

Estimation of Myocardial Torsion Angle by Tracking Sequential Images of Echocardiography

M. Mobasheri¹, M. Mokhtari-Dizaji^{2*}, F. Roshanali³

¹Medical Physics Department, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

²Medical Physics Department, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

³Department of Cardiology, Day General Hospital, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 16 November 2016, received in revised form: 11 July 2017, accepted: 15 July 2017

Abstract

Heart torsion is one of the biomechanical parameters that are sensitive to changes in both regional and global left ventricular (LV) function. In this study, angle of myocardium's trajectory in three dimensions (Φ) was estimated by simultaneous use of two dimensional long apical and short axis views of LV septum sequential images. Then correlation of 3D angle and 2D rotation angle from long (γ) and short (θ) axis views respectively was estimated and compared at three levels of base, mid and apex of interventricular septum wall. Sequential two dimensional echocardiography images of long and short axis views with minimum temporal resolution 14 ms of 19 healthy men was recorded and analyzed. Interventricular septum wall motion at three levels of base, mid and apex were estimated using sequential images processing of echocardiography in long and short axis views with block matching algorithm throughout three cardiac cycles. Then correlation of 2D angle of rotation from long (γ) and short (θ) axis views was analyzed with three dimensional angular of myocardium's trajectory (Φ) at three levels of base, mid and apex of interventricular septum wall. Φ , θ and γ angles at base level 16.33 ± 3.01 , 10.61 ± 3.38 and 15.11 ± 3.30 degrees, mid level 22.77 ± 4.95 , 7.78 ± 2.96 and 16.72 ± 2.66 degrees and apex level of interventricular septum wall 14.60 ± 5.81 , 10.37 ± 5.48 and 8.79 ± 3.32 degrees were extracted respectively. Regard to sensitivity of 3D angle to variation of motion in each of three dimensions, it is suggested for examination of biomechanical behavior myocardium in different pathologic conditions.

Key words: 3D angle, myocardium, Block matching algorithm

*Corresponding author

Address: Medical Physics Department, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, P.O.Box: 1411713116, Tehran, Iran

Tel: +98-21-82883893

Fax: +98-21-82883828

E-mail: mokhtarm@modares.ac.ir

تخمین زاویه گشتاور عضله میوکارد با استفاده از ردیابی تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی

مصیب مبشری^۱، منیژه مختاری دیزجی^{۲*}، فریده روشنعلی^۳

^۱دانشجوی دکتری، فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
^۲استاد، فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
^۳آپزشک، فوق متخصص قلب و عروق بیمارستان دی، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۸/۲۶، بازنگری: ۱۳۹۶/۴/۲۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۴/۲۴

چکیده

با توجه به حساسیت بازده عملکرد سیستولیک بطن چپ به زاویه‌ی چرخش قلب، در این مطالعه زاویه سه بعدی مسیر حرکت سه بعدی عضله میوکارد با استفاده همزمان از تصاویر دو بعدی از نمای محور کوتاه و نمای محور طولی دیواره بطن چپ برآورد شد. تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی دو بعدی با حداقل رزولوشن زمانی ۱۴ میلی ثانیه از دو نمای محور کوتاه و طولی ۱۹ مرد سالم ثبت و آنالیز شد. با استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام هر فرد، تصاویر اکوکاردیوگرافی در دو نمای ثبت شده، همزمان شدند. حرکت دیواره سپتوم بین بطنی در سه سطح بیس، مید و اپکس توسط الگوریتم تطبیق بلوک با پردازش تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی در طول سه سیکل قلبی و از دو نمای ثبت شده برآورد شد. بستگی زوایای دوران برآورد شده از دو نمای محور طولی و محور کوتاه با زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت در سطوح بیس، مید و اپکس بررسی گردید. زاویه مسیر حرکت سه بعدی قلب و زوایای دو بعدی دوران در دو نمای محور کوتاه و طولی دیواره سپتوم بین بطنی به ترتیب در سگمان بیس $۱۶/۳۳ \pm ۳/۰۱$ ، $۱۰/۶۱ \pm ۳/۳۸$ و $۱۵/۱۱ \pm ۳/۳۰$ درجه، در سگمان مید $۲۲/۷۷ \pm ۴/۹۵$ ، $۷/۷۸ \pm ۲/۹۶$ و $۱۶/۷۲ \pm ۲/۶۶$ درجه و در سگمان اپکس $۱۴/۶۰ \pm ۵/۸۱$ ، $۱۰/۳۷ \pm ۵/۴۸$ و $۸/۷۹ \pm ۳/۳۲$ درجه برآورد شد. با توجه به حساسیت زاویه‌ی سه بعدی به تغییرات حرکت در هر سه بعد، این زاویه برای بررسی رفتار بیومکانیکی عضله میوکارد پیشنهاد می‌شود.

