

Global Wall Motion Estimation of Echocardiographic Images Based on Temporal Information and Sparse Representations

P. Gifani¹, H. Behnam^{2*}, and M. Shojaiefard³

^{1,2} Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering; Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

³ Shaheed Rajaei Cardiovascular Medical and Research Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 19 August 2017, received in revised form: 6 October 2017, accepted: 14 November 2017

Abstract

In this paper, we introduce a novel framework for illustrating the cardiac movements in echocardiographic images by utilizing temporal information and sparse representation. For the proposed method, we first derived temporal information by extracting intensity variation time curves (IVTC) assessed for each pixel. Then an over complete dictionary based on prior knowledge of the temporal signals and a set of pre-specified known functions was designed. The IVTCs can then be described as linear combinations of a few prototype atoms in the dictionary. We used the Bayesian Compressive Sensing (BCS) sparse recovery algorithm to find the sparse coefficients of the signals. By decomposing the IVTCs to different families and extracting proper features based on the sparse information, we attain the color coded images which illustrates the general movements of cardiac segments. The database consists of 21 echocardiography sequence of normal and abnormal volunteers in short axes and 4 chamber views. The results show the great achievement in global wall motion estimations.

Key Words: *Echocardiographic Images, Global Wall Motion, Intensity Variation Time Curves, Sparse Representations*

*Corresponding author

Address: Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering; Iran University of Science and Technology, P.O. Box: 1684137114 Tehran, Iran

Tel: +98-21-73225629

Fax: +98-21-73225777

E-mail: behnam@iust.ac.ir

ارائه نقشه حرکت بافت قلب در تصاویر اکوکاردیوگرافی مبتنی بر اطلاعات زمانی و نمایش تنک

پریسا گیفانی^۱، حمید بهنام^{۲*}، مریم شجاعی فرد^۲

^۱گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
^۲دانشیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
^۳استادیار، مرکز قلب و عروق بیمارستان شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۵/۲۸، بازنگری: ۱۳۹۶/۷/۱۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۸/۲۳

چکیده

در این تحقیق، با تغییر زاویه دید به مجموعه تصاویر اکوکاردیوگرافی و استفاده از اطلاعات زمانی و مفاهیم نمایش تنک، الگوریتمی کارا برای تحلیل حرکت عمومی بافت قلب در طول یک سیکل قلبی در تصاویر اکوکاردیوگرافی ارائه می‌شود. در گام اول برای استفاده از اطلاعات زمانی تصاویر اکوکاردیوگرافی، سیگنال‌های زمانی گرفته شده از شدت روشنایی پیکسل‌ها در طول فریم‌های متوالی (منحنی تغییرات شدت روشنایی (*IVTC*)) استخراج می‌شوند. سپس، برای شناخت ویژگی‌ها، استخراج و تفسیر اطلاعات سیگنال‌های زمانی *IVTC* نمایش تنک این سیگنال‌ها ارائه شد و داده‌ها به فضای جدیدی انتقال می‌یابند. برای این منظور، با تحلیل ساختار و ماهیت سیگنال‌های زمانی *IVTC*، دیکشنری فوق کاملی شامل توابع مختلفی از پایه‌های سینوسی، کسینوسی و ویولت‌ها، طراحی شد و ضرایب تنک با استفاده از الگوریتم حسگری فشرده بی‌زین (*BCS*) استخراج می‌شوند. با تجزیه سیگنال‌های زمانی به پایه‌های مختلف توابع موجود در دیکشنری و استخراج ویژگی از سیگنال‌های تجزیه شده، به تصاویر کدشده رنگی دست خواهیم یافت، که معرف حرکت عمومی نواحی مختلف قلبی است. مجموعه داده مورد بررسی، شامل تصاویر اکوکاردیوگرافی از ۲۱ فرد مختلف در نمای محور کوتاه و نمای چهار حفره‌ای قلب است. نتایج نشان‌دهنده عملکرد مناسب روش پیشنهادی در تعیین نواحی سالم و کم‌حرکت قلب است.

کلیدواژه‌ها: تصاویر اکوکاردیوگرافی، نمایش تنک، منحنی تغییرات شدت روشنایی، حرکت عمومی قلب.

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران، کد پستی: ۱۶۸۴۱۳۷۱۱۴

تلفن: ۷۳۲۲۵۶۲۹ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۷۳۲۲۵۷۷۷ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: behnam@iust.ac.ir

۱- مقدمه

سیستم‌های تصویربرداری از جمله اولتراسوند، با پیشرفت روزافزون فن‌آوری و تکامل این سیستم‌ها جایگاه ویژه‌ای در تشخیص و درمان یافته است. تصویربرداری به کمک اولتراسوند از قلب را اکوکاردیوگرافی^۱ می‌نامند [۱]. این روش به دلایل هزینه کم، سرعت تصویربرداری بالا (امکان به تصویر کشیدن بافت‌های متحرک به صورت زمان حقیقی^۲)، غیرتهاجمی بودن، سرعت تصویربرداری بالا (امکان به تصویر کشیدن بافت‌های متحرک به صورت زمان حقیقی^۳)، بی‌ضرر بودن برای بدن انسان، قابل حمل بودن و استفاده آسان از دستگاه، برتر از دیگر روش‌های تصویربرداری از قلب، مانند روش‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۴، مقطع‌نگاری (توموگرافی) رایانه‌ای^۵ و مقطع‌نگاری با نشر پوزیترون^۶، است [۲]. به همین دلایل، در اغلب موارد پزشکی در اولین مرحله از تشخیص، از این نوع تصویربرداری استفاده می‌کند. در روش معمول، پزشک متخصص پس از گرفتن تصاویر اکوکاردیوگرافی، آن را تحلیل کرده و به دنبال مشخصه‌های مورد نظری است که نشان‌دهنده بیماری یا عدم بیماری قلب باشد. تحلیل و ارزیابی پزشک، به دو صورت انجام می‌شود؛ اول، ارزیابی با دیدن تصاویر و دوم، ارزیابی براساس محاسبات دستی. در هر دو حالت، تفسیر تصاویر اکوکاردیوگرافی، به علت کیفیت پایین آنها (وجود نویز اسپکل^۷) و تغییرات سریع دریچه‌ها و دیواره‌های قلبی، حتی برای بهترین متخصصان بسیار مشکل است و به یک دوره آموزشی طولانی نیاز داشته و بسیار وابسته به تجربه متخصص است. علاوه بر این، این محاسبات و به خصوص ارزیابی‌های با چشم، به تشخیص‌های کیفی منجر می‌شود که باعث ایجاد تفاوت قابل ملاحظه در تشخیص در افراد متخصص مختلف و حتی یک متخصص در زمان‌های مختلف می‌شود؛ از این رو نیاز فراوانی به یک سیستم خودکار برای کمی کردن حرکات قلب و کمک به تشخیص واقعی، به خصوص در متخصصان قلب کم‌تجربه احساس می‌شود. برای کمی کردن حرکت بافت قلبی، روش‌های مختلفی مبتنی بر پردازش تصویر پیشنهاد شده است که عبارت‌اند از: روش‌های مبتنی بر بخش‌بندی [۳]، روش‌های مبتنی بر تطبیق تصاویر [۴]، روش‌های مبتنی بر تصاویر

