

Inner-Boundary of Left Ventricle Detection by Using Fast & Adaptive B-Spline Snake, and 3D Model of Left Ventricle

M. Marsousi¹, J. Alirezaie^{2*}, and A. Kocharian³

¹ M.Sc Graduated, Department of Biomedical Engineering at K.N. Toosi University, Tehran, Iran, marsousi@psp.ir

² Associate Professor, Research Center of Sciences and Technology in Medicine (RCSTIM), Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³ Professor, Children's Hospital Medical Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, arkomed@yahoo.com

Abstract

In this paper, a new method for boundary detection of left ventricle in echocardiography images is proposed. We have modified B-Spline Snake algorithm to achieve much faster convergence and more reliability toward noises in echocardiography images. A novel approach for inserting new node points during iterations is applied to maintain a maximum distance between two adjacent nodes. This strategy is applied in order to simultaneously increase the smoothness of the contour and optimize the computational time. A multi-resolution strategy is also adapted to provide further robustness toward noises in the images. In addition, morphological operators are utilized to specify the initial contour automatically within the left ventricle chamber in echocardiography images. The parameters of node points are determined during each transition from coarser to finer resolution according to the average intensity of the sample points on the contour near each node point. The volumes of left ventricle in the end of both systolic and diastolic frames are calculated using modified Simpson method. The ejection fraction ratio is also calculated; this is frequently used by specialist before each surgery. Moreover, a method is introduced to draw the 3D model of left ventricle with the aid of basis function of B-Spline. The proposed method is assessed by comparison between the obtained results and clinical observations by expert radiologists and demonstrates a high accuracy.

Keywords: B-Spline snake, Echocardiography images, Boundary detection, 3D model of left ventricle

*Corresponding author

Address: Sayyid Jawad Alirezaei, Research Center for Science and Technology in Medicine (RCSTIM), Tehran University of Medical Sciences, Khomeini Hospital, Keshavarz Blvd, Imam Tehran, Iran.

Tel: +98 21 66439831

Fax: +98 21 66438630

E-mail: alirezaee@sina.tums.ac.ir

به دست آوردن جداره‌های داخلی بطن چپ به کمک روش سریع مار بی-اسپیلاین تطبیق پذیر و ارائه مدل سه بعدی برای بطن چپ

مهدی مرصوصی^۱، سید جواد علیرضایی^{۲*}، آرمن کچاریان^۳

^۱ کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران marsousi@psp.ir

^۲ دانشیار، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۳ استاد، مرکز طبی کودکان، دانشگاه علوم پزشکی تهران arkomed@yahoo.com

چکیده

در این فعالیت تحقیقاتی سعی شده است تا با استفاده از روش مار بی-اسپیلاین، جداره‌های داخلی بطن چپ قلب استخراج شود. با اعمال اصلاحات و تغییرات مختلف سرعت همگرایی پاسخ و توانایی دوام در برابر اغتشاش افزایش یافته است. با کمک تعریف استراتژی اضافه کردن نقطه گره به کانتور امکان انعطاف بیشتر با حفظ بهینه بودن محاسبات به وجود می‌آید. به منظور افزایش قدرت و سرعت همگرایی در مراحل تکرار از روش قدرت تفکیک چندگانه استفاده شد. یکی دیگر از اقدامات اندیشیده شده شناسایی کانتور اولیه درون بطن چپ خودکار است. این کار به کمک استفاده از روابط ریاضی مباحث ریخت‌شناسی میسر شده است. همچنین با توجه به تغییرات سطح روشنایی در مکان‌های مختلف جداره داخلی بطن چپ ضرایب نیروها برای هر کدام از نقاط گره در هر مرحله درشت‌نمایی تعیین می‌شود. پس از آن به کمک روش سیمسون اصلاح شده حجم بطن محاسبه شده و با محاسبه حجم بطن در دو زمان پایان سیستول و پایان دیاستول نسبت برون‌دهی (از پارامترهای حیاتی قلب) محاسبه می‌شود. همچنین مدل سه بعدی بطن چپ به کمک توابع پایه بی-اسپیلاین ترسیم می‌شود. نتایج بدست آمده پس از مقایسه با نتایج بالینی بیانگر دقت بالا در انجام محاسبات است.

واژه‌های کلیدی: روش مار بی-اسپیلاین، تصاویر اکوکاردیوگرافی، شناسایی جداره‌ها، مدل سه بعدی بطن چپ

همه‌دور مکاتبات

نشانی: تهران، انتهای بلوار کشاورز، مجتمع بیمارستانی امام خمینی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

تلفن: ۶۶۴۳۹۸۳۱، دورنگار: ۶۶۴۳۸۶۳۰، پیام نگار: alirezao@sina.tums.ac.ir

۱- مقدمه

از این دسته روش‌ها می‌توان به روش واترشد^۱ [۱-۳] اشاره کرد. روش‌های دیگر از بهینه‌سازی توابع انرژی مانند روش مدل دگرپس‌پذیر پویا^{۱۱} [۴، ۵] استفاده می‌کنند. این روش در ابتدا توسط آقای ام. کاس^{۱۲} تحت عنوان روش مدل کانور فعال^{۱۳} یا روش مار معرفی گردید. در این روش یک منحنی در طی مراحل تکرار متعدد رشد می‌کند و با رسیدن به مرزهای مورد نظر در تصویر از حرکت باز می‌ایستد. تاکنون محققان زیادی درباره این روش فعالیت کرده‌اند و تغییرات عمده‌ای در این روش اعمال شده است. این تغییرات در جهت کاهش حجم محاسبات و افزایش قدرت مقاومت آن در برابر مشکلات تصاویر همچون اغتشاش^{۱۴} است.

روش مدل قالب پویا^{۱۵} یکی از روش‌های استفاده شده برای به‌دست آوردن جداره‌ها است که برای اولین بار به وسیله کوتس^{۱۶} [۶] معرفی شد. این روش سعی در استفاده از اطلاعات پیشین قالب^{۱۷} دارد. در این روش از تعدادی نقطه که بر روی ویژگی‌های تصویر قرار می‌گیرند، استفاده شده است. بنابراین در مرحله فراگیری^{۱۸} تعدادی نقطه به صورت دستی بر روی تصاویر انتخاب می‌شوند. با تعریف متغیرهای حالت^{۱۹} و متغیرهای قالب^{۲۰} در روند تکرارپذیر شروع به جابجا نمودن نقاط می‌کنند و پس از اینکه متغیرهای دوگانه طی تکرارهای متوالی تغییر چندانی از خود نشان ندهند، الگوریتم متوقف شده و جداره‌ها شناسایی می‌شوند. در این روش یک مشکل عمده وجود دارد و آن تعیین نقاط در مرحله فراگیری به صورت دستی است، اگر چه در تلاش‌های انجام شده این کار به صورت خودکار انجام می‌پذیرد [۷].