کلیدواژه‌ها: زاویه سه بعدی، عضله میوکارد، الگوریتم تطبیق بلوک

*نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران، کد پستی: ۱۴۱۱۷۱۳۱۱۶

تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۳ (۲۱) ۰۹۸+

دورنگار: ۸۲۸۸۳۸۲۸ (۲۱) ۰۹۸+

پست الکترونیکی: mokhtarm@modares.ac.ir

۱- مقدمه

۱۱ و ۱۴ و ۱۵] و در تصاویر دو بعدی نمای طولی با حذف حرکت محیطی [۱۶] در تصاویر اکوکاردیوگرافی برآورد شده است. با وجود بررسی زاویه دوران بطن چپ در مقیاس دو بعدی، هنوز بررسی مبنی بر معرفی و استخراج زاویه پیچش سطوح میوکارد در مقیاس سه بعدی ارائه نشده است. لذا در تحقیق حاضر، به منظور استخراج زاویه سه بعدی حرکت عضله میوکارد، ابتدا تصاویر اکوکاردیوگرافی دو بعدی در دو نمای محور کوتاه و نمای محور طولی با استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام هر فرد، همزمان می‌شوند. سپس تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی با رزلوشن زمانی حداقل ۱۴ میلی ثانیه، با استفاده از الگوریتم تطابق بلوک پردازش شده و مختصات مسیر حرکت دیواره سپتوم بین بطنی در سه سطح بیس، مید و اپکس برآورد می‌گردد. از آن جایی که کیفیت تصاویر در صحت ردیابی بسیار موثر است لذا سطوح بیس، مید و اپکس دیواره سپتوم با بهترین کیفیت استفاده می‌شود. پس از استخراج مسیر حرکت سه بعدی، با توجه به بردارهای مکان مسیر حرکت در سه بعد، زاویه‌ی مسیر حرکت سه بعدی بطن چپ برآورد می‌گردد. همبستگی زاویه سه بعدی مسیر حرکت در سطوح بیس، مید و اپکس دیواره سپتوم بین بطنی با زوایای دوران استخراج شده از دو نمای محور کوتاه و نمای محور طولی آنالیز و بررسی می‌شود.

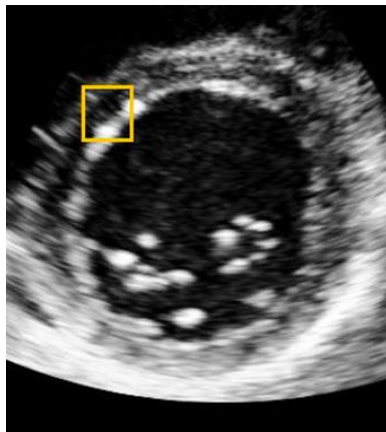
۲- مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، ۱۹ مرد بالغ (۴۶±۶ سال) که بر اساس معاینات اکوکاردیوگرافی دارای قلب سالم بودند، به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. بر اساس شاخص‌های مطالعه‌ی Framingham [۱۷]، شامل جنسیت فرد، سن، فشار خون، استعمال سیگار، میزان کلسترول خون، ابتلا به دیابت و هایپرتروفی، احتمال ابتلا به بیماری عروق کرونر در داوطلبان شرکت کننده، کم‌تر از ۱۰ درصد است. هر فرد سالم تحت معاینات فیزیکی طبیعی شامل اندازه‌گیری فشار خون، بررسی‌های پارامترهای عمومی اکوکاردیوگرافی و ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) همزمان با تصویربرداری اکوکاردیوگرافی قرار گرفت. افراد هیچ سابقه‌ای از بیماری‌های قلبی و عروقی، آنژین صدری، فشار خون بالا یا دیابت و نیز مصرف دارو نداشتند. قبل از شروع تصویربرداری اکوکاردیوگرافی، فشار خون افراد در وضعیت خوابیده به پشت با استفاده از دستگاه فشار خون اسیلومتریکی کالیبره از نوع Microlife, Heerbrugg, Switzerland)