پارامتریک [۵] و روش‌های مبتنی بر ردیابی اسپکل [۶]. این روش‌ها نیز به دلیل وجود نویز اسپکل غیروابسته، حرکت خارج از صفحه عضله بطن چپ ناشی از تغییر شکل سه‌بعدی پیچیده آن، حذف دیواره بطن چپ در فرایند شکل‌پذیری تصویر اولتراسونیک، پدیده سایه‌اندازی و همچنین آرتیفکت‌های ناشی از عضلات پاپیلاری و دریچه‌ها، دقت بالایی ندارند. همچنین در برخی از این روش‌ها، مجموعه داده‌های زیادی تحت بیماری‌های مختلف، برای آموزش نیاز است.

در این تحقیق، یک روش خودکار براساس استخراج اطلاعات زمانی و نمایش تنک، برای غلبه بر این مشکلات و برای تشخیص و ارزیابی دقیق‌تر ناهنجاری‌های ناحیه‌ای و عمومی عملکرد عضلات قلب در تصاویر دوبعدی اکوکاردیوگرافی، ارائه شده است. از مزایای اصلی این روش، نیاز نداشتن به بخش‌بندی و ردیابی نواحی مختلف قلب، که کار بسیار مشکلی در تصاویر اکوکاردیوگرافی است، می‌باشد. ساختار مقاله به صورت زیر است. در بخش روش کار، روش پیشنهادی در چند مرحله پیش‌پردازش، استخراج اطلاعات زمانی، نمایش تنک و طراحی دیکشنری را به طور خلاصه معرفی می‌کنیم. سپس در بخش نتایج، تصاویر کدشده رنگی برای کمی کردن حرکت قلب در نمای محور کوتاه ارائه خواهد شد. در بخش آخر نیز جمع‌بندی انجام خواهد شد.

۲- روش کار

در این بخش، بخش‌های مختلف الگوریتم پیشنهادی را معرفی می‌کنیم.

۲-۱- جمع‌آوری داده‌ها و پیش‌پردازش

از ۹ فرد سالم و ۱۲ فرد بیمار، تصاویر دوبعدی اکوکاردیوگرافی در دو نمای چهارحفره‌ای و نمای محور کوتاه ثبت شده است. بیماری این افراد شامل انفارکتوس و ایسکمی می‌شود، که ناهنجاری‌هایی در عملکرد عضله بطن چپ قلب آنها مشاهده می‌شود. داده‌ها با همکاری بیمارستان تخصصی قلب و عروق شهید رجایی و توسط یک دستگاه اکوکاردیوگرافی ساخت شرکت *General Electric* مدل *Vivid3*، گرفته شده است. فرکانس تصویربرداری دستگاه، بین

^۵ Computed Tomography (CT)

^۶ Positron Emission Tomography (PET)

^۷ Speckle noise

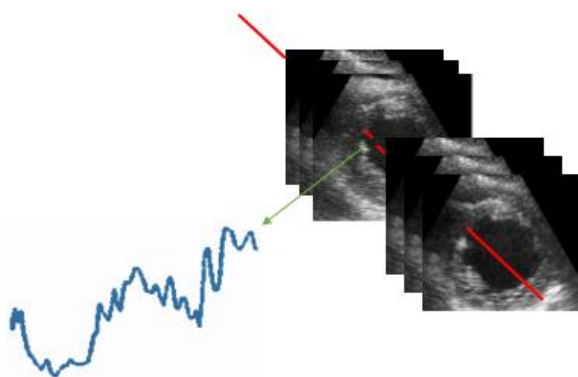
^۱ Echocardiography

^۲ Real time

^۳ Real time

^۴ Magnetic Resonance Imaging (MRI)

طول فریم‌های متوالی (منحنی تغییرات شدت روشنایی^۱ $(IVTC)$) استخراج می‌شوند [۸]. هر سیگنال $IVTC$ به وسیله پیکسل مورد نظر $p(x,y,t)$ بیان می‌شود، که مختصات (x,y) پیکسل مورد نظر بوده و t بیانگر فریم t ام در مجموعه تصاویر است. شکل (۳)، نمونه‌ای از سیگنال $IVTC$ را نشان می‌دهد، که از پیکسلی در موقعیت (x,y) و ۱۰۰ فریم متوالی استخراج شده است. تغییرات سیگنال، معرف تغییرات شدت روشنایی هر پیکسل در طول زمان است.



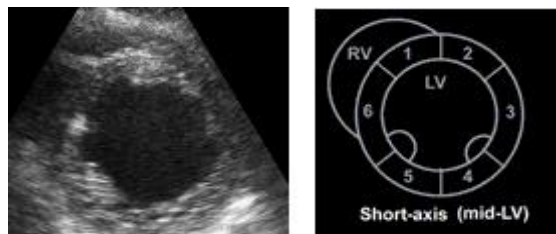
شکل (۳) - نمونه‌ای از سیگنال $IVTC$ در ۱۰۰ فریم متوالی

در گام بعد، برای شناخت ویژگی‌ها، استخراج و تفسیر اطلاعات سیگنال‌های زمانی $IVTC$ ، نمایش تنک ای-بی-سیگنال‌ها ارائه شد و داده‌ها به فضای جدیدی انتقال می‌یابند. در ادامه، این مراحل را توضیح می‌دهیم.

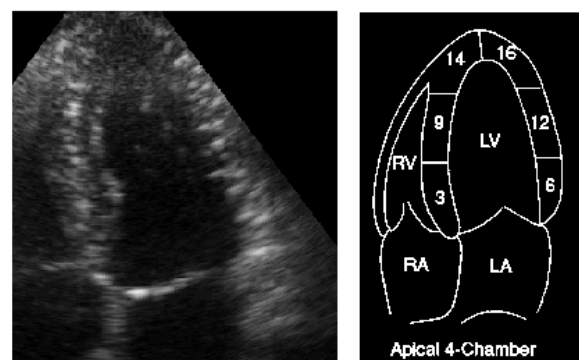
۲-۳- نمایش تنک سیگنال $IVTC$

در طول چند سال اخیر، اصطلاح تنک به‌عنوان یکی از مفاهیم پیشرو در بسیاری از برنامه‌های کاربردی مربوط به پردازش سیگنال ظهور کرده است و به تحول عظیمی در نمایش سنتی سیگنال‌ها منجر شده است [۹-۱۱]؛ یعنی، به جای نمایش سیگنال با جمع سیگنال‌های سینوسی (نمایش فوریه)، اکنون دیکشنری‌های متفاوتی مانند ویولت^۲، گابور^۳، کانتورلت^۴، چیرپلت^۵ و ... در دسترس هستند و نمایش جدید، با بسط سیگنال‌ها توسط پایه‌های انواع مختلف دیکشنری‌ها انجام می‌شود [۱۲-۱۶]. با انتخاب مناسب پایه‌های دیکشنری براساس ماهیت سیگنال، می‌توانیم به نمایشی تنک از سیگنال دست یابیم؛ به طوری که تعداد زیادی از ضرایب به‌دست‌آمده

۴۶ تا ۷۴ فریم بر ثانیه و نرخ ضربان قلب افراد بین ۵۱ تا ۸۵ ضربان بر دقیقه بوده است. نمونه‌ای از تصاویر در نمای محور کوتاه و نمای چهارحفره‌ای، به همراه استاندارد شماره‌گذاری نواحی مختلف آن، در شکل‌های (۱) و (۲) نشان داده شده‌اند.