اما در روش مدل قالب پویا اطلاعات سطح روشنایی مورد استفاده قرار نمی‌گیرد. این امر به وسیله تیلور^{۲۱} [۸] در روشی بهبود یافته با عنوان روش مدل ظاهر پویا^{۲۲} برطرف شد. در این روش اطلاعات پیشین بر اساس ترکیب اطلاعات قالب و سطح روشنایی به‌وجود می‌آید. در این روش یک مشکل عمده وجود دارد و آن این است که تعداد متغیرهای ظاهری^{۲۳} نسبت به متغیرهای بردار سطح خاکستری تصویر واقعی کمتر است و بنابراین تطبیق این مدل با تصویر جدید کاری بسیار زمان‌بر است. روش مفید دیگری که برای این منظور استفاده

امروزه بشر در زمینه تصویربرداری پزشکی به پیشرفت چشمگیری دست یافته است. در این میان روش فراصوت^۱ هم از نظر هزینه و هم عدم تخریب بافت‌های درونی از سایر روش‌های تصویربرداری مناسب‌تر است. این روش کاربرد محدودی در دستگاه‌های مختلف بدن می‌تواند داشته باشد. علت این مسئله بازگشت قسمت عمده از موج فراصوت در محل تلاقی بافت‌های نرم با بافت استخوانی و همچنین بافت‌های دارای هوا مانند ریه و روده به دلیل تفاوت زیاد مقاومت در برابر انتشار موج صوتی^۲ است. یکی از چالش‌های عمده برای پزشکان شناسایی بیماری‌های قلبی است. روش فراصوت اکوکاردیوگرافی^۳ یکی از مناسب‌ترین، ساده‌ترین و کم‌هزینه‌ترین روش‌ها برای این منظور است. امروزه در اغلب بیمارستان‌ها بخشی با این نام در نظر گرفته شده است. بسیاری از بیماری‌های قلبی همچون از کارافتادگی بخشی از عضلات قلب یا عدم فعالیت صحیح دریچه‌های قلب و همچنین ضخیم شدن جداره‌ها با این روش تصویربرداری قابل شناسایی هستند. شناسایی مرزها^۴ در تصاویر پزشکی یکی از چالش‌های عمده محققان در دهه‌های اخیر بوده است. وجود پیچیدگی‌های خاص در تصاویر پزشکی سبب به چالش کشیده شدن روابط ریاضی موجود و توسعه و پیشرفت آنها در این زمینه شده است. مشکل تصویربرداری با روش فراصوت مسئله کاهش کتراست^۵ و وضوح تصویر با افزایش عمق نفوذ است. این امر به دلیل تضعیف سیگنال ارسال شده، با افزایش عمق نفوذ و همچنین سطح پراکنش موج و کاهش چگالی سیگنال ارسال شده رخ می‌دهد. از طرف دیگر به دلیل عدم تمرکز موج ارسال شده اطلاعات دریافتی از مسیرهای مختلف با یکدیگر تداخل می‌کنند و همچنین واقع شدن بافتی در لب فرعی الگوی ارسال حسگر^۶ به جای لب اصلی^۷ آن سبب بروز خطا در تصویربرداری می‌شود.

برای تعیین جداره داخلی بطن چپ^۸ (LV) روش‌های متعددی ارائه شده است. برخی از روش‌ها با استفاده از ابزارهای ریخت‌شناسی^۹ به قسمت‌بندی تصاویر اقدام می‌کنند.

¹ Ultrasonic² Contrast³ Morphology Method⁴ Active Contour Model⁵ Prior Shape Information⁶ Acoustic Impedance⁷ Side Lobe Transducer⁸ Watershed⁹ Noise¹⁰ Training Set¹¹ Echocardiography¹² Main Lobe¹³ Active Deformable Model¹⁴ Active Shape Model¹⁵ Pose Parameters¹⁶ Appearance Parameters¹⁷ Boundary Detection¹⁸ Left Ventricle¹⁹ Kass²⁰ Cootes²¹ Shape parameters

شرایط پیوستگی و سختی است. از طرف دیگر ضریب انرژی خارجی نیز باید به درستی تنظیم شود. به این ترتیب در تصاویر مختلف نوعی تطبیق باید ایجاد شود. بنابراین کاهش متغیرها سبب بهبود عملیات هم از نظر افزایش سرعت همگرایی و هم کاهش خطا در اثر تطابق متغیرها برای تصاویر مختلف خواهد شد [۱۳، ۱۴].

یک راه حل مناسب استفاده از روش مار بی-اسپیلاین است. در این روش از معادلات توابع پایه مربوط به تعریف مدل بی-اسپیلاین برای کانتور به گونه‌ای استفاده می‌شود که بتوان با یک تعداد نقاط کنترل کننده^{۲۹} شکل مربوط به کانتور را در مسیر مورد نظر هدایت کرد. بنابراین با جابجایی این نقاط کنترلی به سادگی می‌توان شکل کانتور را تغییر داد. به این ترتیب تغییر شکل دادن کانتور فقط به جابجایی تعدادی نقطه کنترلی محدود می‌شود. از سوی دیگر با استفاده از روابط ریاضی به سادگی اثبات می‌شود که شروط پیوستگی و سختی در مدل ارائه شده به صورت خصوصیات داخلی مدل برقرار خواهد ماند. بنابراین مسئله کمینه کردن انرژی کلی به کمینه کردن انرژی خارجی معطوف خواهد شد. این امر سبب افزایش بسیار زیاد سرعت همگرایی و کاهش بیشتر حجم محاسبات می‌شود.

۲-۲- مدل ریاضی مار بی-اسپیلاین

برای ایجاد یک کانتور از نوع بی-اسپیلاین، باید یک سری نقاط کنترلی به صورت $Q_i(s) = [x_i, y_i], i = 1, \dots, N$ مشخص کرد تا به وسیله رابطه زیر بندهای کانتور به صورت $g'(s) = [u'(s), v'(s)], i = 1, \dots, N$ تشکیل شود که در آن $0 \leq s < 1$ تغییر می‌کند:

$$g'(s) = [s^3 \quad s^2 \quad s \quad 1] \cdot M \cdot \begin{bmatrix} Q(i-1)_{\text{mod}N} \\ Q(i)_{\text{mod}N} \\ Q(i+1)_{\text{mod}N} \\ Q(i+2)_{\text{mod}N} \end{bmatrix} \quad (1)$$

که در رابطه فوق،

می‌شود استفاده از تابع موجک^{۲۲} [۹] است. روش‌های دیگری با ترکیب روش‌های ریخت‌شناسی همچون واترشد و مدل کانتور، محاسبه جداره داخلی بطن چپ را انجام می‌دهند. همچنین یک روش مناسب دیگر با نام روش میدان‌های تصادفی مارکوف^{۲۵} [۱۰] وجود دارد که با تعریف یک فضای قطبی تعدادی سایت بر روی آن فضا انتخاب می‌کند و سپس شروع به برجسب‌گذاری بر روی سایت‌ها می‌کند. پس از آن با توجه به روابط ریاضی بیز و تعریف تابع پتانسیل با توجه به مدل گیبس در مراحل تکرار شونده نقاط عضلانی قلب را مشخص می‌نماید. مشکل این روش حجم سنگین محاسبات آن است. در نهایت به انتخاب روش مطمئن و مؤثر مار بی-اسپیلاین^{۲۶} [۱۱، ۱۲] مبادرت ورزیده و با ایجاد تغییرات اساسی در آن و قدرتمند سازی آن سعی شده است که مشکلات موجود در تصاویر اکوکاردیوگرافی تا حد مناسبی کنار گذاشته شود. در اینجا شایان تأکید است که روش‌های مورد استفاده فقط تا حدی می‌توانند مشکلات موجود در تصاویر اکوکاردیوگرافی را برطرف کنند و در صورت وجود اغتشاش بسیار بالا و عدم وضوح کافی، روشی وجود نخواهد داشت که به طور قطعی بتواند قضاوت خاصی را انجام دهد.