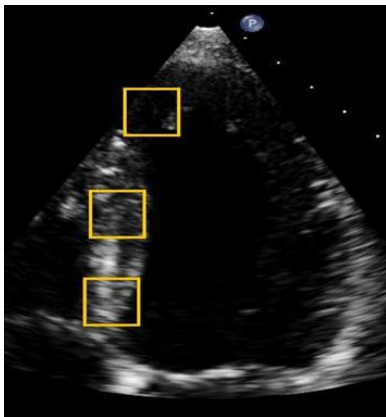
پارامترهای عمومی عملکرد بطن چپ مانند کسر جهشی و درصد کوتاه‌شدگی قادر به تمایز تغییرات موضعی ناشی از شرایط فیزیولوژیک متفاوت نیستند. بررسی موضعی عملکرد بطن چپ با کمی سازی حرکت عضله میوکارد بطن چپ توسط پارامترهایی مانند استرین، آهنگ استرین و استرس صورت گرفته است [۱]. ساختار ماریپیچ میوفیبرهای عضله میوکارد قلب و تغییر زاویه‌ی میوفیبرهای در راستای ضخامت دیواره منجر به حرکت پیچشی بطن (حرکت دورانی اپکس در خلاف جهت بیس) می‌شود [۲ و ۳]. بر اساس مدل Torrent-Guasp بافت بطن چپ از دو شاخه‌ی پایین رونده (راستگرد) و بالارونده (چپ‌گرد) تشکیل شده است. فیبرهای عضلانی از ورید ریوی و بطن راست شروع می‌شوند، ابتدا قسمت بیس را تشکیل می‌دهند، سپس به صورت ماریپیچی پایین می‌آیند و دوباره به سمت شریان آئورت بالا می‌روند [۴].

پیچش علاوه بر توزیع یکنواخت استرس و کوتاه‌شدگی در طول فیبرها، عهده‌دار بخش عمده‌ای از کسر خروجی قلب است. چنانچه با وجود کوتاه‌شدگی میوفیبرها تنها در حدود ۱۵-۲۰ درصد، کسر خروجی قلب به میزان ۵۰-۶۰ درصد برآورد می‌شود [۵ و ۶]. لذا هر گونه اختلال پیچش موجب افزایش استرس و استرین در لایه درونی و بنابر این افزایش تقاضا برای اکسیژن و در نهایت کاهش بازده عملکرد سیستمیک بطن چپ می‌شود [۷ و ۸]. لذا ویژگی بالقوه اندازه‌گیری پیچش بطن چپ می‌تواند تشخیص زودهنگام و اولیه‌ی آسیب‌های وارده به میوکارد باشد [۸ و ۹].

کمی سازی این حرکت توسط زاویه‌ی دوران، زاویه‌ی پیچش [۳] و زاویه‌ی برشی محیطی- طولی [۱۰] با روش‌های تهاجمی مانند کاشتن مارکرهای تانتالیم و تصویربرداری توسط اشعه ایکس [۱۰] و روش‌های غیر تهاجمی مانند تصویربرداری ام آر آی و اکوکاردیوگرافی صورت گرفته است [۱۱ و ۱۲]. اندازه‌گیری زاویه‌ی پیچش در تصاویر اکوکاردیوگرافی در ابتدا توسط روش داپلر بافتی صورت گرفت [۱۳]. مشکلاتی مانند وابسته بودن اندازه پیچش به زاویه‌ی داپلر و عدم آشکارسازی حرکت در راستای عمود بر باریکه از جمله مشکلات روش داپلر بافتی هستند. جدیدترین روش اندازه‌گیری زاویه پیچش، استفاده از الگوریتم تطابق بلوک برای ردیابی تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی است [۱۴ و ۱۵] که مشکلات روش داپلر بافتی را ندارد. علی‌رغم حرکت سه بعدی عضله میوکارد، تاکنون این زاویه در تصاویر دوبعدی نمای محور کوتاه با حذف حرکت طولی



(الف)



(ب)

شکل (۱) - دیواره سپتوم بین بطنی بر اساس مدل شانزده سگمانی استاندارد AHA سطح مید در نمای عرضی (الف) و در سه سطح بیس، مید و اپکس در نمای طولی (ب) برای یک داوطلب مرد