شکل (۱) - سمت چپ: نمونه‌ای از نمای محور کوتاه از بطن چپ، سمت راست: شماره‌گذاری استاندارد نواحی مختلف از نمای محور کوتاه



شکل (۲) - سمت چپ: نمونه‌ای از نمای چهارحفره‌ای از بطن چپ، سمت راست: شماره‌گذاری استاندارد نواحی مختلف از نمای چهارحفره‌ای

برای در نظر گرفتن پارامتر نرخ ضربان قلب و یکسان‌سازی تعداد فریم‌های بررسی‌شده، ۱۰۰ فریم متوالی برای هر فرد در نظر گرفته شده و تحلیل می‌شوند. به این صورت اطمینان حاصل می‌شود که تعداد تصاویر بررسی‌شده برای هر فرد، شامل دست‌کم یک تناوب قلبی بوده و در عین حال اطلاعات حرکات زیاد بافت‌های سالم و حرکات کم بافت‌های بیمار، در ۱۰۰ فریم متوالی نهفته می‌شود.

۲-۲- استخراج اطلاعات زمانی

پس از در نظر گرفتن ۱۰۰ فریم متوالی برای هر فرد، سیگنال‌های زمانی ثبت‌شده از شدت روشنایی پیکسل‌ها در

^۱ Gabor

^۲ Contourlet

^۳ Chirplet

^۱ Intensity Variation Time Curve (IVTC)

^۲ Wavelet

هرچه نمایش سیگنال در دیکشنری، تنک تر باشد، تعداد ضرایب غیر صفر کمتر است؛ به عبارت دیگر، سیگنال را بر حسب تعداد کمتری از اتم‌ها، بسط داده‌ایم. در این حالت، به نمایش فشرده تری از سیگنال مورد نظر رسیده‌ایم، که این مطلوب تر است.

مسئله بازسازی بردار سیگنال تنک، به حل مسئله بهینه سازی زیر می‌انجامد؛ به طوری که، W کمترین تعداد المان‌های غیر صفر را داشته باشد:

$$(۲) \quad \hat{w} = \arg \min_w \{ \|x - \Phi w\|_2^2 + \rho \|w\|_0 \}$$

که منظور از $\|\dots\|_0$ ، نرم صفر بردار است که تعداد المان‌های غیر صفر آن را می‌شمارد. از آنجا که نرم صفر محدب نیست، مسئله $NP\text{-Hard}$ تلقی می‌شود و حل آن به یک جستجوی کامل وابسته است، که به وضوح در ابعاد بالا عملی نیست؛ بنابراین روش‌های جایگزینی برای حل مسئله بالا پیشنهاد شده است، که با تقریب بسیار خوبی معادل یافتن نرم صفر است. این روش‌ها به چهار دسته اصلی تقسیم می‌شوند، که عبارت‌اند از: ۱- روش‌های مبتنی بر بهینه‌سازی محدب بر اساس نرم یک (مانند الگوریتم *Basis Pursuit*) [۲۰]، ۲- روش‌های حریم‌سازانه (مانند الگوریتم *Orthogonal matching pursuit*) [۲۱]، ۳- روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری بازگشتی (مانند روش *Bregman iterations*) [۲۲] و ۴- روش‌های مبتنی بر الگوریتم‌های احتمالاتی (مانند الگوریتم *Bayesian Compressive Sensing (BCS)*) [۲۳]. با توجه به برتری الگوریتم احتمالاتی *BCS* در یافتن ضرایب تنک و بازسازی سیگنال *IVTC* با دقت و سرعت بالا [۷]، در این پژوهش نیز از این الگوریتم نمایش تنک استفاده شد. در ادامه، نحوه طراحی دیکشنری فوق کامل بر اساس توابع از پیش تعیین شده سینوسی-کسینوسی و ویولت ارائه می‌شود.

۴-۲- طراحی دیکشنری

پس از استخراج سیگنال *IVTC*، مرحله دوم انتخاب دیکشنری فوق کامل مناسب است، تا بر اساس آن، سیگنال مورد نظر تجزیه شده و ضرایب تنک متناظر آن مشخص شوند.

در فضای تبدیل، مقدار صفر یا نزدیک به صفر دارند [۱۷]. با وجود اینکه بسیاری از سیگنال‌های طبیعی با تبدیلاتی نظیر تبدیل فوریه گسسته، تبدیل کسینوسی گسسته و تبدیل ویولت، تنک می‌شوند؛ اما همچنان می‌توان سیگنال‌هایی را یافت که در هیچ یک از این دیکشنری‌ها، به تنهایی نمایش تنکی ندارند. برای مثال، سیگنالی که فقط شامل ضربه باشد، نمایش تنکی در دیکشنری دپراک دارد. همچنین یک سیگنال سینوسی در دیکشنری فوریه، تنک خواهد بود؛ اما سیگنالی که شامل مجموع توابع ضربه و سینوسی است، در هیچ یک از دو دیکشنری، به تنهایی نمایش تنکی نخواهد داشت. اگر دو دیکشنری با هم ترکیب شوند و یک دیکشنری فوق کامل^۱ به دست آید، نمایش سیگنال در این دیکشنری فوق کامل، تنک خواهد بود. به طور کلی، برای افزایش احتمال تنکی نمایش سیگنال، می‌توان از دیکشنری‌های فوق کامل با تعداد اتم‌های بیشتر از طول سیگنال استفاده کرد [۱۸].

در این تحقیق، با تحلیل ساختار و ماهیت سیگنال‌های زمانی *IVTC*، دیکشنری فوق کاملی شامل توابع مختلفی از پایه‌های سینوسی-کسینوسی و ویولت‌ها، طراحی شده است و نمایشی تنک از این سیگنال‌ها ارائه می‌شود. سپس با استفاده از اطلاعات به دست آمده از ساختار سیگنال‌ها در فضای تنک، به اهداف مورد نظر در این تحقیق دست می‌یابیم.

