بیشتری نسبت به نویز و همچنین انتخاب مرز اولیه دارد [۱۴].

بنابراین همچنان به روش‌هایی که بتوانند با دقت بالاتری دیواره بطن چپ را مشخص کنند، نیاز می‌باشد. تعیین مرز دیواره بطن چپ با استفاده از ترکیب روش‌های کانتور فعال هندسی و یکی دیگر از روش‌های یادگیری منیفولد به نام Isomap^۶ توسط قنبری [۱۵] انجام شده است. ما در این مقاله روش بهتری (روش نگاشت محلی خطی) برای تعیین ارتباط دقیق بین تصاویر اکوکاردیوگرافی یک سیکل قلبی در فضای نگاشت یافته ارائه داده‌ایم که منجر به کنترل دقیق‌تر مرز بطن چپ شده است. ضمناً در این مقاله بر خلاف [۱۵] کنترل میزان حرکت مرز دیواره بطن چپ به صورت محلی انجام شده است. در [۱۵] تمامی نقاط مرز به صورت عمومی و به یک میزان نسبت به مرز فریم ماقبل کنترل می‌شوند ولی از آنجایی که حرکت دیواره بطن چپ در تمامی بخش‌های آن به یک میزان نیست (حرکت از رأس به پایه بیشتر می‌شود) و همچنین در افراد بیمار بعضی از بخش‌های دیواره بطن چپ کم‌حرکت و یا بی‌حرکت می‌شوند، کنترل مرز مخصوصاً در تصاویر مربوط به افراد بیمار بایستی به طور محلی کنترل شود تا کنترل مرز با دقت بالاتری صورت گیرد. نتایج حاصل از روش پیشنهادی نشان‌دهنده افزایش دقت مرزبندی بطن چپ نسبت به روش [۱۵] به خصوص در تصاویر افراد بیمار می‌باشد.

۲- مبانی تئوری و روش‌ها

۲-۱ یادگیری منیفولد و الگوریتم LLE

در بحث پردازش تصویر با مجموعه‌ای از داده‌ها با ابعاد بسیار بالا سر و کار داریم. در بسیاری از موارد هدف از بررسی داده‌های استخراج‌شده از تصاویر، تعیین ارتباط بین تصاویر و یافتن تفاوت ما بین، در یک یا چند موضوع خاص می‌باشد. پردازش هر یک از تصاویر با ابعاد اصلی منجر به انجام محاسبات بسیار پیچیده و زمان‌بر خواهد بود.

روش‌های زیادی برای کاهش بعد وجود دارد که به دو دسته خطی و غیر خطی تقسیم می‌شوند. از جمله روش‌های خطی می‌توان به الگوریتم آنالیز اجزای اصلی^۷ (PCA) [۱۶]، آنالیز اجزای مستقل^۸ (ICA) [۱۶] و آنالیز تشخیص خطی^۹ (LDA) [۱۷] اشاره کرد. اما روش‌های خطی برای برای تصاویری که از الگوی غیر خطی استفاده می‌کنند مناسب نیستند. یادگیری منیفولد یکی از قدرتمندترین روش‌های غیر خطی کاهش بعد می‌باشد. الگوریتم‌های یادگیری منیفولد ابعاد را بر اساس این ایده کاهش

1. Magnetic Resonance Image
2. Optical Flow
3. Radial B- Snake
4. Gradient Vector Flow
5. Vector Field Convolution
6. Isometric Feature Mapping
7. Principal Component Analysis
8. Independent Component Analysis
9. Linear Discriminate Analysis

10. Speckle

11. Geodesic

12. Cost Function

ارتباط بین \bar{x}_i را در فضای D بعدی نشان می‌دهند باید قادر به بازسازی داده‌های \bar{y}_i در فضای d بعدی باشند. در مرحله سوم تمامی نقاط \bar{x}_i در بعد بالا به نقاط \bar{y}_i در بعد پایین نگاشت می‌شوند که این کار توسط کمینه‌کردن تابع هزینه $\varphi(y)$ صورت می‌گیرد

$$\varphi(y) = \sum_{i=1}^N \left| \bar{y}_i - \sum_{j=1}^K w_{ij} \bar{y}_j \right|^2 \quad (2)$$

همان طور که در (2) دیده می‌شود نقاط \bar{y}_i در بعد پایین فقط از روی ضرایب خطی w_{ij} (که حاوی اطلاعات فاصله نقاط همسایه است) بازسازی می‌شوند و از \bar{x}_i ها استفاده نمی‌شود. به عبارتی کاهش بعد با حفظ اطلاعات هندسی اخذ شده از ضرایب انجام می‌گیرد. برای حل (2) از روش آنالیز بردار ویژه استفاده می‌کنیم که با بازسازی مجدد این رابطه خواهیم داشت

$$\begin{aligned} \varphi(y) &= \sum_i \left| \bar{y}_i - \sum_j w_{ij} \bar{y}_j \right|^2 \\ &= \sum_i (\bar{y}_i - \sum_j w_{ij} \bar{y}_j) (\bar{y}_i - \sum_j w_{ij} \bar{y}_j) = \sum_{ij} M_{ij} (\bar{y}_i \cdot \bar{y}_j) \end{aligned} \quad (3)$$

که در آن ماتریس M به صورت (4) تعریف می‌شود

$$M_{ij} = \sigma_{ij} - w_{ij} - w_{ji} + \sum_k w_{ki} w_{kj} \quad (4)$$

با محاسبه بردارهای ویژه معادل d کوچک‌ترین مقدار ویژه ماتریس M ، می‌توان تابع هزینه را مینیمم کرد. بردارهای ویژه به دست آمده، مختصات جدید فضای خروجی الگوریتم LLE هستند و به این ترتیب ارتباط بین \bar{y}_i ها در فضای با بعد d نمایش داده می‌شود [19] و [20].

2-2-2 کانتور فعال

کانتور فعال¹ (مار) به طور گسترده‌ای در زمینه پردازش تصویر و ردیابی استفاده می‌شود [21] تا [24]. رشد و تکامل آن به وسیله به حداقل رساندن تابع انرژی در مرز مورد نظر به دست می‌آید. تابع انرژی معمولاً شامل دو بخش است، انرژی داخلی که همواری و کشش سطح را محدود می‌کند و نیروی خارجی که سطح را به سمت ویژگی مورد نظر سوق می‌دهد. کانتورهای فعال ارائه شده به دو صورت کانتور فعال پارامتری² و کانتور فعال غیر پارامتری³ یا هندسی می‌باشند. یک کانتور فعال توسط پارامترهای منحنی قابل شناسایی است، $x(s) = [x(s), y(s)]$ و $s \in [0, 1]$ که این منحنی در محدود تصویر تغییر شکل پیدا می‌کند تا زمانی که تابع انرژی مینیمم شود

$$E_{AC} = \int_0^1 \left[\frac{1}{\gamma} (\alpha |X'(s)|^\gamma + \beta |X''(s)|^\gamma) + E_{ext}(X(s)) \right] ds \quad (5)$$

در این رابطه α و β پارامترهای وزنی هستند که α میزان همواری و β میزان کشیدگی و سختی کانتور را مشخص می‌کند. $X'(s)$ و $X''(s)$ اولین و دومین مشتق $X(s)$ بر اساس پارامتر s و E_{ext} نمایش انرژی خارجی است. برای مینیمم کردن (5) باید معادله اویلر برای کانتور برقرار شود

$$\alpha X''(s) - \beta X'''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (6)$$

1. Active Contour
2. Snake
3. Edge-Based
4. Region-Based

∇E_{ext} گرادیان E_{ext} و $X'''(s)$ مشتق چهارم $X(s)$ می‌باشد. معادله (6) همان معادله تعادل نیروهاست

$$F_{in} + F_{ext} = 0 \quad (7)$$

$$F_{in} = \alpha X''(s) - \beta X'''(s) \quad (8)$$

F_{in} نیروی داخلی برای محدود کردن همواری‌های کانتور و F_{ext} نیروی خارجی برای جذب کانتور به سمت مرز مورد نظر در تصویر می‌باشد. در واقع تغییر شکل کانتور زمانی متوقف می‌شود که مجموع نیروهای داخلی و خارجی صفر شود [14].