در ادامه و در بخش دوم به تبیین مدل ریاضی مورد نظر برای شناسایی جداره‌ها خواهیم پرداخت. در بخش سوم نتایج به دست آمده مورد بررسی قرار می‌گیرد. سپس در بخش چهارم بحث و نتیجه‌گیری ارائه خواهد شد.

۲- بررسی مدل ریاضی

۲-۱- مقدمه

هدف از ارائه روابط ریاضی مربوط به تشخیص جداره‌ها، به دست آوردن جداره‌های داخلی LV در تصاویر آپیکال دو حفره‌ای^{۲۷} و آپیکال چهار حفره‌ای^{۲۸} است. همان‌طور که در قسمت قبل در مورد روش مار بیان شد برای تک تک نقاط روی کانتور باید جابجایی نقاط محاسبه شود. بنابراین روش مذکور هزینه محاسباتی بسیار زیادی را به پردازنده تحمیل می‌کند. اما مسئله مهم تعیین ضرایب و متغیرها برای برقراری

²⁴ Wavelet
²⁸ Apical Four Chamber

²⁵ Markovian Random Field
²⁹ Control Points

²⁶ B-Spline Snake

²⁷ Apical Two Chamber

۳-۲- بررسی تابع انرژی GVF^{۳۰} و نیروی بالن^{۳۱}

در بیشتر روش‌های مدل کانتور متغیری فعال از تابع انرژی GVF به منظور مشخص کردن نیروی پیشران برای کانتور استفاده می‌شود [۱۷-۱۵]. این نیرو دارای قابلیت تعریف بردار پتانسیل در جهت جداره‌ها در مکان‌های دور از جداره است. اما مشکل این روش حجم محاسباتی سنگین آن است. برای داشتن اطلاعات کافی در تمام مکان‌های تصویر در حدود ۲۰۰ مرحله تکرار برای روش GVF مورد نیاز است.

برای حل این مشکل ما از ترکیب نیروی بالن و GVF استفاده می‌کنیم. نیروی بالن در آغاز حرکت یک نیروی پیشران برای نقاط گره تعریف می‌کند و زمانی که به بردارهای GVF برسد، نیروی خود را از دست داده و ادامه کار را به بردارهای GVF محول می‌نماید. بدین ترتیب تعداد مراحل تکرار GVF به حداقل ممکن کاهش خواهد یافت (۱۰ تکرار).

۴-۲- بررسی روابط ریاضی گسترش کانتور

همان‌طور که در مبحث گذشته بیان شد عامل ایجاد حرکت نیروی بالن است و عامل شناسایی جداره‌ها GVF است که در اثر ویژگی‌های تصویر به وجود می‌آید. در نتیجه برای تعریف این مسئله انرژی کلی باید کمینه شود که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$f_{total}(n,t) = \gamma(n,t) \cdot f_{GVF}(n,t) + \beta(n,t) \cdot f_{bal}(n,t) \quad (۶)$$

$f_{GVF}(n,t)$ نیروی JVF برایند بالن و $f_{bal}(n,t)$ نیروی برایند و ضریب $\beta(n,t)$ برای نیروی بالن و ضریب $\gamma(n,t)$ نیز برای ضریب برایند JVF در نقطه گره n ام و در مرحله تکرار t ام تعریف می‌شود که در بخش بعدی نحوه محاسبه این دو ضریب مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

محاسبه این نیروها برای هر نقطه گره به صورت مجزا انجام می‌گیرد. نیروهای دوگانه برای هر نقطه بر روی کانتور مشخص‌اند. شایان ذکر است هر بند از m نقطه نمونه تشکیل می‌شود. بنابراین هر نقطه با توجه به مختصات آن دارای انرژی خاصی بر روی تصویر است. از سوی دیگر

$$M = \begin{bmatrix} -1/6 & 1/2 & -1/2 & 1/6 \\ 1/2 & -1 & 1/2 & 0 \\ -1/2 & -1 & 1/2 & 0 \\ 1/6 & 2/3 & 1/6 & 0 \end{bmatrix} \quad (۲)$$

همان‌طور که اشاره شد در رابطه فوق $0 \leq s < 1$ تغییر می‌کند تا یک بند را تشکیل دهد. یک کانتور از تعداد n عدد بند که برابر تعداد نقاط کنترلی است، تشکیل می‌شود. از طرف دیگر هر بند از ترکیب ویژه‌ای مرکب از چهار نقطه کنترلی مطابق فرمول ۱ به دست می‌آید. رابطه نمادین (۳) بیانگر ترکیب بندها و تشکیل کانتور مورد نظر خواهد بود.

$$r(s) = \sum_i g^i(s) \quad (۳)$$

مسئله مهم دیگر این است که به ازای هر نقطه کنترلی یک بند وجود دارد که از ترکیب نقطه کنترلی مربوطه با ۳ عدد نقاط کنترلی مجاور آن شکل می‌گیرد. به ازای هر بند و برای مقدار $s=0$ یک نقطه بر روی بند قرار می‌گیرد که مفهوم مشخصی را خواهد داشت. این نقطه به عنوان نقطه گره معرفی می‌شود. در نتیجه یک کانتور برابر n عدد نقطه گره خواهد داشت. علت معرفی این نقطه در اینجا این است که ما سعی داریم به جای استفاده از نقاط کنترلی و نوشتن روابط گسترش برای آنها از مفهوم نقاط گره استفاده کنیم. این کار از نظر فیزیکی مفهوم بهتری را ایجاد می‌کند زیرا این نقاط به طور دقیق بر روی کانتور قرار دارند. اگر در رابطه ۱ به جای $s=0$ قرار دهیم رابطه (۴) به دست می‌آید که ارتباط میان نقاط کنترلی را با نقاط گره‌ها به وجود می‌آورد:

$$P = A \cdot Q \quad (۴)$$

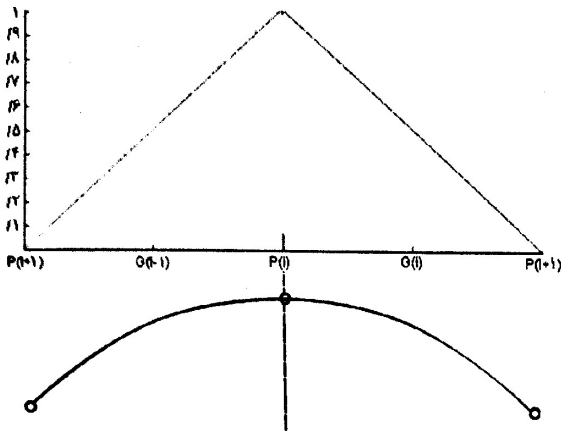
که در آن:

$$A = \begin{bmatrix} 1/6 & 2/3 & 1/6 & 0 & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 1/6 & 2/3 & 1/6 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & 0 & 1/6 & 2/3 & 1/6 \\ 1/6 & 0 & \dots & \dots & 0 & 1/6 & 2/3 \\ 2/3 & 1/6 & 0 & \dots & \dots & 0 & 1/6 \end{bmatrix} \quad (۵)$$

در رابطه فوق ماتریس A دارای ابعاد $n \times n$ است. P آرایه‌ای از نقاط گره خواهد بود. Q و P دارای ابعاد $n \times 2$ است.