هدف نمایش تنک سیگنال بر اساس دیکشنری فوق کامل، یافتن تعداد محدودی اتم در دیکشنری است، تا سیگنال اصلی با ترکیب خطی آنها، به طور مؤثری بازسازی شود. ساختار اصلی الگوریتم‌های بازسازی تنک سیگنال بر اساس دیکشنری فوق کامل، می‌تواند به صورت مسئله حسگری فشرده^۲ بیان شود و اغلب به صورت فرمول رگرسیون خطی بیان می‌شود [۱۹]:

$$(۱) \quad x = \phi w + \varepsilon$$

که x سیگنال اصلی (یا همان سیگنال *IVTC*) با ابعاد $M \times 1$ ، بردار ضرایب تنک با ابعاد $N \times 1$ و ϕ ماتریس دیکشنری فوق کامل با ابعاد $M \times N$ است، که ستون‌های آن شامل اتم‌های پایه هستند؛ به طوری که $N > M$ است. ε نیز معرف نویز سیگنال است. هدف اصلی، یافتن پاسخ تنک w بر اساس سیگنال x و دیکشنری از پیش تعیین شده^۲ ϕ است.

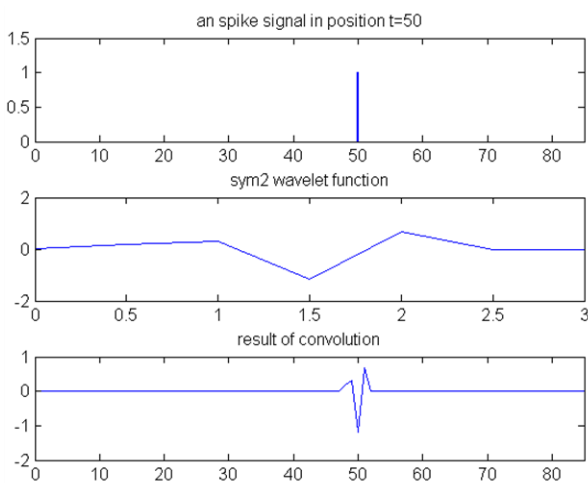
^۱ non-deterministic polynomial-time hard

^۱ Over complete dictionary

^۲ Compressive Sensing

حال با داشتن این توابع، اتم‌های دیکشنری طراحی می‌شوند. می‌دانیم که پایه‌های دیکشنری، طولی برابر با طول سیگنال $IVTC$ هستند (T) دارند. حال، اگر یک سیگنال ضربه به طول T فرض شود که در تمام نقاط، به جز لحظه t ($t=1, \dots, T$)، مقدار صفر داشته و این سیگنال ضربه را با یکی از توابع پایه موجک یا مقیاس، کانوالو کنیم، یک اتم از دیکشنری ساخته می‌شود. شکل (۴)، نمونه‌ای از ساخت پایه موجک $sym4$ برای سیگنال زمانی به طول $T=250$ ، در موقعیت زمانی $t=100$ را نشان می‌دهد؛ به عبارت دیگر یکصدمین پایه موجک $sym4$ در دیکشنری، به این شکل ساخته می‌شود.

به همین ترتیب، با لغزاندن تابع ضربه از نقطه 1 الی T ، سیگنال مجزای ضربه خواهیم داشت. با کانوالو کردن هریک از این ضربه‌ها در توابع پایه موجک و مقیاس، اتم‌های دیکشنری در بخش ویولت ساخته خواهند شد؛ بنابراین در بخش ویولت برای هر خانواده، T اتم برای توابع موجک و T اتم برای توابع مقیاس وجود دارد و در کل برای هر ۴ خانواده، $2 \times 4 \times T$ اتم خواهیم داشت.



شکل (۴) - ساخت پنجاهمین پایه تابع موجک $sym2$ به وسیله کانولوشن تابع موجک با تابع ضربه

۲-۴-۲- طراحی دیکشنری براساس توابع سینوس

کسینوس

در بخش توابع سینوسی و کسینوسی، طراحی اتم‌ها ساده‌تر است. با تولید سیگنال‌های $\sin(k \times t/T)$ و $\cos(k \times t/T)$ ، که $k=1, \dots, T/2$ ، $t=1, \dots, T$ است، $T/2$ اتم برای بخش سینوسی و $T/2$ اتم برای بخش کسینوسی خواهیم داشت؛ بنابراین دیکشنری فوق‌کامل، T ستون و T سطر خواهد

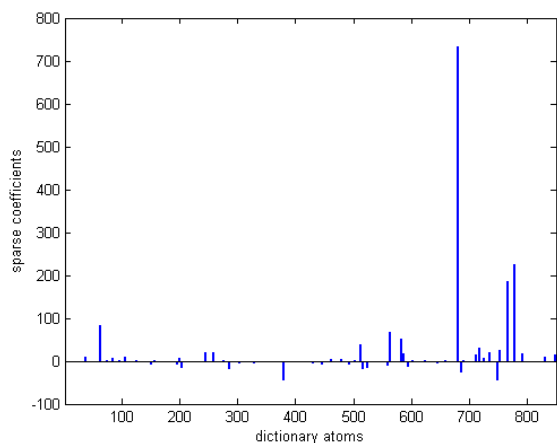
به‌طور کلی، دو راه برای طراحی دیکشنری وجود دارد: ۱- طراحی دیکشنری براساس توابع از پیش تعریف‌شده، مانند سینوسی، کسینوسی، ویولت و ... ۲- طراحی دیکشنری براساس یادگیری بخشی از داده‌های تعلیم، که به‌اصطلاح یادگیری دیکشنری گفته می‌شود. در بسیاری از موارد، طراحی دیکشنری فوق‌کامل براساس روش اول ترجیح داده می‌شود؛ زیرا این روش ساده‌تر و سریع‌تر از روش دوم بوده و از طرفی، کنترل بیشتری روی توابع تشکیل‌دهنده دیکشنری خواهیم داشت. بر این اساس، در این پژوهش، از روش اول برای طراحی دیکشنری استفاده می‌کنیم. براساس دانش اولیه‌ای که از ساختار و ظاهر سیگنال $IVTC$ داریم، دیکشنری موردنظر را به‌صورت ترکیبی از چهار خانواده ویولت و همچنین توابع سینوسی و کسینوسی تشکیل می‌دهیم. دلیل انتخاب توابع سینوسی و کسینوسی، عملکرد تناوبی قلب است و دلیل انتخاب خانواده‌های ویولت، وجود حرکات ظریفی است که به‌طور معمول روی سیگنال‌های متناوب سینوسی و کسینوسی قرار می‌گیرند. برای درک بهتر، طراحی دیکشنری به دو بخش ویولت و سینوس - کسینوس تقسیم می‌شود و در ادامه، به‌طور مجزا معرفی می‌شوند.