برای مدل کانتور فعال، نیروهای خارجی زیادی تعریف شده که در ادامه به یکی از کاربردی‌ترین آنها اشاره می‌شود.

2-2-1 تلفیق میدان برداری (VFC)

نیروی خارجی تلفیق میدان برداری [14] به موقعیت کانتور فعال یا تغییرات در زمان وابسته نیست. VFC توسط تلفیق کردن هسته میدان برداری با نگاشت لبه‌ای که از تصویر به دست آمده، محاسبه می‌شود. این نیروی خارجی علاوه بر محدوده جذب وسیع و توانایی همگرایی در نواحی تقعر مرز، حساسیت کمی نسبت به نویز و انتخاب مرز اولیه دارد و قابلیت انعطاف در مقابل تغییرات میدان را داراست و محاسبات کمتری دارد.

هسته میدان برداری با $K(x, y) = [s(x, y), t(x, y)]$ تعریف می‌شود و نقاط بردارها نسبت به مبدأ توسط (9) شناخته می‌شوند

$$K(x, y) = m(x, y)n(x, y) \quad (9)$$

$m(x, y)$ دامنه بردار در نقطه (x, y) و $n(x, y)$ بردار واحد از مبدأ به سمت نقطه (x, y) می‌باشد

$$n(x, y) = \left[-\frac{x}{r}, -\frac{y}{r} \right] \quad (10)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}, \quad r \neq 0$$

که r فاصله از مبدأ می‌باشد، در مبدأ $r = 0$ است و $n(0, 0) = [0, 0]$. نیروی خارجی VFC با $V(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$ تعریف می‌شود و با تلفیق کردن هسته میدان برداری $K(x, y)$ و نگاشت لبه $f(x, y)$ که از تصویر $I(x, y)$ به دست آمده محاسبه می‌شود

$$\begin{aligned} V(x, y) &= [u(x, y), v(x, y)] = f(x, y) * K(x, y) \\ &= [f(x, y) * s(x, y), f(x, y) * t(x, y)] \end{aligned} \quad (11)$$

میدان VFC به دامنه هسته میدان برداری $(m(x, y))$ بسیار وابسته است. با در نظر گرفتن این حقیقت که تأثیر ویژگی مورد نظر یا مرز مورد نظر در تصویر با افزایش فاصله باید کمتر شود، دامنه باید یک تابع کاهنده نسبت به فاصله از مبدأ باشد. دو تابع دامنه تعریف شده است

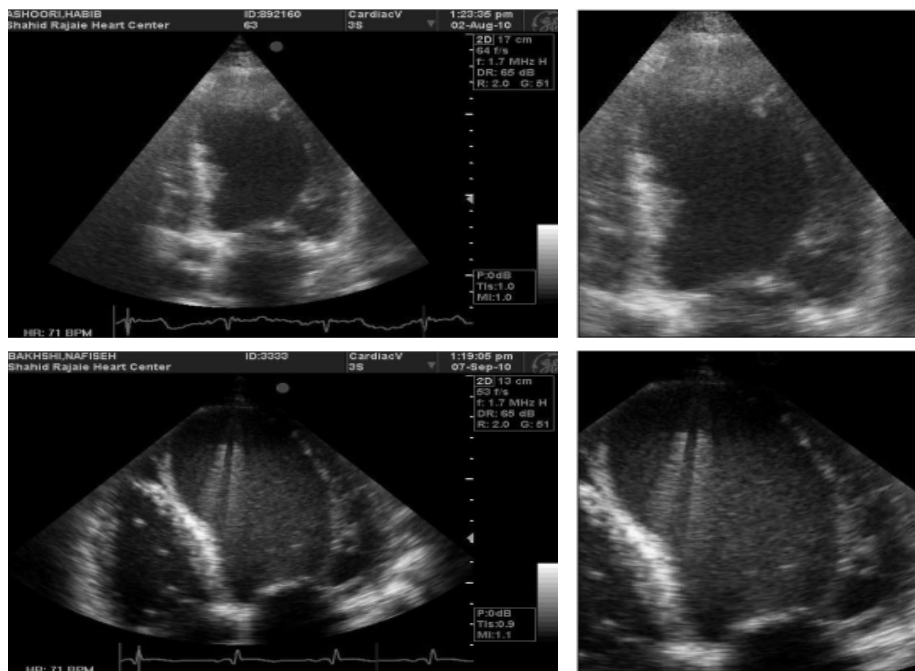
$$m_1(x, y) = r + \varepsilon^{-\gamma} \quad (12)$$

$$m_2(x, y) = \exp\left(\frac{-r^\gamma}{\sigma^\gamma}\right) \quad (13)$$

که σ و γ پارامترهای مثبت هستند. برای کنترل کاهش، ε یک عدد ثابت مثبت کوچک است که برای جلوگیری از تقسیم بر صفر در $r = 0$ در نظر گرفته شده است.

2-2-2 تلفیق برداری جهت‌دار دینامیکی (DDVFC)

اگر نگاشت لبه به صورت جهت‌دار با لبه‌های مثبت و منفی تعریف شود، میدان برداری که از تلفیق هسته میدان برداری با نگاشت لبه جهت‌دار به دست می‌آید نیز دارای مؤلفه‌های مثبت و منفی خواهد بود



شکل ۱: نمونه‌هایی از تصاویر اکوکاردیوگرافی فریم انتهایی دیاستول و تصاویر برش خورده آنها به روش خودکار.

دقت در مرزبندی بطن چپ و کاهش اندازه ماتریس هر فریم به منظور افزایش سرعت پردازش، محدوده بطن چپ در این مرحله به طور خودکار برش می‌خورد. برای تعیین محدوده بطن چپ به طور خودکار میانگین تمامی فریم‌ها محاسبه شده و یک فریم میانگین به دست می‌آید. در این فریم شدت روشنایی هر پیکسل برابر با میانگین شدت روشنایی پیکسل‌های متناظر در تمامی فریم‌ها می‌باشد.