در الگوریتم تطابق بلوک، ابتدا تصاویر یک سیکل قلبی به عنوان ورودی خوانده می‌شوند. سپس ناحیه مورد نظر (ROI: region of interest) (دیواره سپتوم در سه سطح بیس، مید و اپکس به طور مجزا) در تصویر مبدأ توسط کاربر انتخاب می‌گردد. با توجه به اندازه ROI و مکان آن در تصویر مبدأ، ناحیه‌ی جستجو با ابعاد بزرگ‌تر از ناحیه‌ی ROI و با مرکزیت مکان ROI تصویر مبدأ، در تصویر مقصد تعریف می‌شود. در مرحله‌ی بعد کمیت مجموع اختلاف مطلق (SAD: sum of absolute difference) میان ROI و تمامی بلوک‌های هم اندازه با ROI در ناحیه‌ی جستجو محاسبه می‌شود. مکان بلوک با حداقل مجموع اختلاف مطلق، به عنوان مکان ROI در تصویر مقصد انتخاب می‌شود (شکل ۲) [۱۹ و ۲۰]. مطابق با این برنامه ابتدا ROI در فریم اول توسط کاربر انتخاب می‌شود و در فریم دوم بلوک متناظر با حداقل مجموع اختلاف مطلق یافته می‌شود. در این الگوریتم برای حذف اثر تغییر شکل بافت

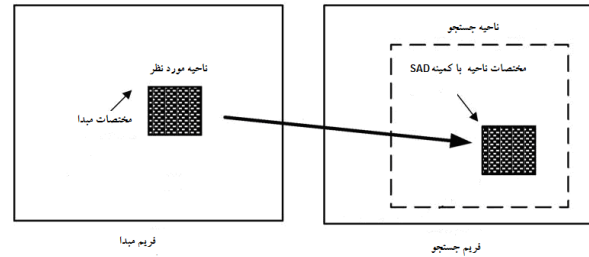
(Microlife_BP 3BU) با کاف مسدود کننده شریان (دقت ± 1 میلی‌متر جیوه در محدوده‌ی فشار ۳۰ تا ۲۸۰ میلی‌متر جیوه) اندازه‌گیری شد. سپس پارامترهای عمومی عملکرد قلب شامل اندازه‌گیری‌های خطی ابعاد بطن و دهلیز چپ قلب در نماهای پاراسترنال طولی و چهار حفره‌ای اپیکال با روش‌های تصویربرداری فراصوتی M-mode و B-mode و همچنین عملکرد دیاستول بطن با استفاده از اندازه‌گیری پارامترهای جریان خون دریچه‌ی میترا با تصویربرداری داپلر طیفی استخراج شد. پیش از آزمون رضایت‌نامه مشارکت آگاهانه از همه داوطلبین دریافت گردید. این پروتکل توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس و بیمارستان دی تایید شد.

مرحله‌ی تصویربرداری و استخراج حرکت میوکارد: پس از بررسی عمومی افراد مورد بررسی، تصویربرداری هارمونیک بافتی (فرکانس ارسالی ۱/۷ مگاهرتز و فرکانس دریافتی ۳/۴ مگاهرتز) توسط سیستم اکوکاردیوگرافی (Philips iE33 Philips (xMATRIX, Best, Netherlands) با مبدل فراصوتی الکترونیکی (S5-1) با آهنگ ۷۵-۹۵ فریم بر ثانیه با فرمت DICOM و رزولوشن مکانی 0.1 ± 0.26 میلی‌متر با حداکثر عمق مورد بررسی ۱۲ تا ۱۶ سانتی‌متر صورت گرفت. تصاویر اکوکاردیوگرافی از نمای طولی چهارحفره‌ای و همچنین نمای محور کوتاه در سه سطح اپکس، مید و بیس بر طبق استاندارد انجمن قلب آمریکا (AHA: American Heart Association) [۱۸] ثبت شدند. بر طبق استاندارد، در نمای محور کوتاه از سطح بیس، دریچه‌ی میترا دیده می‌شود، در سطح مید عضله پاپیلاری به عنوان بیومارکر استفاده می‌گردد و سطح اپکس موقعیتی است که عضله پاپیلاری وجود نداشته باشد. برای حذف آرتیفکت ناشی از حرکت دیافراگم، در طول ثبت سه سیکل قلبی تصاویر اکوکاردیوگرافی، از داوطلب خواسته شد تا تنفس خود را حبس کند. پس از انتقال تصاویر متوالی اکوکاردیوگرافی به رایانه با رزولوشن زمانی حداقل ۱۴ میلی‌ثانیه، دیواره سپتوم بین بطنی (بر اساس مدل شانزده سگمانی استاندارد [۱۸]) توسط الگوریتم تطابق بلوک در سه سیکل قلبی در سه سطح بیس، مید و اپکس و در دو نمای عرضی (شکل ۱ الف) و طولی (شکل ۱ ب) ردیابی شد و میانگین سه اندازه‌گیری با خطای کم‌تر از ۱۰ درصد به عنوان خروجی در نظر گرفته شد. تصاویر با کیفیت پایین و دارای آرتیفکت ناشی از حرکت دیافراگم و یا حرکت بیمار در طول تصویربرداری از مطالعه حذف شدند.