۲-۴-۱- طراحی دیکشنری در بخش ویولت

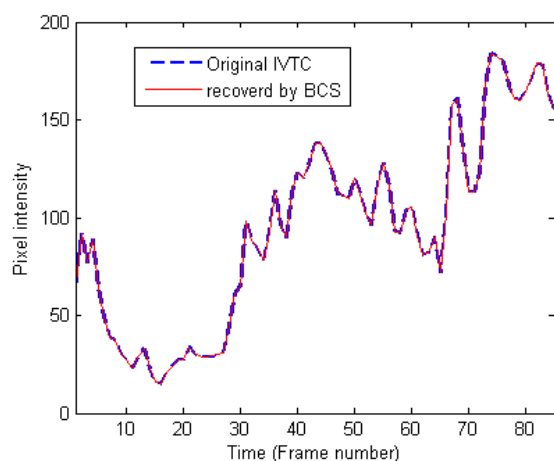
توابع ویولت را می‌توان به دو دسته کلی تفکیک کرد. این دو دسته عبارت‌اند از: ویولت‌های متعامد و ویولت‌های دو-متعامد. ویولت‌های متعامد، دسته بسیار پرکاربردی از ویولت‌ها هستند که ویژگی‌هایی مانند تعامد، تقریب و همواری را دارند. در توابع متعامد در هر خانواده، یک تابع مقیاس و یک تابع موجک معرفی می‌شود و سیگنال به‌وسیله این توابع تجزیه می‌شوند؛ اما توابع ویولت دو-متعامد، شامل چهار دسته تابع مقیاس، تابع دوگان مقیاس، تابع موجک و دوگان موجک هستند. استفاده از توابع دو-متعامد در طراحی دیکشنری، به بزرگ و پیچیده شدن دیکشنری و به دنبال آن افزایش محاسبات، منجر می‌شود.

در این پژوهش، از میان توابع متعامد موجود، از توابع دابیشز ۴ ($Db4$)، سیملت ۲ ($Sym2$)، سیملت ۴ ($Sym4$) و مییر ($Meyer$) در طراحی دیکشنری استفاده شده است. از آنجا که توابع دابیشز و سیملت با ممان‌های کوچک‌تر، تعداد ضرایب کمتری نیز دارند، که به کاهش حجم محاسبات در طراحی توابع مقیاس و موجک در تکرارهای متوالی منجر می‌شود، از ممان‌های پایین ۲ و ۴ در این توابع استفاده شد.

به دست آمده، سیگنالی به طور کامل مشابه با سیگنال اصلی به دست می آید (شکل ۸)). این بازسازی دقیق، نشان دهنده دقت بالای ضرایب تنک به دست آمده در حفظ اطلاعات سیگنال است.



شکل (۷) - ضرایب تنک به دست آمده با استفاده از الگوریتم BCS

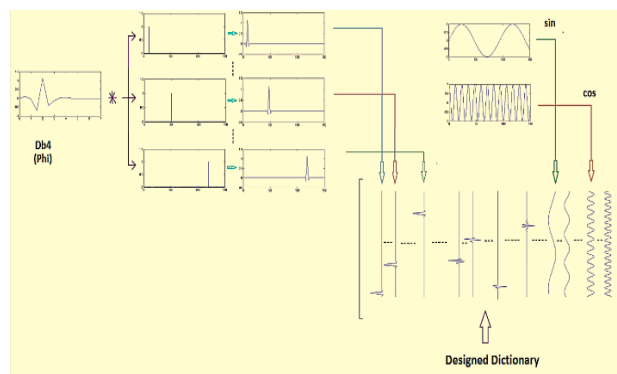


شکل (۸) - سیگنال IVTC اصلی و سیگنال بازسازی شده

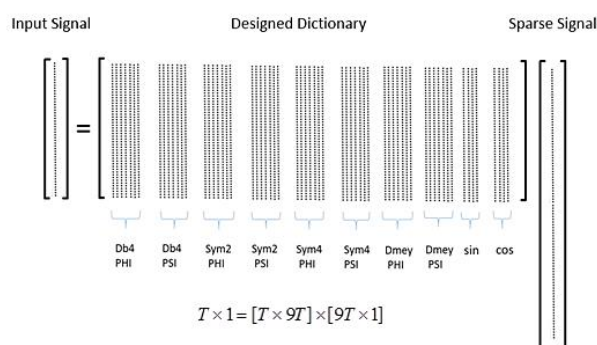
پس از محاسبه ضرایب تنک برای هر سیگنال *IVTC*، سیگنالها را تحلیل می کنیم. به این صورت که ضرایب تنک را براساس هر خانواده، از یکدیگر تفکیک کرده و سیگنال متناظر با این ضرایب، براساس دیکشنری طراحی شده، بازسازی می شود؛ سپس انرژی هر دسته سیگنال، محاسبه می شود. با جمع انرژی های به دست آمده از سیگنال متناظر با هر خانواده، یک معیار انرژی برای سیگنال *IVTC* به دست می آید. این معیار (ویژگی استخراج شده)، نشان دهنده میزان تغییرات سیگنال زمانی در طول فریم های متوالی در یک سیکل است. با کدگذاری رنگی برای بازه های مختلف انرژی به دست آمده در موقعیت های پیکسلی مختلف، یک نمایش رنگی از کل حرکت عمومی بافت قلبی به دست خواهد آمد.

داشت.

توجه شود که در طراحی دیکشنری، هر خانواده از اتمها به مقدار انرژی آن خانواده نرمالیزه می شوند. شکل (۵)، نمونه ای از ساخت اتمهای دیکشنری در دو بخش ویولت و سینوسی را نشان می دهد. همچنین شماتیکی از ساختار سیگنال ورودی، دیکشنری طراحی شده و سیگنال تنک متناظر، در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل (۵) - نمایشی از طراحی دیکشنری در دو بخش ویولت و سینوسی: در بخش ویولت، هر تابع با سیگنال های ضربه شیفته یافته به طول T ، کانالو شده و هر اتم دیکشنری ساخته می شود. در بخش سینوسی، با ایجاد توابع سینوسی و کسینوسی با فرکانس های مختلف و سپس نمونه برداری از آنها با تعداد نمونه های معادل T ، اتم های بخش سینوسی ساخته می شوند.