از روش حد آستانه برای تعیین محدوده بطن چپ استفاده می‌شود که برای تعیین حد آستانه از ویژگی‌های آماری تصویر میانگین استفاده شده است. ابتدا یک چهارم سطرها و یک دهم ستون‌ها که حاوی اطلاعات بیمار، نحوه تصویربرداری، سیگنال الکتروکاردیوگرام و ... می‌باشد از هر دو طرف حذف می‌شود. سپس سطرها از بالا تا پایین اسکن شده تا سطحی پیدا شود که حاوی پیکسل‌هایی با شدت روشنایی بالاتر از حد آستانه باشد. رأس بطن به خاطر عضلانی بودن آن شدت روشنایی بالاتری نسبت به پیکسل‌هایش دارد و بنابراین بالاترین نقطه محدوده مورد نظر رأس بطن می‌باشد. سپس اسکن تصاویر از میانه تصویر به سمت راست و چپ ادامه می‌یابد تا مرزهای دیواره بطن که به خاطر ماهیت عضلانی آنها دارای نقاطی روشن‌تر از حد آستانه می‌باشند تعیین شوند. پس از مشخص شدن محدوده مورد نظر، مختصات محدوده به دست آمده بر روی کلیه فریم‌های یک سیکل قلبی اعمال شده تا محدوده بطن چپ به طور خودکار تعیین شود [۱۵]. تصاویر سمت چپ شکل ۱ فریم انتهایی دیاستول سیکل قلبی دو فرد را نشان می‌دهد؛ فریم‌ها به روش گفته شده در این مرحله برش خورده اند و تصاویر برش خورده در سمت راست شکل نشان داده شده است.

(۳) در این مرحله از الگوریتم پیاده‌سازی شده، فریم‌های انتهایی سیستول و دیاستول به طور خودکار تعیین می‌شوند. در کاربردهای بالینی پزشک با کمک سیگنال الکتروکاردیوگرام این دو فاز مهم را در یک سیکل قلب تشخیص می‌دهد. تعیین فریم‌های این دو فاز قلبی در تعیین پارامترهای عملکردی قلب مانند میزان برون‌ده قلب، نرخ تخلیه، تغییرات حجم و سطح قلب در طول سیکل قلبی به عنوان اولین گام شناخته می‌شود. در سیستم‌هایی که پارامترهای قلب را به طور خودکار تعیین می‌کنند

$$u_+(x, y) = f_{x^+}(x, y) * s(x, y) \quad (14)$$

$$u_-(x, y) = f_{x^-}(x, y) * s(x, y)$$

$$v_+(x, y) = f_{x^+}(x, y) * t(x, y) \quad (15)$$

$$v_-(x, y) = f_{x^-}(x, y) * t(x, y)$$

و در نهایت نیروهای خارجی جهت‌دار به صورت دینامیکی و پویا از (۱۶) و (۱۷) به دست می‌آیند

$$F_x = u^+ \times \max\{\text{sign}(\cos \theta, \cdot)\} - u^- \times \min\{\text{sign}(\cos \theta, \cdot)\} \quad (16)$$

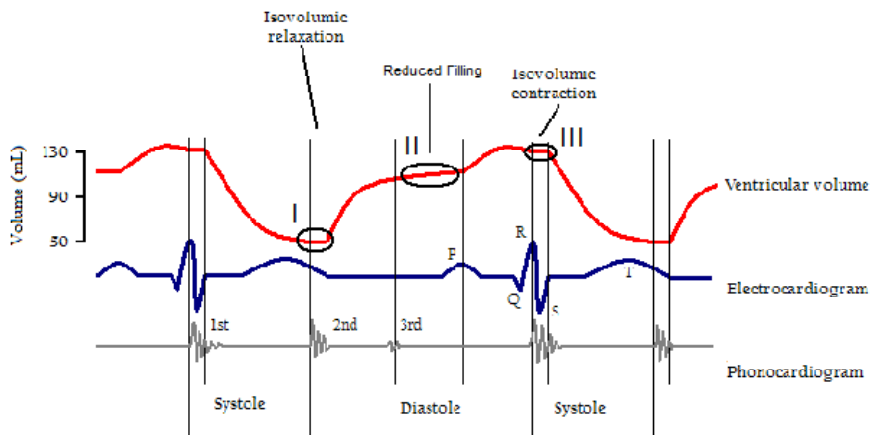
$$F_y = v^+ \times \max\{\text{sign}(\sin \theta, \cdot)\} - v^- \times \min\{\text{sign}(\sin \theta, \cdot)\} \quad (17)$$

۳-۲ الگوریتم ارائه‌شده برای تعیین مرز بطن چپ

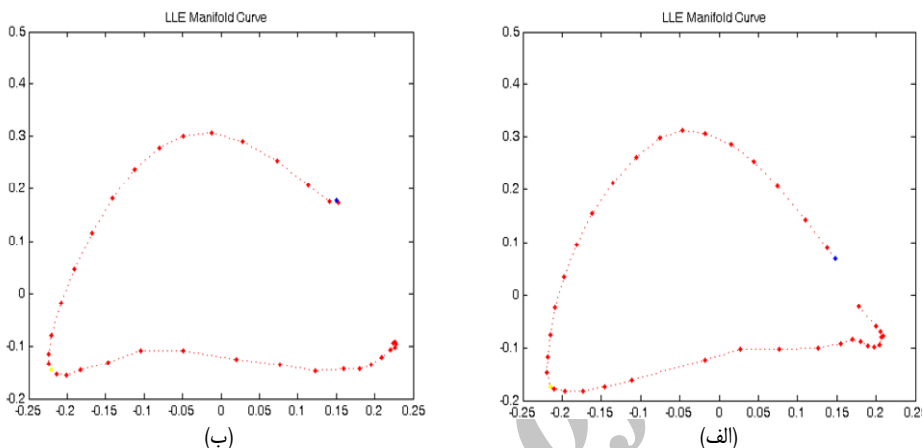
(۱) فیلم ویدئویی اکوکاردیوگرافی به دست آمده از یک سیکل قلبی هر فرد، توسط یکی از نرم‌افزارهای تبدیل ویدئو به تصویر به مجموعه‌ای از تصاویر با فرمت استاندارد مانند jpeg و یا bmp تبدیل می‌شود. در این مقاله هر تصویر با عنوان فریم نامیده می‌شود.

در این بخش از الگوریتم پیاده‌سازی شده، تمامی فریم‌های یک سیکل قلبی بارگذاری و سپس به تصاویر خاکستری تبدیل شده و ماتریس دوبعدی متناظر هر فریم به دست می‌آید. علت تبدیل به تصاویر خاکستری این است که تصاویر به دست آمده از دستگاه اکوکاردیوگرافی دارای یک طیف رنگی هستند ولی لزوماً دارای طیف خاکستری نیستند. در صورتی که دارای طیف خاکستری نباشند هر فریم به سه ماتریس دوبعدی تبدیل می‌شود که این سه ماتریس میزان شدت روشنایی تمامی پیکسل‌ها را در ۳ رنگ اصلی قرمز، سبز و آبی به طور جداگانه نشان می‌دهد. در حالی که این ۳ ماتریس اطلاعاتی فراتر از یک ماتریس در اختیار قرار نمی‌دهند.

(۲) برش تصاویر: تصاویر به دست آمده از نمای ۴ حفره‌ای قلب شامل بطن چپ، بطن راست، دهلیز چپ و دهلیز راست می‌باشد. برای افزایش



شکل ۲: نمودار حجم بطن (سه ناحیه I، II و III دارای تغییرات حجمی بسیار کمی هستند) [۱۰].