^{۳۰} Gradient Vector Flow

^{۳۱} Balloon Force



شکل ۱- نحوه محاسبه براینده نیروها بر روی نقطه نقاط گره

۵-۲- نحوه به دست آوردن ضریب β

برای به دست آوردن ضریب β ابتدا یک مقدار اولیه برای تابع

$\beta(n, t)$ بر اساس رابطه (۱۱) در نظر می گیریم:

$$\beta(n, 0) = \beta_0 = \frac{K_{move}}{m} \quad (11)$$

در رابطه فوق K_{move} ضریب سرعت است. مقدار تعیین شده برای این متغیر در بخش بررسی روابط قدرت تفکیک چندگانه^{۳۲} ارائه خواهد شد. حال معادله دیفرانسیل زیر مقدار تابع $\beta(n, t)$ را در هر تکرار و برای هر گره ارائه می دهد:

$$\frac{\partial \beta(n, t)}{\partial t} = -k |\nabla |f_{GVF}(n, t)| \quad (12)$$

و با شرط

$$\beta(n, t) \geq 0 \quad (13)$$

مقدار k به صورت دلخواه تعیین می شود و آن را در حدود ۰/۱ انتخاب کرده ایم. با استفاده از این تعریف مفهوم واگذار شدن ادامه حرکت پس از افزایش نیروی f_{GVF} در نزدیکی لبه ها به دست می آید. بدین صورت که با افزایش نیروی f_{GVF} از یک مرحله تکرار به مرحله دیگر مقدار قدر مطلق گرادیان قدر مطلق نیروی f_{GVF} ، مقداری مثبت خواهد بود. بنابراین از میزان تابع $\beta(n, t)$ کاسته خواهد شد تا با رسیدن به نزدیکی چند پیکسلی لبه، مقدار $\beta(n, t)$ به صفر برسد. حال نقطه ای را در نظر بگیرید که درون یک شکاف قرار دارد. نقاط اطراف این شکاف دارای f_{GVF} می شوند در حالی که برای نقطه قرار گرفته در

نیروی بالزن نیرویی عمود بر کانتور در نقطه مورد نظر است. اما برای تعریف کردن نیرو برای نقاط گره باید براینده نیروهای موجود در اطراف نقاط گره محاسبه شود. برای این کار از یک ترکیب فازی به شکلی استفاده می شود که ترکیب وزن دار نیروها بر روی نقاط نمونه دو بند مجاور یک نقاط گره، برای آن نقاط گره محاسبه شوند (شکل ۱). برای پیاده سازی مقصود فوق از روابط ماتریسی استفاده می کنیم. البته فرض می کنیم که تمام نیروها در اختیار بوده و در \hat{F}_{total} ذخیره شده اند. بنابراین این آرایه دارای ابعاد $2 \times [n \cdot m]$ است. حال با استفاده از رابطه زیر می توان این براینده را برای تک تک نقاط گره محاسبه و در آرایه جدیدی با نام \tilde{F}_{total} ذخیره کرد:

$$\tilde{F}_{total}(t) = D \hat{F}_{total}(t) \quad (7)$$

که در آن

$$D = \begin{bmatrix} b_1^T & 0 & \dots & \dots & b_2^T \\ 0 & b^T & 0 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \dots & b^T & 0 & 0 \\ 0 & \dots & 0 & b^T & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$b(k) = \begin{cases} \frac{k-1}{m} & k=1, \dots, m \\ 2 - \frac{k-1}{m} & k=m+1, \dots, 2m+1 \end{cases}$$

$$b_1(k) = 1 - \frac{k-1}{m} \text{ and } b_2(k) = \frac{k-1}{m}, \quad k=1, \dots, m$$

حال با در اختیار داشتن \tilde{F}_{total} می توان روابط جابجایی را برای نقاط گره نوشت. بنابر تعریف، نیرو یا انرژی عامل ایجاد جابجایی است. بنابراین روابط زیر بیانگر نحوه جابجایی نقاط گره و در نتیجه جابجایی نقاط کنترلی هستند.

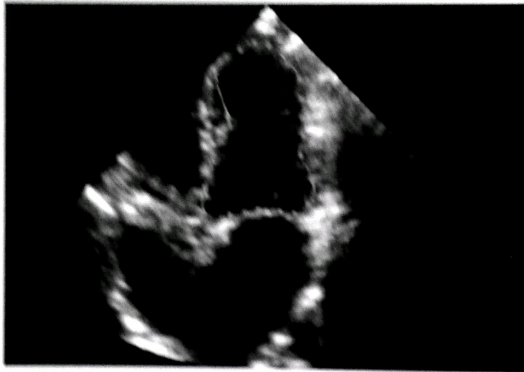
$$\Delta P(t) = \tilde{F}_{ext}(t) \quad (9)$$

و همچنین

$$\Delta Q(t) = A^{-1} \Delta P(t) \quad (10)$$

باید توجه داشت که در رابطه (۱۰) میزان تأثیر هریک از نیروها بر اساس دو ضریب γ و β مشخص می شود.

³² Multiple resolution



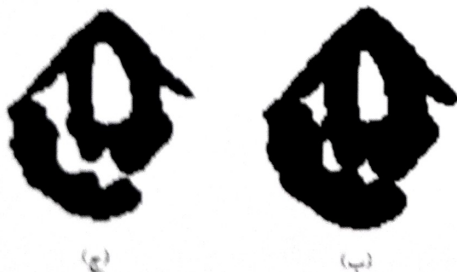
شکل ۳- تصویر به دست آمده پس از اضافه کردن روشن کاهش ضریب تابع انرژی خارجی

۲-۷- نحوه پیدا کردن حفره بطن چپ و تشکیل کانتور اولیه

برای آغاز فرایند به دست آوردن جداره‌های داخلی حفره بطن چپ در تصاویر آپیکال دو حفره‌ای و آپیکال چهار حفره‌ای به وسیله روش ارائه شده، به دانستن کانتور اولیه در داخل حفره بطن چپ نیاز است. بدین منظور از عملیات تکرار شونده بر روی تصویر با قدرت تفکیک کاهش یافته استفاده می‌کنیم. خروجی هر مرحله تکرار، می‌تواند شامل چند ناحیه حفره باشد. پس از امتیازدهی بر حسب مساحت و مکان قرارگیری حفره در هر مرحله تکرار یک حفره انتخاب می‌شود. همان‌طور که در شکل ۲-ب مشاهده می‌شود، برای یک مرحله تکرار ۲ حفره شناسایی شده است.



الف



ج

ب

شکل ۲- الف) تصویر اصلی؛ ب) نتیجه فرسایش؛ ج) تصویر قبل از عملیات فرسایش و پس از آستانه گذاری

شکاف به طور تقریبی صفر است. در نتیجه قدر مطلق گرادیان قدر مطلق f_{GVF} مقدار پیدا می‌کند و سبب کاهش نیروی بالن تا رسیدن به صفر و عدم حرکت بیشتر خواهد شد.