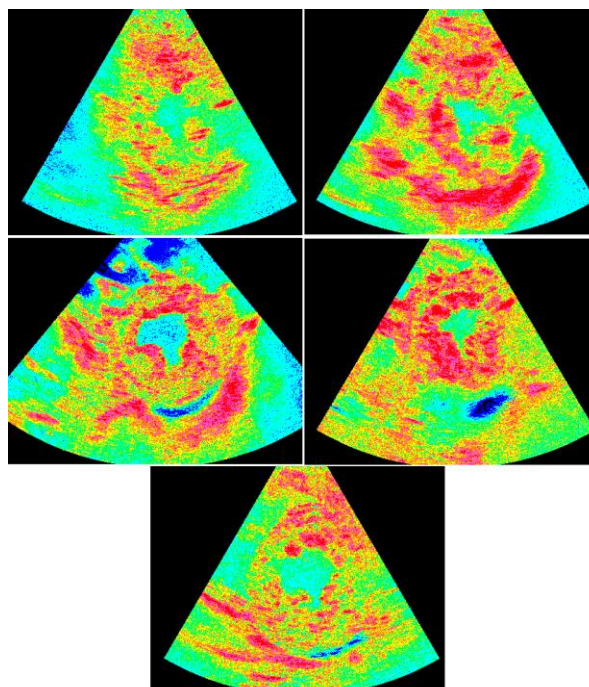


شکل (۶) - ساختار سیگنال ورودی، دیکشنری طراحی شده و سیگنال تنک متناظر

پس از طراحی دیکشنری، با داشتن سیگنال زمانی *IVTC* و الگوریتم بازسازی تنک *BCS*، ضرایب تنک سیگنال به دست خواهند آمد. شکل (۶)، ضرایب تنک سیگنال نشان داده شده در شکل (۲) را نشان می دهد. با بازسازی سیگنال اصلی براساس دیکشنری طراحی شده و ضرایب تنک

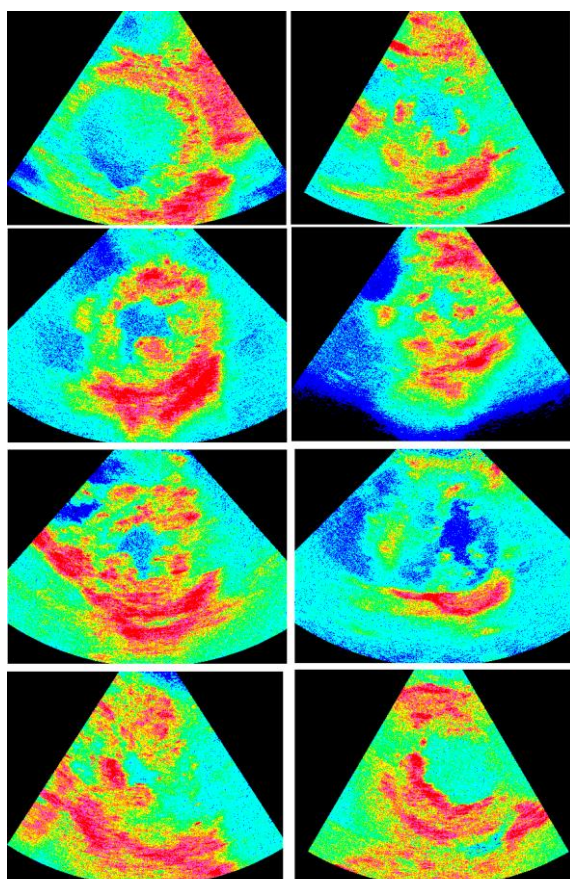
۳- نتایج

شکل (۹)، نتایج به دست آمده از میزان حرکت بطن چپ در نمای محور کوتاه را در افراد سالم و شکل (۱۰)، تصاویر متناظر با افراد بیمار را نشان می دهد. به همین ترتیب، شکل (۱۱) نشان دهنده میزان حرکت عمومی بافت بطن چپ در نمای چهارحفره ای از افراد سالم بوده و شکل (۱۲)، میزان حرکت بطن چپ در نمای چهارحفره ای در افراد بیمار را نشان می دهد. در این تصاویر، حرکات زیاد با رنگ قرمز و حرکات کمتر با رنگ آبی نشان داده شده اند. با بررسی های انجام شده توسط پزشک متخصص اکوکاردیوگرافی، تصاویر رنگی ایجاد شده، هماهنگی کاملی با میزان حرکت نواحی مختلف قلبی را داشته و می تواند به عنوان یک نقشه رنگی، به پزشک متخصص در تشخیص نواحی سالم و بیمار قلب کمک کند.

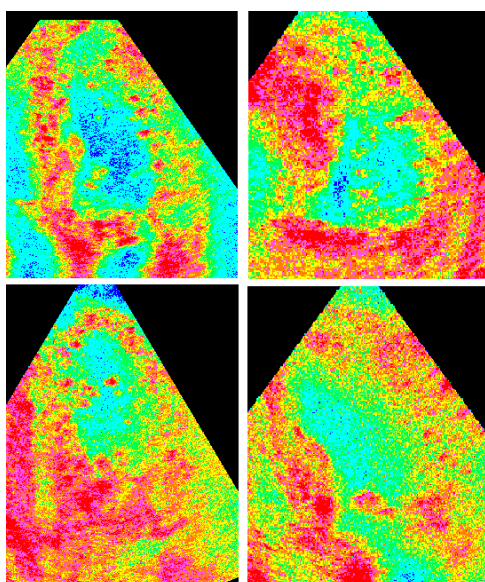


شکل (۹) - نقشه رنگی میزان حرکت نواحی مختلف قلب در نمای محور کوتاه در افراد سالم. در این تصاویر، تمام نواحی ۱ تا ۶ دارای حرکت زیاد و متناظر با آن، دارای کد رنگی قرمز هستند.

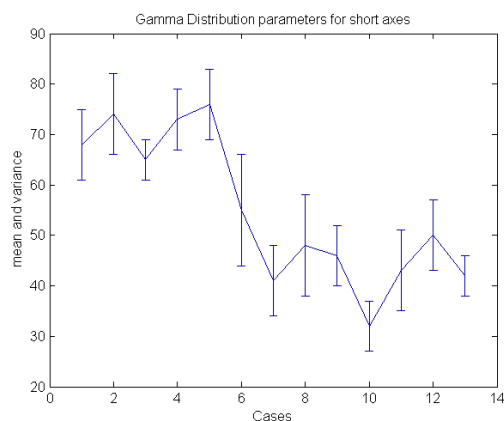
برای کمی کردن نتایج، هیستوگرام تصاویر به دست آمده استخراج شدند؛ سپس با نگاشت توزیع گاما روی هیستوگرام به دست آمده، میانگین و واریانس این توزیع، به عنوان دو پارامتر تفکیک کننده افراد سالم و بیمار معرفی می شوند. شکل (۱۳) و (۱۴)، به ترتیب نشان دهنده پارامترهای استخراجی برای نمای محور کوتاه و نمای چهارحفره ای است.



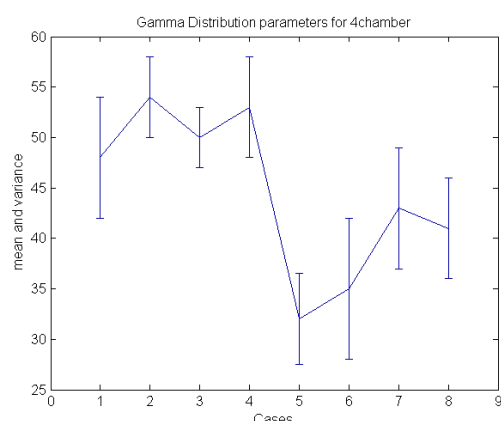
شکل (۱۰) - نقشه رنگی میزان حرکت نواحی مختلف قلب در نمای محور کوتاه در افراد بیمار. در این تصاویر، برخی از نواحی ۱ تا ۶ دارای حرکت کم بوده و با تون رنگی سبز و آبی نمایان شده، که نشان دهنده کاهش حرکت بافت قلبی در این نواحی است.