شکل ۳: منحنی منیفلد حاصل از نگاشت تصاویر اکوی گرفته‌شده از (الف) یک فرد سالم و (ب) یک فرد بیمار ES می‌باشد.

یک فرد سالم و یک فرد بیمار در شکل ۳ نشان داده شده است. به دلیل دینامیک‌های متفاوت قلب در افراد مختلف، منیفلدهای مشابهی به دست نمی‌آید ولی همان طور که در شکل‌ها مشاهده می‌شود در هر منیفلد ۳ ناحیه با نقاط نزدیک به هم وجود دارد که متناظر با فاز هم‌حجم در یک سیکل قلبی می‌باشد. همان طور که اشاره شد در این فاز تغییرات حجم بطن بسیار کم بوده و تصاویر متناظر بسیار شبیه به هم هستند، در نتیجه نقاط منیفلد در این نواحی به یکدیگر نزدیک خواهند بود. با اندازه‌گیری فاصله اقلیدسی بین نقاط منیفلد، سه فریمی که مینیمم فاصله را نسبت به فریم‌های همسایه خود داراست تعیین می‌شود. این سه فریم معادل فریم‌های ED، ES، و دیاستاز (Dia) می‌باشد. با توجه به دو نکته، فریم‌های ED و ES از روی سه فریم به دست آمده در مرحله قبل قابل تعیین هستند. اول این که فریم‌های ED و ES دارای بیشترین فاصله اقلیدسی از یکدیگر هستند. به دلیل این که فریم‌های انتهایی دیاستول متناظر با بیشترین حجم بطن و انتهایی سیستول متناظر با کمترین حجم بطن می‌باشد. نکته دوم موقعیت این سه ناحیه هم‌حجم نسبت به یکدیگر می‌باشد. فریم Dia بعد از فریم ES و قبل از ED رخ می‌دهد

$$(ED \rightarrow ES \rightarrow Dia \rightarrow ED)$$

(۴) پس از تعیین فریم‌های ED و ES کانتور مرز بطن چپ ترسیم و فاصله هاسدورف بین دو کانتور محاسبه می‌گردد.

فاصله هاسدورف از مناسب‌ترین روش‌ها برای محاسبه بین دو منحنی است. از فاصله هاسدورف به دست آمده در مرحله ۷ الگوریتم پس از مرزبندی خودکار بطن چپ و برای کنترل مرز بطن استفاده می‌شود.

نیز فریم مربوط به انتهایی دیاستول توسط پزشک تعیین شده و فریم انتهایی سیستول توسط روش‌های مبتنی بر پردازش تصویر به صورت خودکار تعیین می‌شود.

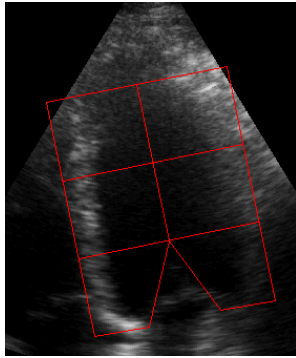
روش جدیدی که در تعیین کاملاً خودکار فریم‌های انتهایی سیستول (ES) و انتهایی دیاستول (ED) ارائه شده، از یادگیری منیفلد برای کاهش بعد تصاویر و تعیین ارتباط بین فریم‌ها برای یافتن این دو فاز مهم قلبی استفاده کرده است [۱۰].

در بحث فیزیولوژی قلب در یک سیکل قلبی، سه فاز وجود دارد که در آن حجم بطن‌ها تقریباً ثابت بوده و در نتیجه در تصاویر اکوکاردیوگرافی در هر یک از این سه فاز فریم‌های متوالی مربوط به این فازها شباهت زیادی به یکدیگر دارند. این سه فاز عبارتند از انقباض هم‌حجم، استراحت هم‌حجم و پرشدن کاهش‌یافته.

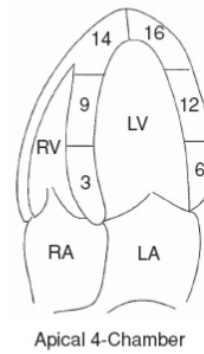
فریم انتهایی سیستول در فاز انقباض هم‌حجم، فریم انتهایی دیاستول در استراحت هم‌حجم و فریم دیاستاز در فاز پرشدن کاهش‌یافته قرار دارند. شکل ۲ نمودار حجم بطن را نشان می‌دهد؛ در این شکل سه فاز گفته‌شده مشخص گردیده است.

برای تعیین فاصله بین فریم‌ها، الگوریتم LLE در روش یادگیری منیفلد روی هر یک از فریم‌های یک سیکل قلبی ۹ فرد سالم و بیمار اعمال شده و هر یک از فریم‌ها در فضای دوبعدی نگاشته می‌شوند. در منحنی منیفلد به دست آمده هر نقطه معادل یک فریم در فضای دوبعدی می‌باشد.

در پیاده‌سازی الگوریتم LLE تعداد همسایگی متناسب با هر نمونه بین ۴ تا ۱۰ انتخاب شده است. منیفلد به دست آمده برای یک سیکل قلبی



شکل ۵: نمونه‌ای از نحوه تقسیم‌بندی دیواره بطن چپ در فریم ED.



Apical 4-Chamber

شکل ۴: تقسیم‌بندی دیواره بطن چپ در نمای ۴ حفره‌ای رأسی بر اساس استاندارد ASE [۲۵].

رشد و نمو منحنی مرز، زمانی متوقف می‌شود که نیروهای خارجی و داخلی که در جهت مخالف هم هستند یکدیگر را خنثی کنند. مرز فریم ES به صورت دستی تعیین می‌شود و برای افزایش دقت مرزبندی، مرز نهایی هر فریم به عنوان مرز اولیه فریم بعدی در نظر گرفته می‌شود. قطعه‌بندی از فریم ماقبل انتهایی سیستول (ES) شروع می‌شود و تا فریم (ED) ادامه یافته و سپس تا آخرین فریم (ES+۱) پیش می‌رود تا فریم (ED) ادامه یافته و سپس تا آخرین فریم (ES+۱) پیش می‌رود

$$(ES \rightarrow ES-1 \rightarrow \dots \rightarrow ED \rightarrow \dots \rightarrow ES+1)$$

به دلیل کیفیت پایین و وجود نویز در تصاویر، ناپوستگی‌هایی ممکن است در مرز ایجاد شود و به دلیل نبود دیواره بطن در بعضی از فریم‌ها هنگام تصویربرداری، وجود ماهیچه‌های پایلاری در نزدیکی دیواره بطن چپ و حرکت دریچه که باعث می‌شود مرزی در محل دریچه وجود نداشته باشد احتمال نشت و انحراف مرز فعال از مرز اصلی وجود دارد. از آنجا که پس از نگاشت فریم‌ها به فضای دوبعدی ارتباط بین فریم‌ها مشابه فضای اصلی حفظ می‌شود، فاصله اقلیدسی بین فریم‌ها متناظر با میزان تفاوت تصاویر با یکدیگر خواهد بود. بنابراین برای جلوگیری از انحراف مرز، حداکثر حرکت مجاز مرز نسبت به مرز اولیه (مرز نهایی فریم قبل) به صورت ضریبی از فاصله اقلیدسی داده‌ها در فضای دوبعدی محدود می‌شود.