با توجه به مدل هندسی قلب به صورت بیضی گون ناقص [۲] (شکل ۳ الف) و هندسه نماهای گرفته شده (نمای محور کوتاه (شکل ۳ ب) و نمای محور طولی (شکل ۳ ج))، دستگاه مختصات مرجع با انتخاب مرکز سطح مید بطن چپ به عنوان مبدا مختصات و جهت گیری مفروض محورهای دستگاه در نظر گرفته شد. با استفاده از نرم افزار Fiji (<http://fiji.sc>) بستهی نرم افزاری پردازش تصویر برای محققین علوم زیستی) با برازش کردن اشکال دایره یا بیضی بر روی سگمان های تصاویر آناتومی بطن چپ قلب، مرکز بطن در نمای محور کوتاه بر روی مختصات تصویر مشخص شد. مختصات مبدا در نمای محور طولی با استفاده از مارکر آناتومیکی عضله پاپیلاری تعیین گردید. در انتهای این مرحله، مختصات سپتوم عضله میوکارد از دستگاه مختصات تصویر به دستگاه مختصات مرجع انتقال داده شد.

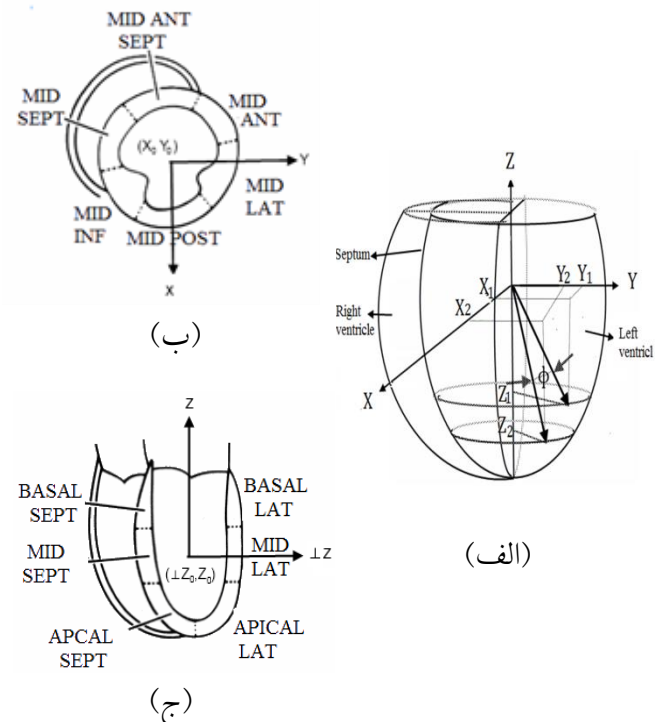
برای همزمانی نماهای بطن چپ از دو محور طولی و عرضی، نمای طولی و نمای محور کوتاه با وقفه‌ی ۲ الی ۳ دقیقه‌ای از قلب هر فرد تصویربرداری شدند. به علت تغییرات ضربان قلب در طول سیکل‌های متوالی قلبی و آهنگ فریم غیریکسان در دو نمای مورد بررسی، برای ترکیب تصاویر نمای محور کوتاه و نمای طولی نیاز به بررسی همزمانی داده‌های نمای محور کوتاه و نمای طولی با استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام وجود دارد. به همین منظور با استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام در تصاویر اکوکاردیوگرافی و پردازش تصاویر رنگی، سیگنال الکتروکاردیوگرام از تصاویر اکوکاردیوگرافی استخراج شد. برای استخراج سیگنال الکتروکاردیوگرام، از تغییر مختصات آخرین پیکسل رنگی سیگنال در تصاویر یک سیکل قلبی استفاده شد. برای بدست آوردن مختصات این پیکسل، ابتدا همه‌ی تصاویر یک سیکل به محدوده‌ی سیگنال الکتروکاردیوگرام محدود شدند. پس از جدا کردن کانال‌های رنگ تصاویر (RGB)، تصویر کانال (G) با شدت بیشتر انتخاب شد. پس از تبدیل تصاویر کانال اصلی به باینری، مختصات آخرین پیکسل با عدد ۱ در تمامی تصاویر ذخیره شدند. با انتقال این مقادیر به برنامه اکسل، سیگنال الکتروکاردیوگرام بازسازی شد. پس از استخراج سیگنال الکتروکاردیوگرام از دو نمای طولی و محور کوتاه تصاویر اکوکاردیوگرافی، سیگنال‌های ثبت شده در نمای طولی و نمای محور کوتاه به صورت بصری مقایسه شدند. در بیشتر تصاویر اختلاف در اواخر فاز دیاستول مشاهده شد. در تصاویری که اختلاف زیاد بود، به دلیل غیر یکسان بودن میزان اختلافها در فازهای مختلف سیگنال ECG، به منظور همزمانی داده‌ها، فریم‌های تکراری در فازهای مختلف سیکل قلبی حذف شدند.