۲-۶- نحوه به دست آوردن ضریب γ

همان‌طور که در شکل ۲ سمت راست مشاهده می‌شود، کانتور بر روی نقاط با روشنایی بیشینه تشکیل شده است. این امر به دلیل هدایت شدن نقاط کانتور به سمت نقاط مورد نظر است. این در حالی است که جداره انتخاب شده صحیح نیست. جداره صحیح در شکل ۳ مشاهده می‌شود. برای به دست آوردن این جداره ها باید ضریب نیروی GVF را در رابطه (۶) که γ است به صورت هوشمند کاهش داد. این کار به صورتی انجام می‌شود که در جداره‌های مورد نظر و صحیح کانتور تشکیل شود. مقدار اولیه برای γ به صورت تجربی برابر ۰/۱ انتخاب شده است. بنابراین برای هر نقطه گره بر روی کانتور و در هر مرحله تکرار مقدار ضریب γ با استفاده از سه رابطه زیر محاسبه می‌شود.

$$M^i = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m H(I(\bar{g}^i(k)) - l) \tag{14}$$

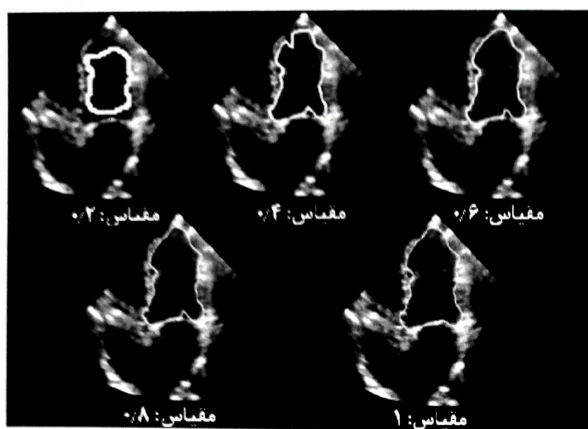
$$H(x) = \begin{cases} 0 & x < 0 \\ x & x \geq 0 \end{cases} \tag{15}$$

$$\gamma^i(t) = \gamma^i(t-1) - K \times M^i_{level} \tag{16}$$

در رابطه فوق l آستانه در نظر گرفته شده برای جداره‌های عضلانی بطن چپ است. M^i میزان کاهش ضریب γ^i (گره i ام)، K ضریب کاهش و تابع $I(\bar{g}^i(k))$ نیز میزان روشنایی تصویر در محل نقطه نمونه برداری بر روی بند i ام منحنی بی-اسپلین است. میزان آستانه l را می‌توان هم به صورت دستی و هم خودکار انتخاب کرد.



شکل ۲- تصویر سمت چپ مربوط به کانتور اولیه و تصویر سمت راست مربوط به جداره‌های تشخیص داده شده است.



شکل ۶- نتایج به دست آمده طی مراحل قدرت تفکیک چندگانه

جدول ۱- مقادیر متغیرها در طی فرایند قدرت تفکیک چندگانه

تعداد مراحل تکرار	K_{move}	m	ابعاد تصویر	
۲۰	۰/۲	۵	۰/۲	۱
۱۰	۰/۴	۱۰	۰/۴	۲
۱۰	۰/۶	۱۵	۰/۶	۳
۱۰	۰/۸	۲۰	۰/۸	۴
۲۰	۱	۳۰	۱	۵

۹-۲- رویکرد اضافه کردن نقطه گره بر اساس

فاصله میان دو نقطه گره متوالی

در این رویکرد فاصله میان دو نقطه گره متوالی در هر تکرار محاسبه می‌شود و با توجه به یک آستانه تطبیق پذیر متغیر بین دو نقطه گره متوالی که فاصله بیشتر از آستانه را داشته باشند، یک نقطه گره قرار داده می‌شود. در واقع برای این منظور بند از وسط به دو قسمت تقسیم شده و یک نقطه گره در محل $S = 0.5$ قرار داده می‌شود. با توجه به این کار آرایه مربوط به نقطه گره‌ها P قبل و بعد از انجام این کار به صورت زیر خواهد شد:

$$P_{last} = \{P_1, P_2, P_3, \dots, P_{k-1}, P_k, P_{k+1}, \dots, P_n\}$$

$$P_{new} = \{P_1, P_2, P_3, \dots, P_{k-1}, P_{new}, P_k, P_{k+1}, \dots, P_n\} \quad (17)$$

$$= \{P'_1, P'_2, P'_3, \dots, P'_n\}, n' = n + 1$$

برای تعیین آستانه از یک روش خودکار استفاده می‌کنیم. در این روش بر اساس میزان جابجایی بیشینه نقطه گره‌ها در هر تکرار بر اساس بیشینه میزان جابجایی در همه تکرارهای قبلی مقدار آستانه را تغییر می‌دهیم. این رویکرد را می‌توان با

پس از طی چند مرحله تکرار، تعدادی حفره شناسایی شده و با توجه به امتیاز داده شده به هر حفره مناسب‌ترین حفره انتخاب می‌شود. در هر مرحله تکرار عملیاتی مطابق روند زیر انجام می‌پذیرد:

۱. اعمال فیلتر نرم‌کننده با ابعاد پنجره افزایش یابنده با توجه به مراحل تکرار؛
 ۲. اعمال ترشولد کم‌شونده با توجه به مراحل تکرار و تعیین نواحی در تصویر؛

۳. اعمال تابع ریخت شناسی فرساینده^{۳۳} برای جداسازی نواحی از یکدیگر (تفاوت میان تصاویر ج و ب در شکل ۴)

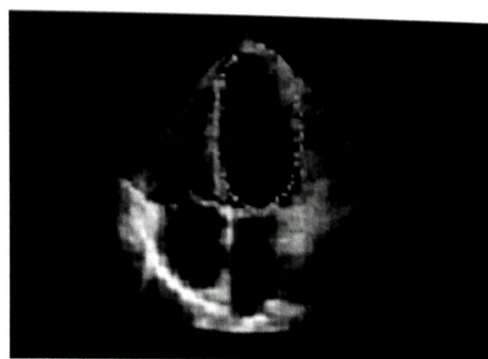
۴. انجام عملیات برچسب‌گذاری برای نواحی؛

۵. امتیازدهی بر حسب مساحت و مکان قرارگیری؛

۶. انتخاب مناسب‌ترین ناحیه از میان نواحی انتخاب شده. در نهایت با توجه به حفره انتخاب شده یک کانتر اولیه به صورت دایروی با مرکزیت حفره انتخاب و شعاع متناسب با حفره تشکیل می‌شود و در اختیار عملیات شناسایی جداره قرار خواهد گرفت (شکل ۵).

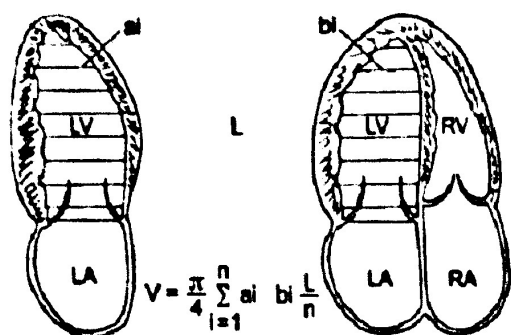
۸-۲- راهکار قدرت تفکیک چندگانه

به منظور افزایش سرعت همگرایی و همچنین کاهش اثر اغتشاش حین مراحل تکرار و شروع حرکت از کانتر اولیه به کانتر نهایی از راهکار قدرت تفکیک چندگانه استفاده شده است. در این روش عملیات از یک قدرت تفکیک بسیار درشت آغاز شده و پس از طی تعدادی مرحله تکرار ادامه کار در قدرت تفکیک بالاتر انجام می‌پذیرد (شکل ۶). در حین این فرایند برخی متغیرها مطابق جدول ۱ تغییر می‌کنند.