از آنجایی که ممکن است در افراد مختلف حرکت تمامی بخش‌های دیواره بطن چپ به خاطر داشتن بیماری‌های ایسکمی قلب (کم‌حرکتی، بی‌حرکتی، حرکت خارج از ریتم) به یک اندازه نباشد، حداکثر حرکت مجاز مرز در هر یک از شش بخش دیواره بطن چپ به طور جداگانه محاسبه و کنترل می‌شود. بدین منظور پس از نمو مرز توسط کانتور فعال، فاصله تمامی نقاط مرز نسبت به نقاط متناظر روی مرز اولیه (مرز فریم قبلی) محاسبه می‌شود و در صورت انحراف مرز در برخی از نقاط، این فاصله از یک مقدار آستانه بیشتر خواهد بود، بنابراین در این نقاط مرز باید محدود شود. هدف، یافتن حداکثر فاصله مجاز منحنی مرز این فریم نسبت به فریم قبلی است (این فاصله بر اساس روش هاسدورف محاسبه می‌شود) و در نهایت این فاصله با نقطه متناظر در مرز اولیه جمع می‌شود. برای به دست آوردن این فاصله هاسدورف از (۱۸) استفاده شده است

$$\frac{\text{فاصله اقلیدسی نقاط متناظر با فریم ED و ES در منحنی منیفلد}}{\text{فاصله هاسدورف دو منحنی مرز فریم‌های ED و ES}} =$$

$$\frac{\text{فاصله اقلیدسی دو نقطه متوالی متناظر با این فریم و فریم ماقبل آن در منحنی منیفلد}}{\text{فاصله هاسدورف دو منحنی مرز این فریم و فریم ماقبل آن}}$$

$$(18)$$

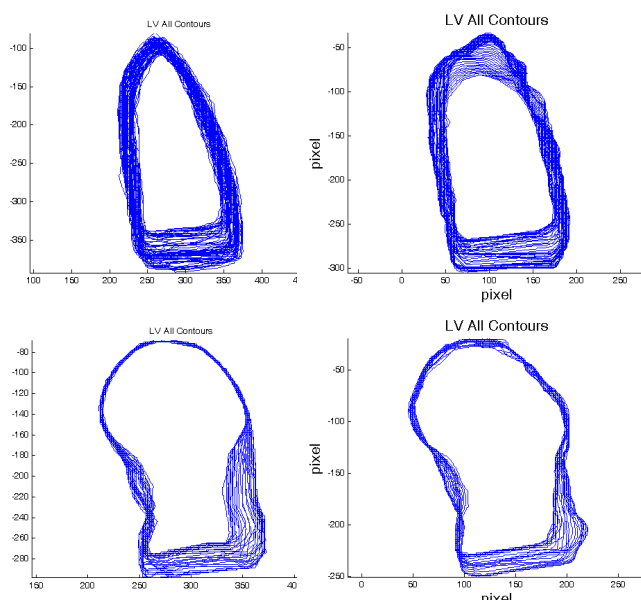
(۵) در این مرحله فریم ED بر اساس تقسیم‌بندی جامعه اکوکاردیوگرافی آمریکا (ASE) به ۶ قسمت تقسیم می‌شود و این تقسیم‌بندی روی تمامی فریم‌ها اعمال می‌شود. علت تقسیم‌بندی روی فریم انتهایی دیاستول این است که حجم بطن در این فریم بیشترین مقدار خود را داراست. برای تقسیم‌بندی ابتدا نقاط رأس و دو طرف دریچه بطن چپ تعیین شده، سپس نقطه وسط دریچه محاسبه شده و خطی که رأس به وسط دریچه وصل می‌کند که همان محور بطن است، ترسیم می‌شود.

محور بطن به سه قسمت مساوی تقسیم می‌شود. تقسیم‌بندی بطن چپ بر اساس استاندارد ASE در شکل ۴ نمایش داده شده است [۲۵].

برای حذف تأثیر تغییرات دریچه، همان طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، قسمت‌های مربوط به دو طرف دریچه حذف شده و هر یک از ۶ قسمت بطن به طور جداگانه تفکیک و این تقسیم‌بندی روی تمامی فریم‌ها اعمال می‌شود و نتیجه این مرحله، ۶ مجموعه تصویر می‌باشد که هر مجموعه شامل تمامی فریم‌های یک سیکل قلبی مربوط به هر یک از قسمت‌های بطن است.

(۶) برای کنترل مرز که در مرحله ۷ به طور کامل شرح داده شده، به فاصله نقاط منحنی منیفلد نیاز داریم. برای کنترل دقیق‌تر، هر یک از شش قسمت مرز بطن به طور جداگانه کنترل می‌شوند و به همین دلیل الگوریتم LLE روی هر یک از شش مجموعه تصاویر اعمال شده و نتیجه شش منحنی منیفلد می‌باشد. در هر منحنی منیفلد، فاصله اقلیدسی بین دو نقطه متوالی متناظر با دو فریم متوالی و همچنین فاصله دو نقطه متناظر با فریم‌های ED و ES محاسبه می‌شوند.

(۷) قطعه‌بندی تصاویر برای یافتن مرز بطن چپ در این مرحله صورت می‌گیرد. برای قطعه‌بندی از مدل کانتور فعال هندسی بر اساس سطوح هم‌تراز و با استفاده از نیروی خارجی DDVFC استفاده شده است. در این مدل مرز اولیه رشد داده می‌شود تا خود را به سمت دیواره بطن چپ که شدت روشنایی پیکسل‌های آن نسبت به پیکسل‌های مجاور خود بیشتر است، برساند. در مدل کانتور فعال نیروی خارجی مرز را به سمت دیواره می‌کشد و نیروی داخلی در جهت مخالف به مرز وارد می‌شود تا همواری و کشش سطح را توسط پارامترهای α و β در (۸) تنظیم کند. از آنجایی که بطن چپ دارای دیواره داخلی و بیرونی می‌باشد، برای تشخیص دیواره داخلی از دیواره بیرونی، نیروی خارجی باید جهت‌دار باشد و برای محاسبه نیروی خارجی، ابتدا نگاشت لبه در جهت مثبت و منفی در هر فریم صورت می‌گیرد، سپس این نگاشت با هسته میدان برداری تلفیق می‌شود و در نتیجه مؤلفه‌های میدان برداری به دست می‌آید که این مؤلفه‌ها نیز به خاطر جهت‌دار بودن نگاشت لبه، جهت‌دار هستند (طبق (۱۴) و (۱۵)) و نهایتاً نیروی خارجی جهت‌دار دینامیکی حاصل از تلفیق میدان برداری از (۱۶) و (۱۷) محاسبه می‌شوند.



شکل ۷: نمودار تمامی مرزها. سطر اول: فرد سالم، سطر دوم: فرد بیمار، ستون چپ: روش دستی (توسط کاردیولوژیست) و ستون راست: روش قطعه‌بندی خودکار با کنترل مرز (روش پیشنهادی).

همان طور که در شکل ۷ دیده می‌شود، مرزهای به دست آمده از روش پیشنهادی در این مقاله شباهت زیادی به مرزهایی که توسط پزشک متخصص به صورت دستی تعیین شده دارند که نشان‌دهنده دقت بالای این روش می‌باشد.