میوکارد و خطای ردیابی آن، برخلاف الگوریتم‌های موجود از یک فریم مبدا ثابت استفاده نشد. برای یافتن بلوک متناظر در فریم سوم، از بلوک پیدا شده در فریم دوم به عنوان بلوک مبدا (به جای بلوک فریم اول) استفاده شد و الی آخر.



شکل (۲) - اصول اجرایی الگوریتم تطابق بلوک. ناحیه مورد نظر در تصویر اول توسط کاربر انتخاب می‌شود و در تصویر دوم بلوک متناظر با حداقل مجموع اختلاف مطلق یافته می‌شود.

پس از اجرای الگوریتم تطابق بلوک، مختصات طولی و عرضی دیواره سپتوم در طول سه سیکل قلبی در دستگاه مختصات تصویر حاصل شد (شکل ۳). دیواره‌ی سپتوم به دلیل کیفیت مناسب تصاویر اکوکاردیوگرافی در این سگمان انتخاب گردید.



شکل (۳) - الف) مدل بیضی گون ناقص قلب، ب) هندسه نماهای گرفته شده، مختصات طولی و عرضی دیواره سپتوم در تصاویر نمای محور کوتاه و ج) نمای محور طولی

بزرگی لحظه‌ای زوایا در طول سه سیکل قلبی به صورت مجزا برای هر سطح بیس، مید و اپکس دیواره سپتوم بین بطنی برآورد شد. از قرارداد مثبت بودن جهت پادساعتگرد از دید اپکس برای زاویه دوران در نمای محور کوتاه و منفی بودن جهت پادساعتگرد برای زاویه در نمای محور طولی، علامت زاویه تعیین می شود. برای زاویه سه بعدی مسیر حرکت، به علت عدم تعریف جهت در فضا، تنها بزرگی زاویه استخراج شد. سپس میانگین تغییرات زاویه در سه سیکل به عنوان خروجی این مرحله استخراج شد. برای مقایسه آماری نتایج، حداکثر زوایای دو بعدی دوران در دو نمای محور کوتاه و محور طولی و نیز حداکثر زاویه سه بعدی مسیر حرکت به صورت میانگین و انحراف معیار گزارش شد. برای بررسی وابستگی میان بیشینه‌ی بزرگی زوایای دوران در دو نمای محور کوتاه و نیز محور طولی در دو بعد با زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت، از آنالیز همبستگی پیرسون با سطح معنی داری کم تر از ۰/۰۵ استفاده گردید. آنالیز آماری با استفاده از نرم افزار SPSS16 ((SPSS Inc. (Chicago, IL, USA نسخه ۱۶ صورت پذیرفت.

۳- نتایج

نتایج بررسی عمومی عملکرد قلب ۱۹ فرد مورد مطالعه توسط روش تصویربرداری فراصوتی M-mode و B-mode با میانگین سنی 46 ± 5 سال نشان داد که افراد از سلامت کامل قلب برخوردار بودند.