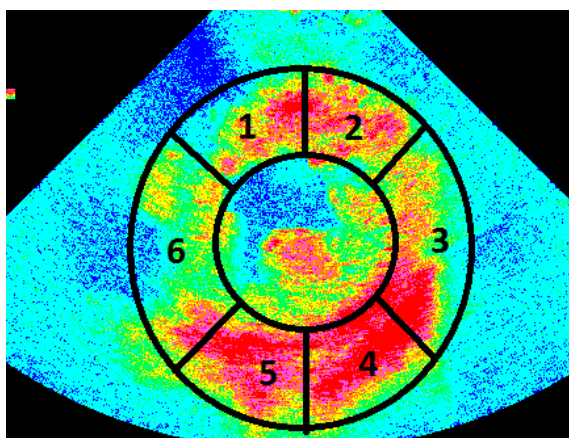
شکل (۱۱) - نقشه رنگی میزان حرکت نواحی مختلف قلب در نمای چهارحفره ای در افراد سالم. در این تصاویر، تمام نواحی (۳-۹-۱۴) ۱۶-۱۲ و ۶، دارای حرکت زیاد و متناظر با آن، دارای کد رنگی قرمز هستند.



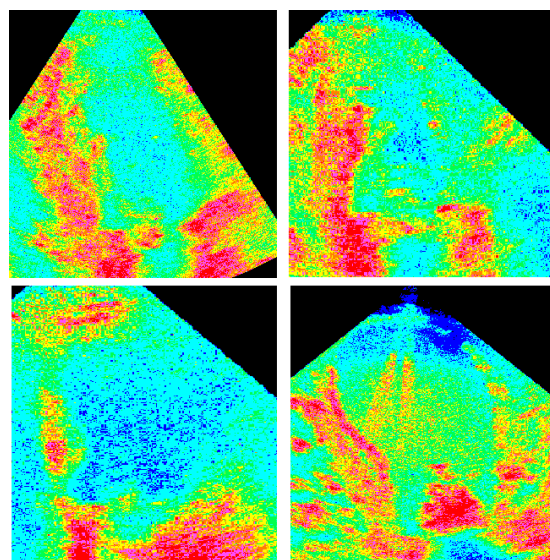
شکل (۱۳) - میانگین و واریانس توزیع گامای نگاشت شده روی هیستوگرام تصاویر به دست آمده برای افراد مختلف در نمای محور کوتاه. پنج مورد اول، مربوط به افراد سالم و هشت مورد بعدی، مربوط به افراد بیمار است.



شکل (۱۴) - میانگین و واریانس توزیع گامای نگاشت شده روی هیستوگرام تصاویر به دست آمده برای افراد مختلف در نمای چهارحفره‌ای. پنج مورد اول، مربوط به افراد سالم و هشت مورد بعدی، مربوط به افراد بیمار است.



شکل (۱۵) - تحلیل موضعی حرکت دیواره‌های بطن در نمای محور کوتاه قلب



شکل (۱۲) - نقشه رنگی میزان حرکت نواحی مختلف قلب در نمای چهارحفره‌ای در افراد بیمار. در این تصاویر، برخی از نواحی حرکت کم داشته و با تون رنگی سبز و آبی ظاهر شده‌اند، که نشان دهنده کاهش حرکت بافت قلبی در این نواحی است.

۴- تحلیل موضعی حرکت دیواره‌های قلبی

ایده کلی مطرح شده در این مقاله، به صورت کیفی بوده و هدف اصلی این پژوهش، ارائه نقشه از حرکت کلی بافت قلبی برای کمک به تشخیص سریع تر و بهتر پزشک است، که می تواند به عنوان یک مزیت تلقی شود. از آنجا که پزشکان اغلب به بررسی و تحلیل موضعی حرکت دیواره‌های قلبی، علاقه مند هستند، در این بخش با در نظر گرفتن نواحی استاندارد و کمی سازی ویژگی استخراجی از هر ناحیه و مقایسه با نظر پزشک، به ارزیابی کمی می پردازیم. شکل (۱۵)، نواحی مختلف ۱ تا ۶ را در نمای محور کوتاه برای فردی بیمار نشان می دهد. با استخراج ویژگی معرفی شده در هر ناحیه و آستانه گذاری آن، به تفکیک کمی هر ناحیه را از نظر کمی تفکیک کرده و مقدار به دست آمده را از لحاظ کیفی، با نظر پزشک مقایسه می کنیم. این ویژگی، انرژی به دست آمده در موقعیت هر پیکسل بوده که بین مقادیر صفر تا یک، نرمالیزه شده است. اگر این مقدار بیشتر از ۰/۵ باشد، معرف ناحیه سالم و کمتر از ۰/۵ باشد، نشان دهنده ناحیه کم حرکت است، که با نظر پزشک مطابقت دارد (جدول (۱)). به همین ترتیب، بررسی های مشابهی برای نمونه ای از فرد بیمار در نمای چهارحفره ای، در شکل (۱۶) و جدول (۲) ارائه شده است.

۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق با تغییر زاویه دید نسبت به مجموعه داده‌های تصاویر اکوکاردیوگرافی، بستری جدیدی برای تحلیل این تصاویر ارائه شد. برای شناخت ویژگی‌ها، استخراج و تفسیر اطلاعات سیگنال‌های زمانی *IVTC*، نمایش تنک این سیگنال‌ها ارائه شد و داده‌ها به فضای جدیدی انتقال یافتند. در این تحقیق، برای نمایش تنک سیگنال‌ها، یک دیکشنری توسط توابع ریاضی از پیش تعریف‌شده طراحی شد، که شامل توابعی از خانواده بولت و همچنین توابع سینوسی و کسینوسی بودند. برای محاسبه ضرایب تنک، از الگوریتم بازسازی حسگری فشرده بی‌زی (*BCS*) به‌عنوان یکی از دقیق‌ترین روش‌های موجود، استفاده شد.

برای کمی کردن میزان حرکت نواحی مختلف، سیگنال‌های مربوط به هر خانواده در دیکشنری، طراحی و استخراج شده است و انرژی هر دسته محاسبه می‌شود. سپس با جمع مقادیر انرژی، عددی به‌عنوان برچسب هر موقعیت پیکسلی به‌دست می‌آید که براساس مقدار بزرگی و کوچکی عدد به‌دست‌آمده، به‌ترتیب دارای تون رنگی قرمز و آبی می‌شوند. نتایج کمی و کیفی، نشان‌دهنده عملکرد مناسب الگوریتم پیشنهادی هستند.