۳-۲ نتایج کمی

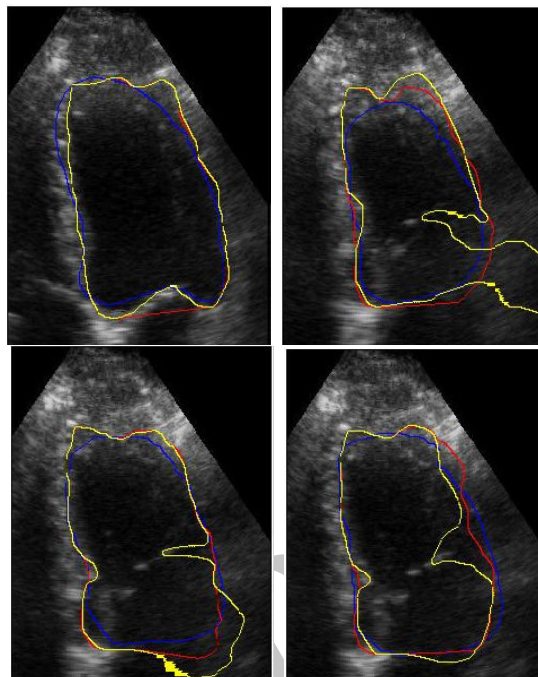
در این بخش روش ارائه‌شده در این مقاله با دو روش پیشنهادی دیگر مقایسه شده است: (۱) قطعه‌بندی خودکار بدون کنترل مرز و (۲) قطعه‌بندی خودکار با کنترل مرز از روی تغییرات کلی بطن در هر فریم نسبت به سایر فریم‌ها (روش [۱۵]). مرزهای به دست آمده از این سه روش با مرزهایی که توسط کاردیولوژیست متخصص به صورت دستی رسم شده‌اند مقایسه شده‌اند. برای مقایسه کمی از چهار روش فاصله هاسدورف، میانگین فاصله، اختلاف مساحت و خطای همپوشانی مساحت استفاده شده است [۱۵].

جداول ۱ تا ۴ فاصله هاسدورف، میانگین فاصله، اختلاف مساحت و خطای همپوشانی مساحت منحنی‌های مرز حاصل از نتایج ترسیم دستی توسط کاردیولوژیست را با منحنی‌های مرز به دست آمده از سه روش قطعه‌بندی بیان شده نشان می‌دهد.

۴- نتیجه گیری

در این مقاله برای تعیین مرز بطن چپ از روش کانتور فعال بر اساس مجموع سطوح هم‌تراز با اعمال نیروی خارجی DDVFC استفاده شده است. مرزی که توسط این روش به دست آمده به خاطر وجود نویز، حرکت درجه میترال و کنتراست پایین تصاویر در بعضی از بخش‌ها ممکن است انحراف پیدا کند، به همین دلیل مرزها کنترل شده‌اند. برای کنترل مرز از ارتباط بین هر فریم با فریم ماقبل خود در فضای دوبعدی استفاده شده است.

برای کاهش بعد تصاویر و نگاهت فریم‌ها در فضای دوبعدی از الگوریتم LLE در یادگیری منیفلد استفاده شده و این الگوریتم به طور جداگانه روی هر بخش دیواره بطن اعمال شده تا کنترل مرز برای هر بخش به طور جداگانه صورت گیرد.



شکل ۶: مقایسه قطعه‌بندی به روش دستی (مرز آبی)، روش خودکار بدون کنترل مرز (مرز زرد) و روش خودکار با کنترل مرز (مرز قرمز).

فاصله هاسدورف منحنی‌های مرز ED و ES در هر یک از شش بخش دیواره بطن به طور جداگانه در مرحله ۴ الگوریتم و فاصله اقلیدسی نقاط متناظر با فریم‌های ED و ES و نقاط متوالی متناظر با دو فریم متوالی در شش منحنی منیفلد مربوط به شش بخش دیواره بطن در مرحله ۶ الگوریتم پیاده‌سازی شده، محاسبه شده‌اند.

۳- نتایج

در این فصل نتایج حاصل از پیاده‌سازی الگوریتم ارائه‌شده در فصل قبل ارائه می‌گردد. این الگوریتم روی ۶۲۰ تصویر اکوکاردیوگرافی از نمای ۴ حفره‌ای رآسی گرفته‌شده از یک سیکل قلب ۹ فرد (۵ فرد سالم و ۴ فرد بیمار) اعمال شده است. این تصاویر توسط پزشک فوق تخصص قلب در مرکز درمانی، آموزشی و تحقیقاتی قلب و عروق شهید رجایی تهران تهیه شده‌اند.

۳-۱ قطعه‌بندی تصاویر

در این بخش نتایج حاصل از قطعه‌بندی تصاویر که از روش کانتور فعال بر اساس مجموعه سطوح هم‌تراز و روش DDVFC به عنوان نیروی خارجی کانتور استفاده شده، ارائه می‌شود. پس از قطعه‌بندی هر تصویر، مرز بطن چپ توسط روش ارائه‌شده در این تحقیق کنترل می‌شود. نتایج به دست آمده از این روش و همچنین روش قطعه‌بندی خودکار بدون کنترل مرز با مرزهای دستی که توسط پزشک کاردیولوژیست ترسیم شده، مقایسه شده‌اند.

در شکل ۶ قطعه‌بندی به روش دستی، قطعه‌بندی خودکار با کنترل مرز (روش پیشنهادی) و بدون کنترل مرز در چهار فریم نمونه نشان داده شده است.

شکل ۷ نمودار تمامی مرزها را نشان می‌دهد. تمامی مرزهای به دست آمده از تصاویر یک سیکل قلب یک فرد در یک نمودار ترسیم شده است. در این شکل تمام مرزهای یک فرد سالم و یک فرد بیمار با دو روش ترسیم دستی مرز (توسط کاردیولوژیست) و قطعه‌بندی خودکار با کنترل مرز (روش پیشنهادی) مشاهده می‌شود.

جدول ۱: روش مقایسه فاصله هاسدورف بین مرزهای دستی ترسیم شده توسط کاردیولوژیست با سه روش مرزبندی خودکار.

| فاصله هاسدورف (پیکسل) | | | روش مقایسه |
|-----------------------|---------------------------|--------------|------------------------|
| روش [۱۵] | روش خودکار بدون کنترل مرز | روش پیشنهادی | روش مرزبندی |
| ۳۷,۴۵۱ | ۸۹,۳۹۱ | ۳۳,۲۳۱ | مورد ۱ |
| ۴۵,۷۹۲ | ۹۳,۳۳۱ | ۴۰,۱۲۵ | مورد ۲ |
| ۳۱,۴۰۳ | ۶۴,۲۰۱ | ۲۸,۴۲۷ | مورد ۳ |
| ۲۸,۳۴۶ | ۷۸,۴۱۰ | ۲۰,۱۹۹ | مورد ۴ |
| ۴۳,۸۹۱ | ۹۳,۲۲۰ | ۳۷,۲۰۸ | مورد ۵ |
| ۴۲,۱۰۳ | ۸۴,۲۳۱ | ۲۵,۶۰۴ | مورد ۶ |
| ۳۹,۵۲۰ | ۷۳,۲۵۲ | ۲۱,۳۹۱ | مورد ۷ |
| ۴۵,۴۹۸ | ۸۱,۳۹۱ | ۲۷,۵۶۲ | مورد ۸ |
| ۴۴,۶۸۱ | ۹۸,۷۷۰ | ۲۳,۳۹۵ | مورد ۹ |
| ۳۹,۸۵۳ | ۸۴,۰۲۱ | ۲۸,۵۷۱ | میانگین اختلاف (پیکسل) |