شکل ۵- کانتر اولیه در فرایند شناسایی حفره بطن چپ

³³ Image Erode



شکل ۸- روش به دست آوردن حجم بطن چپ با استفاده از الگوریتم سیمسون اصلاح شده [۱۸]

۲-۱۱- نحوه محاسبه حجم بطن و نسبت برون دهی قلب

پس از شناسایی جداره داخلی بطن چپ در تصاویر آپیکال ۲ و ۴ حفره‌ای با استفاده از رابطه سیمسون اصلاح شده طبق شکل ۸ می‌توان حجم بطن را محاسبه کرد.

پس از محاسبه حجم بطن چپ در دو لحظه پایان سیستول و پایان دیاستول، نسبت برون‌دهی مطابق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$EF = \left(\frac{V_{ED} - V_{ES}}{V_{ED}} \right) * 100\% \quad (20)$$

در رابطه فوق V_{ED} حجم بطن چپ در پایان دیاستول و V_{ES} حجم بطن چپ در پایان سیستول قلب است.

۲-۱۲- ارائه مدل سه بعدی برای بطن چپ

پس از تعیین دو جداره مربوط به تصاویر آپیکال دو حفره‌ای و چهار حفره‌ای باید دو جداره در دو صفحه 90° نسبت به یکدیگر به نحوی قرار گیرند که دو محور مربوط به دو کانتور بر روی یکدیگر منطبق باشند. از نظر پزشکان بلندترین محور، محور مورد نظر است. در شناسایی این محور تقارن خاصی مد نظر نیست و در واقع طول محور ارزش بیشتری دارد. بنابراین روش ارائه شده برای شناسایی خودکار محور باید به دنبال بلندترین خط راست در داخل کانتور به دست آمده باشد. پس از شناسایی دو محور آنها را بر یکدیگر تطبیق خواهیم داد (شکل ۹). سپس یکی از آنها را در راستای محور عمودی به اندازه 90° می‌چرخانیم.

توجه به رابطه ریاضی (۱۸) تعیین کرد.

$$\frac{d(t)}{\max\{d(i), i \leq t\}} T_d^{high} + \left(1 - \frac{d(t)}{\max\{d(i), i \leq t\}}\right) T_d^{low} \quad (18)$$

در رابطه فوق دو مقدار T_d^{high} و T_d^{low} از قبل تعیین و بر اساس آنها مقدار لحظه‌ای آستانه مشخص می‌شود.

۲-۱۰- نحوه محاسبه ضرایب میزان آستانه I

در تصاویر اکوکاردیوگرافی جداره‌ها در محل‌های مختلف سطوح روشنایی گوناگونی دارند. بر این اساس متغیر میزان آستانه I نقاط گره را به صورت محلی مشخص می‌کنیم. برای این منظور به ازای هر نقطه گره یک خط در راستای عمود بر کانتور در نقطه گره و به سمت خارج از کانتور در نظر می‌گیریم. آنگاه میزان سطح روشنایی نقاط تصویر بر روی خط را استخراج می‌کنیم. منحنی به دست آمده بیانگر سطح روشنایی پیش روی نقطه گره مربوطه است (شکل ۷). با دانستن تغییرات روشنایی پیش روی نقطه گره می‌توان مقدار مناسب روشنایی مربوط به جداره میزان آستانه I را محاسبه کرد. خطوط مشخص شده از نقطه گره روی کانتور آغاز و بعد از افت به میزان ۴۰ واحد سطح روشنایی بعد از اولین پیک محلی در روشنایی اتمام می‌شوند. بنابراین مقدار میزان آستانه I از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$I = \max\{I(\text{line}'(t))\} \cdot 0.5 \quad (19)$$

$$0 < t < t'_{\max}$$

متغیر t بر روی خط مربوط به گره I ام بین ۰ تا t'_{\max} تعریف می‌شود و هر کدام از نقاط روی این خط مقدار t ویژه‌ای دارند.



شکل ۷- خطوط انتخاب شده عمود بر نقاط گره به منظور محاسبه ضریب آستانه

۳- بررسی نتایج به دست آمده

۳-۱- مقایسه شکل ظاهری جداره

برای مقایسه کانتور به دست آمده به کمک روش کاملاً خودکار ارائه شده، یکی از شاخص‌های اصلی مقایسه شکل ظاهری جداره تشخیص داده شده به وسیله آن با جداره مشخص شده به وسیله پزشک است (شکل ۱۱). بدین منظور با استفاده از عملیاتی ریخت‌شناختی مانند پرکردن تصاویر و همچنین جمع کردن و کم کردن دو تصویر به وسیله رابطه ریاضی (۲۱) درصد شباهت محاسبه می‌شود:

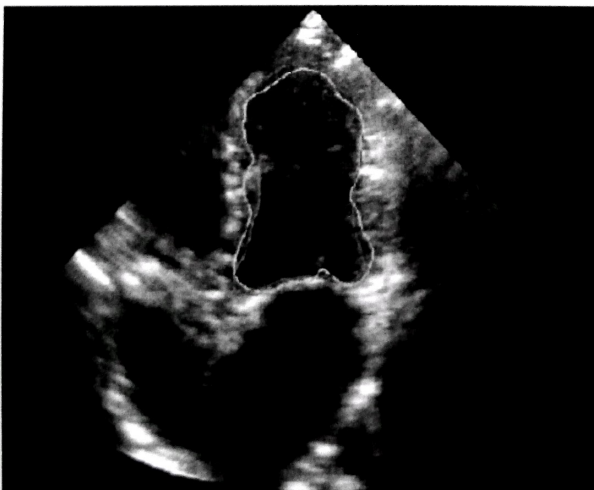
$$\begin{aligned} I_{fill_man} &= imfill(B_{manual}) \\ I_{fill_auto} &= imfill(B_{automatic}) \end{aligned} \quad (21)$$

$$I_{subtract} = abs(I_{fill_auto} - I_{fill_man}) \quad (22)$$

و با توجه به موارد فوق خواهیم داشت،

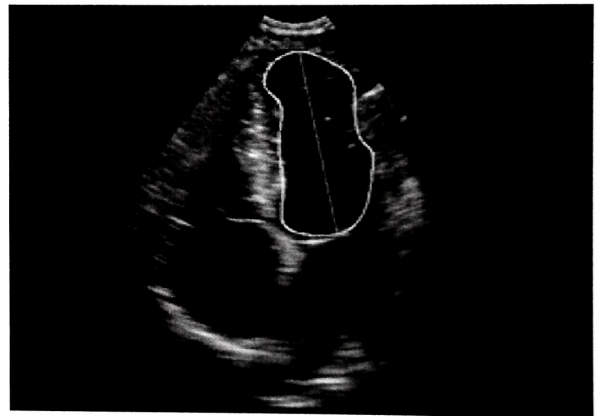
$$\tau = 100 \cdot (I_{fill_man} - I_{subtract}) / I_{fill_man} \% \quad (23)$$

در روابط فوق B_{manual} نقاط به دست آمده برای جداره به وسیله متخصص و $B_{automatic}$ جداره به دست آمده به صورت خودکار است. تابع $imfill$ عملگر ریخت‌شناختی پرکننده تصویر و درصد τ بیانگر شباهت دو جداره نسبت به یکدیگر است.