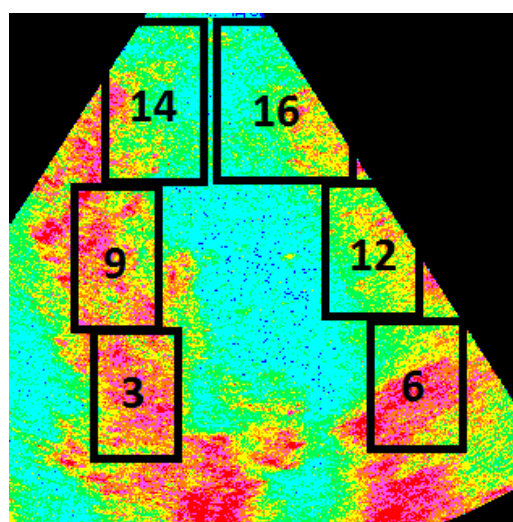
۶- مراجع

- [1] M. R. Lang, et al. "A report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology." *J Am Soc Echocardiogr.*, vol.18, pp. 1440-1463, 2005.
- [2] J. S. Suri, "Advances in diagnostic and therapeutic ultrasound imaging". Artech House, 2008.
- [3] S. Mazaheri, W. Rahmita, S. S. Puteri, Z. D. Mohd, F. Khalid, and R. M. Tayebi. "Segmentation methods of echocardiography images for left ventricle boundary detection." *Journal of Computer Science* vol.11, no. 9., pp. 957-970, 2015.
- [4] S. M. Alavi, and P. Masaeli. "Automatic detection of coronary artery disease using registration of ultrasound images of the heart (echocardiography)." *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences* vol. 24, no. 4 2016.
- [5] C.R. Dominguez, N. Kachenoura, and S. Mulé, "Classification of Segmental Wall Motion in Echocardiography Using Quantified Parametric Images", *International Conference Functional Imaging and Modeling of the Heart*, Barcelona, Spain, pp. 849- 858, 2005.

جدول (۱) - مقایسه ویژگی استخراجی با نظر پزشک در نمای

محور کوتاه

شماره ناحیه در نمای محور کوتاه	میانگین ویژگی استخراجی	نظر پزشک
۱	۰,۶۵	سالم
۲	۰,۷۱	سالم
۳	۰,۶۹	سالم
۴	۰,۸۷	سالم
۵	۰,۸۰	سالم
۶	۰,۳۱	کم حرکت



شکل (۱۶) - تحلیل موضعی حرکت دیواره‌های بطن در نمای چهارحرفه‌ای قلب

جدول (۲) - مقایسه ویژگی استخراجی با نظر پزشک، در نمای چهارحرفه‌ای

شماره ناحیه در نمای محور کوتاه	میانگین ویژگی استخراجی	نظر پزشک
۳	۰,۷۳	سالم
۹	۰,۶۹	سالم
۱۴	۰,۴۲	کم حرکت
۱۶	۰,۳۴	کم حرکت
۱۲	۰,۳۹	کم حرکت
۶	۰,۶۲	سالم

- [15] L. Sheng-peng, and Y. Fang. "A contourlet-transform based sparse ICA algorithm for blind image separation." *Journal of Shanghai University (English Edition)*, vol.11, pp.464-468, 2007.
- [16] E. Glenn, D. Labate, and W. Q. Lim. "Sparse directional image representations using the discrete shearlet transform." *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol. 25, no.1 pp. 25-46, 2008.
- [17] G. Shamgar, R. Hadani, and N. Sochen. "On some deterministic dictionaries supporting sparsity." *Journal of Fourier Analysis and Applications*. Vol. 14, no. 5. pp. 859-876, 2008.
- [18] A. Michal, M. Elad, and A. M. Bruckstein. "On the uniqueness of overcomplete dictionaries, and a practical way to retrieve them." *Linear algebra and its applications*, vol 416, no.1 pp. 48-67, 2006.
- [19] E. J.Candes, and T. Tao. "Decoding by linear programming." *Information Theory, IEEE Transactions on* vol.51, no.12 pp. 4203-4215, 2005.
- [20] C. Shaobing, and D. Donoho. "Basis pursuit." *Signals, Systems and Computers, 1994. 1994 Conference Record of the Twenty-Eighth Asilomar Conference on*. Vol. 1. IEEE, 1994.
- [21] C. T. Tony, and L. Wang. "Orthogonal matching pursuit for sparse signal recovery with noise." *Information Theory, IEEE Transactions on*. Vol. 57, no.7, pp.4680-4688, 2011.
- [22] Yin, Wotao, et al. "Bregman iterative algorithms for ℓ_1 -minimization with applications to compressed sensing." *SIAM Journal on Imaging Sciences*1.vol.1, pp.143-168, 2008.
- [23] J. Shihao, Y. Xue, and L. Carin. "Bayesian compressive sensing." *Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 56, no.6, pp. 2346-2356, 2008.
- [6] N.Reckefuss, T. Butz, D.Horstkotte, and L. Faber, 'Evaluation of longitudinal and radial left ventricular function by two-dimensional speckle-tracking echocardiography in a large cohort of normal probands', *Int J Cardiovasc Imaging*, vol. 27, pp. 515-526, 2011.
- [7] P. Gifani, H. Behnam, F. Haddadi, Z. A. Sani, and M. Shojaeifard. "Temporal Super Resolution Enhancement of Echocardiographic Images Based on Sparse Representation." *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* vol.63, no. 1, pp. 6-19, 2016.
- [8] P. Gifani, H. Behnam, and Z. A. Sani, "Noise reduction of echocardiographic images based on temporal information," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 61, no. 4, pp. 620-630, 2014.
- [9] B. K. Natarajan,. "Sparse approximate solutions to linear systems." *SIAM journal on computing* vol. 24 no.2 pp. 227-234. 1995.
- [10] J. Wright, et al. "Sparse representation for computer vision and pattern recognition." *Proceedings of the IEEE* vol. 98, no. 6, pp.1031-1044., 2010.
- [11] A. Feuer, and A. Nemirovski. "On sparse representation in pairs of bases." *IEEE Transactions on Information Theory* vol.49, no.6, pp. 1579-1581. 2003.
- [12] R. Rubinstein, A. M. Bruckstein, and M. Elad. "Dictionaries for sparse representation modeling." *Proceedings of the IEEE*, vol. 98, no. 6, pp. 1045-1057, 2010.
- [13] S. R. Nikhil., et al. "Convex approaches to model wavelet sparsity patterns." *Image Processing (ICIP), 2011 18th IEEE International Conference on*. IEEE, 2011.
- [14] D. Laurent, and L. Ying. "Wave atoms and sparsity of oscillatory patterns." *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol. 23, no.3 pp. 368-387, 2007.