جدول ۲: روش مقایسه میانگین فاصله بین مرزهای دستی ترسیم شده توسط کاردیولوژیست با سه روش مرزبندی خودکار.

| میانگین فاصله (پیکسل) | | | روش مقایسه |
|-----------------------|---------------------------|--------------|------------------------|
| روش [۱۵] | روش خودکار بدون کنترل مرز | روش پیشنهادی | روش مرزبندی |
| ۹,۵۴۱ | ۱۳,۳۳۱ | ۸,۷۳۰ | مورد ۱ |
| ۱۱,۴۲۰ | ۱۵,۷۳۵ | ۱۰,۳۳۱ | مورد ۲ |
| ۹,۳۶۸ | ۱۱,۴۷۱ | ۸,۲۳۰ | مورد ۳ |
| ۸,۳۵۶ | ۱۲,۰۳۰ | ۷,۲۲۰ | مورد ۴ |
| ۹,۹۹۳ | ۱۲,۵۴۵ | ۹,۵۶۰ | مورد ۵ |
| ۶,۹۸۴ | ۸,۷۳۰ | ۴,۵۳۱ | مورد ۶ |
| ۶,۴۲۸ | ۹,۷۳۱ | ۴,۲۰۰ | مورد ۷ |
| ۸,۴۵۹ | ۱۱,۳۵۹ | ۶,۳۳۰ | مورد ۸ |
| ۸,۸۶۵ | ۱۴,۴۸۲ | ۵,۶۸۲ | مورد ۹ |
| ۸,۸۲۳ | ۱۲,۱۵۷ | ۷,۲۰۱ | میانگین اختلاف (پیکسل) |

جدول ۳: اختلاف مساحت مرزهای دستی با مرزهای به دست آمده از قطعه‌بندی خودکار با سه روش مرزبندی خودکار.

| اختلاف مساحت (پیکسل) | | | روش مقایسه |
|----------------------|---------------------------|--------------|------------------------|
| روش [۱۵] | روش خودکار بدون کنترل مرز | روش پیشنهادی | روش مرزبندی |
| ۳۰۳۱ | ۹۹۳۱ | ۲۰۳۱ | مورد ۱ |
| ۳۲۸۴ | ۱۰۷۳۴ | ۲۷۴۵ | مورد ۲ |
| ۱۲۶۰ | ۵۳۴۹ | ۹۱۲ | مورد ۳ |
| ۲۰۱۳ | ۸۲۳۱ | ۱۴۴۲ | مورد ۴ |
| ۲۴۵۴ | ۹۸۷۰ | ۱۹۷۵ | مورد ۵ |
| ۳۷۸۴ | ۸۳۴۵ | ۱۵۰۹ | مورد ۶ |
| ۲۶۹۷ | ۵۷۵۰ | ۹۸۳ | مورد ۷ |
| ۳۶۸۶ | ۷۹۴۲ | ۱۴۹۲ | مورد ۸ |
| ۴۵۹۲ | ۱۰۵۰۴ | ۲۴۳۳ | مورد ۹ |
| ۳۰۱۱,۲۲ | ۸۵۱۷,۳۳ | ۱۷۲۴,۶۶ | میانگین اختلاف (پیکسل) |

مراجع

- [1] <http://www.cardiosmart.org/HeartDisease>.
- [2] A. M. Katz, *Physiology of the Heart*, 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [3] <http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HeartAttack/Prevention/TreatmentofHeartAttack>
- [4] http://www.sciencedaily.com/articles/i/ischaemic_heart_disease.htm.

نتایج حاصل از مرزبندی با روش دستی ترسیم شده توسط پزشک متخصص به چهار روش محاسبه فاصله هاسدورف، میانگین فاصله، اختلاف مساحت و خطای هم‌پوشانی مساحت مقایسه شده‌اند. نتایج حاصل، دقت بالای روش پیشنهادی در این مقاله را نشان می‌دهند.

جدول ۴: خطای هم‌پوشانی مساحت مرزهای دستی با مرزهای به دست آمده از قطعه‌بندی خودکار با سه روش مرزبندی خودکار.

| خطای هم‌پوشانی مساحت (پیکسل) | | | روش مقایسه |
|------------------------------|---------------------------|--------------|------------------------|
| روش [۱۵] | روش خودکار بدون کنترل مرز | روش پیشنهادی | روش مرزبندی |
| ۴۹۶۵ | ۱۶۷۴۲ | ۴۶۵۰ | مورد ۱ |
| ۵۲۳۴ | ۱۸۳۵۱ | ۴۹۵۰ | مورد ۲ |
| ۲۰۲۱ | ۷۴۵۴ | ۱۱۶۲ | مورد ۳ |
| ۳۰۱۹ | ۱۳۴۵۶ | ۲۷۸۰ | مورد ۴ |
| ۴۵۸۹ | ۱۵۳۷۹ | ۳۹۴۲ | مورد ۵ |
| ۴۷۲۰ | ۱۳۸۴۵ | ۲۶۹۱ | مورد ۶ |
| ۳۴۵۸ | ۸۷۳۱ | ۱۰۴۲ | مورد ۷ |
| ۴۳۰۲ | ۱۲۷۷۰ | ۱۱۸۵ | مورد ۸ |
| ۷۳۹۴ | ۱۷۶۴۵ | ۴۵۳۱ | مورد ۹ |
| ۴۴۱۱٫۳۳ | ۱۳۸۱۹٫۲۲ | ۲۹۹۲٫۵۵ | میانگین اختلاف (پیکسل) |

[19] S. T. Roweis and L. K. Saul, "Nonlinear dimensionality reduction by locally linear embedding," Springer, vol. 290, no. 5500, pp. 2323-2326, 22 Dec. 2000.

[20] L. K. Saul and S. T. Roweis, "Think globally, fit locally: unsupervised learning of low dimensional manifolds," *J. of Machine Learning Research*, vol. 4, no. 1, pp. 119-155, Jan. 2003.

[21] M. Belkin and P. Niyogi, "Laplacian eigenmaps and spectral techniques for embedding and clustering," *Neural Information Processing Systems*, vol. 14, pp. 585-591, 2001.

[22] O. Kouropteva, O. Okun, and M. Pietikainen, "Incremental locally linear embedding algorithm," in *Proc. 14th Scandinavian Conf. on Image Analysis, SCIA'05*, pp. 521-530, 2005.

[23] D. Donoho and C. Grimes, "Hessian eigenmaps: new locally linear embedding techniques for high-dimensional data," in *Proc. of the National Academy of Sciences*, vol. 102, no. 21, pp. 7426-7431, 2005.

[24] X. Huo, X. Ni, and A. K. Smith, "A survey of manifold-based learning methods," *Mining of Enterprise Data*, Ch. 1, pp. 691-745, 2007.

[25] <http://www.asecho.org>.