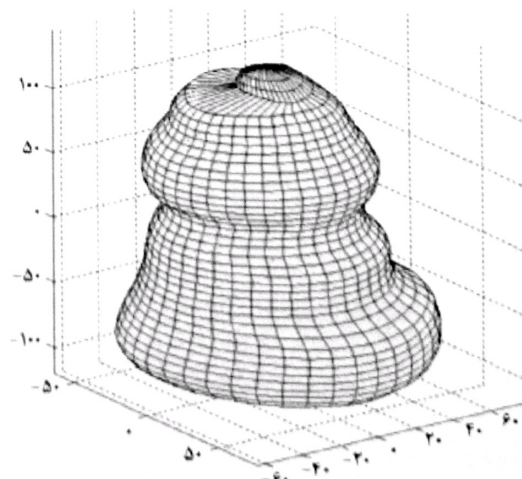


شکل ۱۱- تصویر مربوط به شناسایی جداره‌های بطن چپ در یک تصویر آپیکال چهار حفره‌ای. جداره مشخص شده به وسیله متخصص با رنگ قرمز و جداره تعیین شده به وسیله روش ارائه شده با رنگ سبز نشان داده شده است.

حال محور عمودی را به n قسمت موردنظر تقسیم می‌کنیم. برای هر قسمت چهار نقطه بر روی دو کانتور به دست می‌آید. با توجه به داشتن ۴ نقطه در هر قسمت می‌توان یک تابع بی-اسپلاین تشکیل داد. حال هر بند این تابع بی-اسپلاین را به m قسمت تقسیم می‌کنیم. در نتیجه برای هر قسمت تعداد $m \times n$ نقطه با اطلاعات مکان قرارگیری آنها به دست می‌آید. این تعداد نقطه بر روی سطح سه‌بعدی مستقر شده‌اند. برای هر ۴ نقطه مجاور با استفاده از روش‌های ترسیم سه‌بعدی، می‌توان یک صفحه در نظر گرفت. با اتصال این صفحات به یکدیگر شکل سه‌بعدی به وجود خواهد آمد. هرچه مقادیر m و n بیشتر باشند شکل سه‌بعدی ایجاد شده نرم‌تر خواهد بود (شکل ۱۰).



شکل ۹- محور شناسایی شده درون کانتور به دست آمده بر روی تصویر آپیکال چهار حفره‌ای



شکل ۱۰- مدل سه بعدی از بطن چپ

۲-۳- آزمون مقایسه مساحت و حجم

اگر چه آزمون به عمل آمده برای مقایسه شباهت جداره‌ها دارای اهمیت فراوانی است، اما در نهایت مساحت حفره بطن چپ و حجم به دست آمده برای آن مورد توجه پزشک قرار می‌گیرد. زیرا برای حالات نرمال و غیر نرمال برای این دو مؤلفه جداول استاندارد موجود است. حجم بطن چپ با استفاده از روش سیمون اصلاح شده محاسبه شده است. در جدول ۳ نتیجه مقایسه حجم محاسبه شده برای بیماران قابل مشاهده است. باید توجه داشت در تمام تصاویر، عمق تصویربرداری و تبدیل پیکسل به سانتی‌متر در هر تصویر موجود است. به عنوان مثال برای یک نمونه بیمار که عمق تصویربرداری به کمک دستگاه جی-ای ویوید-۳^{۳۵} برابر ۱۷cm است، ۱cm معادل ۲۱ پیکسل است.

نتایج به دست آمده در جدول ۴ بیانگر میزان شباهت مساحت به دست آمده به وسیله متخصص و روش خودکار ارائه شده است. با توجه به این جدول، مساحت کانتور عامل طولانی شدن فرایند تکرار شونده است. عامل دیگر میزان اغتشاش تصویر است که سبب کندی حرکت به دلیل کاهش سرعت نیروی بالن می‌شود.

جدول ۳- نتایج به دست آمده برای حجم بطن چپ و مقایسه

نتایج با دستگاه GE

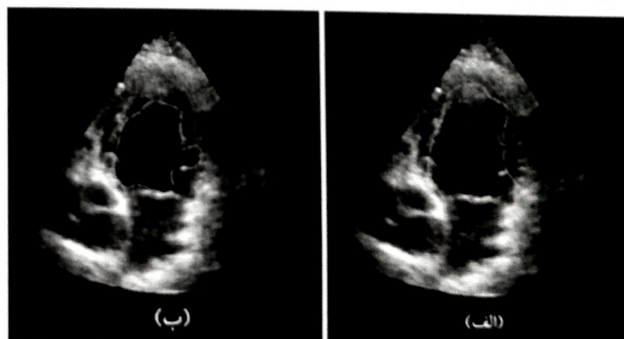
شبهات	حجم (نرم افزار) Cm ³	حجم (دستگاه GE) Cm ³	سیکل	بیمار	ردیف
۹۳	۳۰/۵۷	۲۸/۷۰	ES	۱	۱
۹۳	۵۵/۵۸	۶۰/۰۶	ED	۱	۲
۹۸	۲۷/۰۸	۲۶/۴۸	ES	۴	۳
۹۹	۵۴/۴۵	۵۴/۵۱	ED	۴	۴
۹۵	۷۰/۰۲	۶۶/۶۷	ES	۳	۵
۸۱	۱۰۷/۶۲	۱۳۱/۲	ED	۳	۶

با توجه به عملیات فوق نتیجه عملیات مقایسه جداره‌ها بر روی تعدادی بیمار انجام شده است (جدول ۲). این آزمون برای ۲ حالت استفاده و عدم استفاده از راهکار قدرت تفکیک چندگانه ارائه شده است. با توجه به آزمون به عمل آمده مشخص شد که تفاوت عملکرد روش با استفاده از راهکار قدرت تفکیک چندگانه برای تصاویر پر از اغتشاش با کنتراست جداره کم بسیار قابل توجه است (شکل ۱۲).

جدول ۲- نتایج به دست آمده برای آزمون شباهت جداره بر روی

تعدادی بیمار

#	درصد شباهت با راهکار قدرت تفکیک چندگانه (%)	درصد شباهت بدون راهکار قدرت تفکیک چندگانه (%)
۱	۸۶/۷۶	۸۱/۵۰
۲	۹۲/۲۴	۸۳/۳۰
۳	۸۴/۳۶	۷۶/۸۲
۴	۸۹/۱۲	۸۵/۱۳
۵	۹۳/۳۳	۸۴/۷۱
۶	۹۰/۱۲	۸۸/۰۲
۷	۷۹/۷۶	۶۹/۵۴
۸	۷۸/۵۴	۷۱/۰۱
۹	۸۰/۷۶	۶۵/۳۴
۱۰	۹۴/۶۷	۸۸/۵۲
۱۱	۹۱/۲۳	۸۳/۳۹



شکل ۱۲- تصویر با اغتشاش زیاد با جداره‌های به طور تقریبی نامشخص. الف) جداره به دست آمده به کمک قدرت تفکیک چندگانه (نتیجه ۸۱٪؛ ب) بدون استفاده از قدرت تفکیک چندگانه (نتیجه ۶۵٪)

جدول ۴- نتایج به دست آمده از استخراج جداره ها در تصاویر آپیکال ۲ و ۴ حفره‌ای. شباهت بر حسب درصد و مساحت‌ها بر حسب سانتی‌متر مربع بیان شده اند. زمان به دست آوردن جداره بر حسب ثانیه است.

زمان به دست آوردن جداره - ثانیه	شباهت	مساحت (نرم افزار) cm	مساحت (دستگاه GE) cm	سیکل	نام حفره	نوع نما	بیمار	ردیف
۱/۱۵	۸۰	۱۸/۴۵	۲۱/۸۹	ED	LV	A2C	۱	۱
۰/۴۹	۹۶	۱۴/۵۴	۱۵/۰۷	ES	LV	A2C	۱	۲
۰/۵۹	۹۶	۱۲/۹۸	۱۳/۴۸	ES	LA	A4C	۱	۳
۰/۸۲	۹۹	۱۳/۷۹	۱۳/۷۳	ES	LV	A4C	۱	۴
۲/۹۰	۹۶	۲۳/۵۴	۲۲/۶۲	ED	LV	A4C	۱	۵
۰/۷۷	۹۶	۸/۶۰	۸/۹۴	ED	LV	A4C	۲	۶
۰/۵۲	۸۶	۵/۳۶	۶/۲۶	ES	LV	A4C	۲	۷
۰/۴۵	۹۷	۷/۵۲	۷/۳۱	ES	LA	A4C	۲	۸
۲/۲۹	۹۰	۲۹/۲۰	۳۲/۵۳	ED	LV	A4C	۳	۹
۰/۳۷	۸۹	۱۸/۹۷	۲۱/۳۷	ES	LV	A4C	۳	۱۰
۰/۶۴	۹۸	۱۰/۹۴	۱۱/۱۹	ES	LA	A4C	۳	۱۱
۱/۶۵	۹۸	۲۲/۰۴	۲۲/۵۶	ED	LV	A2C	۴	۱۲
۱/۱۲	۹۶	۱۴/۶۵	۱۴/۱۱	ES	LV	A2C	۴	۱۳
۳/۴۰	۹۸	۱۹/۸۵	۲۰/۳۵	ED	LV	A4C	۴	۱۴
۱/۳۴	۹۹	۱۰/۴۰	۱۰/۲۹	ES	LA	A4C	۴	۱۵
۱/۵۳	۹۶	۱۳/۲۸	۱۲/۷۴	ES	LV	A4C	۴	۱۶

۴- بحث و نتیجه‌گیری

ما در این کار تحقیقاتی به دنبال پیدا کردن ابزاری توانمند برای شناسایی جداره‌ها بوده‌ایم. ابزار ارائه شده سرعت بالایی در زمینه شناسایی جداره‌ها دارد. همچنین دوام روش مارپی-اسپیلین در برابر اغتشاش تصاویر اکو بالاست. نتایج به دست آمده از تحقیقات بر روی اطلاعات بیماران امیدوار کننده است. نحوه به دست آوردن تصاویر و جمع‌آوری آن یکی از مشکلات در این زمینه خواهد بود. تصاویر تهیه شده باید دارای حداقل وضوح برای انجام عملیات پردازش تصویر باشد. در هر حال اگر نسبت سیگنال به اغتشاش از حد قابل قبولی کمتر باشد هیچ روشی قادر به شناسایی جداره‌ها به صورت صحیح نخواهد بود. بنابراین بسیاری از متخصصان در موارد دشوار، از تصمیم‌گیری بر اساس تصاویر پراغتشاش اجتناب می‌کنند. به‌عنوان مثال با مشاهدات فراوان مشخص شده است که در تصاویر اکو در بسیاری از موارد عضلات پاپیلاری^{۳۶} وارد تصویر آپیکال ۲ و ۴ حفره‌ای می‌شود. این عضلات دارای کنتراست در حد

جداره‌های بطن‌اند و در این صورت کار همراه با خطا خواهد بود. با وجود این در ادامه این گونه فعالیت‌ها، می‌توان یک مدل ریاضی برای این عضلات در تصویر ارائه کرد و به کمک روش‌هایی کانتور را از به دام افتادن در این عضلات رها کرد.

برای سرعت بخشیدن به عملکرد نرم‌افزار تهیه شده می‌توان آن را در محیط C پیاده‌سازی کرد که با انجام این کار سرعت پردازش تا چند برابر افزایش خواهد یافت.

مراجع

- [1] Cheng J., Foo S.W., and Krishnan Sh.M., Watershed-Presegmented Snake for Boundary Detection and Tracking of Left Ventricle in Echocardiographic Images, IEEE Transactions ON Information Technology In Biomedicine, 2006; 10(2).
- [2] Park J. and Keller J.M., Snakes on the watershed, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell, 2001; 23(10): 1201-1205.
- [3] Chen C., Lu H., and Huang Y., Cell-based dual snake model: A new approach to extracting highly winding boundaries in the ultrasound images, Ultrasound in Med. & Biol, 2002; 28: 1061-1073.
- [4] Kass M., Witkin A., and Terzopoulos D., Snakes: Active contour models, Int. J. Comput. Vis., 1988: 321-331.

³⁶ Papillary Muscles

- [12] Brigger P., Hoeg J., and Unser M., B-Spline Snakes: A Flexible Tool for Parametric Contour Detection, IEEE Trans. on Image Processing, 2000; 9(9): 1484-1496.
- [13] Leung C.C., Chan C.H., Chan F.H.Y., Tsui W.K., B-spline snakes in two stages, Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004. Proceedings of the 17th International Conference, 2004; 1:568-571.
- [14] Wang Y., Teoh E.Kh., Shen D., Structure-adaptive B-snake for segmenting complex objects Image Processing, 2001 Proceedings. 2001 International Conference, 2001; 2: 769 – 772.
- [15] Xu C. and Prince J.L., Generalized gradient vector flow external forces for active contours, Signal Processing-An International Journal, 1998; 71(2): 131–139.
- [16] Brigger P., Engel R. and Unser M., B-spline Snakes and a JAVA interface: An Intuitive Tool for General Contour Outlining, in ZCZP'98, Chicago, October 4-7, 1998.
- [17] Wang Y., Teoh E.K., Object Contour Extraction Using Adaptive B-Snake Model, J. Mathematical Imaging and Vision, 2006; 24(3): 295-306.
- [18] K Oh J., Seward J.B., Tajik A.J., The Echo-Manual second Edition. Lippincott Williams & wilkins. New York: 1999:45-56.
- [5] Park H., Schoepflin T., Kim Y. Active contour model with gradient directional information: Directional snake. IEEE Trans Circuits Syst Video Technol 2001; 1: 252-256.
- [6] Cootes T.F., Taylor C.J., Cooper D.H., and Graham J., Active shape models – their training and application, Comp. Vis. Imag. Under., 1995; 61(1): 38-39.
- [7] Hill A. and Taylor C.J., Automatic landmark identification using a new method of non-rigid correspondence, in Proc. Information Processing in Medical Imaging (IPMI'97), Springer-Verlag, 1997; 483-488.
- [8] Edwards G.J., Taylor C.J., and Cootes T.F., Interpreting face images using active appearance models, in Proc. Int'l Conf. Automatic Face Gesture Recog., 1998; 300-305.
- [9] Chuang G. and Kuo C., Wavelet descriptor of planar curves: Theory and applications, IEEE Trans. Image Processing, 1996; 5:56-70.
- [10] Mignotte M., Meunier J. and Tardif J.C., Endocardial Boundary Estimation and Tracking in Echocardiographic Images using Deformable Templates and Markov Random Fields” Pattern Analysis & Applications, 2001; 4: 256–271
- [11] Wang Y., Khwang Teoh E., Dynamic B-snake model for complex objects segmentation” Image and Vision Computing, 2005; 23: 1029–1040.