[5] J. J. Soraghan and S. K. Setarehdan, "Automatic echocardiographic feature extraction for left ventricular wall motion and volume changes visualization," in *Proc. of the IEEE 23rd Annual Int. Conf. of the Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 1653-1656, 2001.

[6] L. Han and W. Qi-Sheng, "Motion object tracking algorithm using an improved geometric active contour model," in *Proc. of 3rd Int. Congress on Image and Signal Processing, CISP*, vol. 1, pp. 331-334, 16-18 Oct. 2010.

[7] X. Hång, N. L. Greenberg, and J. D. Thomas, "A geometric deformable model for echocardiographic image segmentation," *Computers in Cardiology*, vol. 29, pp. 77-80, 2002.

[8] X. Min, X. Shunren, and W. Shiwei, "Geometric active contour model with color and intensity priors for medical image segmentation," in *Proc. IEEE - EMBS 27th Annual Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6496-6499, Shanghai, China, 17-18 Jan. 2006.

[9] G. Raghotham Reddy et al., "Fast global region based minimization of satellite and medical imagery with geometric active contour and level set evolution on noisy images," *Recent Advances in Intelligent Computational Systems, RAICS, IEEE*, pp. 696-700, 22-24 Sep 2011.

[10] A. Shalhaf et al., "Automatic detection of end systole and end diastole within a sequence of 2-D echocardiographic images using modified Isomap algorithm," in *Proc. 1st Middle East Conf. on Biomedical Engineering, MECBME*, pp. 217-220, 21-24 Feb. 2011.

[11] A. Sarti, C. Corsi, E. Mazzini, and C. Lamberti, "Maximum likelihood segmentation of ultrasound images with Raleigh distribution," in *Proc. IEEE Conf. on Computer Cardiology*, pp. 329-332, 19-22 Sep. 2004.

[12] Q. Duan, E. Angelini, S. Homma, and A. Laine, "Tracking endocardium using optical flow along iso-value curve," in *Proc. IEEE Int. Conf. of the on Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, pp. 707-710, 2006.

[13] J. Liang and Y. Wang, "Improved GVF based left ventricle segmentation from cardiac MR images using radial B-snake model," in *Proc. IEEE Int. Conf. on Young Computer Scientists*, pp. 1000-1005, 18-21 Nov. 2008.

[14] L. Bing and S. T. Acton, "Vector field convolution for image segmentation using snakes," in *Proc. IEEE Int. Conf. on Image Processing*, pp. 1637-1640, 8-11 Oct. 2006.

[15] S. Ganbari Maman, et al., "Fully automatic segmentation of left ventricle in a sequence of echocardiography images of one cardiac cycle by dynamic directional vector field convolution (DDVFC) method and manifold learning," *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, vol. 25, no. 2, 15 pp., Apr. 2012.

[16] Z. Xingfu and R. Xiangmin, "Two dimensional principal component analysis based independent component analysis for face recognition," in *Proc. Int Conf. on Multimedia Technology, ICMT*, pp. 934-936, 26-28 Jul. 2011.

[17] H. Moenizadeh et al., "Combination of harmony search and linear discriminant analysis to improve classification," in *Proc. 3rd Asia Int. Conf. on Modelling & Simulation, AMS'09*, pp. 131-135, 25-29 May 2009.

[18] J. B. Tenenbaum V. de Silva, and J. Langford, "A global geometric framework for nonlinear dimensionality reduction," *Science*, vol. 290, no. 5500, pp. 2319-2323, 22 Dec. 2000.

نجمه مشهدی در سال ۱۳۸۷ مدرک کارشناسی مهندسی برق گرایش الکترونیک را از دانشگاه اصفهان و مدرک کارشناسی ارشد فناوری اطلاعات و ارتباطات گرایش مخابرات امن را در سال ۱۳۹۱ از دانشگاه علم و صنعت ایران دریافت نمود. از سال ۱۳۹۰ همزمان با تحصیل در شرکت رایان پردیس شرق (سهامی خاص) به عنوان کارشناس فنی الکترونیک مشغول به فعالیت بوده است. نام‌برده از سال ۱۳۹۳ به عنوان نایب رئیس هیأت مدیره این شرکت به فعالیت خود ادامه داده است. زمینه‌های علمی و تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: سیستم‌های مبتنی بر فناوری RFID، نمایشگرهای دیجیتال و پردازش تصویر.

حمید بهنام تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی الکترونیک و کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی به ترتیب در سال‌های ۱۳۶۶ و ۱۳۷۲ در دانشگاه علم و صنعت ایران و دانشگاه صنعتی شریف به پایان رسانده است و دکتری خود را در رشته الکترونیک کاربردی از دانشگاه صنعتی توکیو در سال ۱۳۷۷ دریافت کرده است. وی هم‌اکنون دانشیار دانشکده مهندسی برق دانشگاه علم و صنعت ایران است. نام‌برده قبل از پیوستن به دانشگاه علم و صنعت ایران در سال‌های ۱۳۷۷ الی ۱۳۸۳ استادیار گروه مهندسی پزشکی سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران بوده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: اولتراسوند در پزشکی و پردازش تصاویر پزشکی.

احمد شالیاف تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی و کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی (بیوالکتریک) به ترتیب در سال‌های ۱۳۸۲ و ۱۳۸۵ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران و دانشگاه صنعتی امیرکبیر به پایان رسانده است. پس از آن به دوره دکتری مهندسی برق در دانشگاه علم و صنعت ایران وارد گردید و در سال ۱۳۹۱ موفق به اخذ درجه دکترا در مهندسی برق (بیوالکتریک) از دانشگاه مذکور گردید. وی هم‌اکنون استادیار دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: پردازش تصاویر پزشکی، بازشناسی الگو و استخراج ویژگی از تصاویر پزشکی.

زهرا علیزاده ثانی متولد سال ۱۳۵۲ هجری شمسی دارای دیپلم علوم تجربی از دبیرستان فارابی طبرس با کسب رتبه سوم کنکور منطقه‌ی سه در سال ۱۳۷۰ رشته‌ی پزشکی را شروع کرده و در سال ۱۳۷۷ فارغ التحصیل مقطع دکترای عمومی از دانشگاه علوم پزشکی مشهد بوده همچنین سال ۱۳۸۵ فارغ التحصیل رشته‌ی تخصصی قلب و عروق از دانشگاه فوق می باشد. نام برده موفق به کسب فلوشیپ اکو کاردیو گرافی در سال ۱۳۸۷ از بیمارستان قلب و عروق شهید رجایی دانشگاه علوم پزشکی ایران شده و از اردیبهشت ۱۳۸۸ عضو هیأت علمی و استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران در مرکز آموزشی تحقیقاتی درمانی بیمارستان قلب و عروق شهید رجایی بوده و تا کنون دوره‌های متعدد بین المللی را در رشته‌ی ام آرای و سی تی اسکن قلب و عروق گذرانده و موفق به اخذ گواهینامه‌ی بین المللی آن از انجمن بین المللی ام آرای قلب و عروق گردیده است. عمده‌ی فعالیت‌های آموزشی و تحقیقاتی نام برده در زمینه‌ی تصویربرداری غیر تهاجمی قلب و عروق شامل اکو کاردیوگرافی ام آرای و سی تی اسکن قلب و عروق است.

Archive of SID