برای هر فرد و در طول سه سیکل قلبی، سیگنال‌های الکتروکوکاردیوگرام ثبت شده در تصاویر نمای محور کوتاه و نمای طولی، به صورت بصری مقایسه شدند. به علت عدم همزمانی سه سیکل قلبی از دو نمای ثبت شده، داده‌های تکراری در فازهای مختلف سیکل قلبی حذف شدند. شکل ۴ الف قبل از همزمانی و شکل ۴ ب پس از همزمانی تصاویر در دو نمای محور کوتاه و طولی رسم شده است.

در شکل ۵ تغییرات مکانی سگمان سپتوم در سطوح بیس (۵) الف، مید (۵) ب) و اپکس (۵) ج) به صورت مجزا برای یک فرد نمونه حاصل از میانگین‌گیری داده‌های سه سیکل قلبی ارائه شده است. مکان دیواره‌ی سپتوم در سه سطح بیس، مید و اپکس توسط مختصات X، Y و Z نسبت به مبدا در سطح مید بطن چپ بر حسب پیکسل ارائه شده است.

داده‌های خروجی از این مرحله برای بدست آوردن زاویه‌های نمای محور کوتاه، محور طولی و زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت مورد استفاده قرار گرفتند.

برای محاسبه‌ی زوایا، با توجه به دستگاه مختصات تعریف شده، مولفه‌های تصویر بردارهای \vec{a} و \vec{b} در نمای طولی $\vec{a} = (a_{\perp}, a_z)$ و $\vec{b} = (b_{\perp}, b_z)$ هستند. پس زاویه دوران در نمای طولی $\chi(t)$ (2D angle of rotation from long axis view) از رابطه‌ی ۱ حاصل می‌شود:

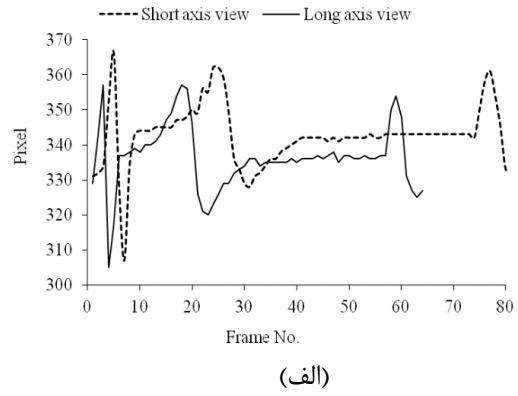
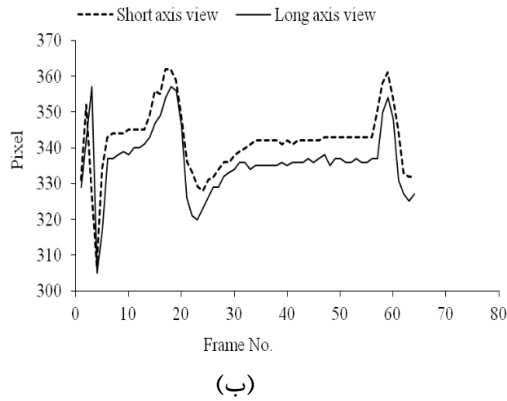
$$\chi(t) = \sin^{-1}\left(\frac{|\vec{a} \times \vec{b}|}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{(a_{\perp z} \cdot b_z - a_z \cdot b_{\perp z})^2}}{\sqrt{(a_z^2 + a_{\perp z}^2)} \cdot \sqrt{(b_z^2 + b_{\perp z}^2)}}\right) \quad (1)$$

مولفه‌های تصویر بردارهای \vec{a} و \vec{b} در نمای محور کوتاه در نمای طولی $\vec{a} = (a_x, a_y)$ و $\vec{b} = (b_x, b_y)$ هستند. پس زاویه‌ی دوران در نمای محور کوتاه $\theta(t)$ (2D angle of rotation from short axis view) از رابطه‌ی ۲ حاصل می‌شود:

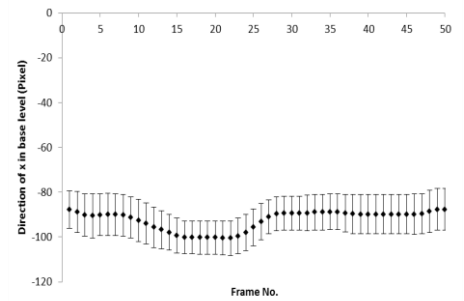
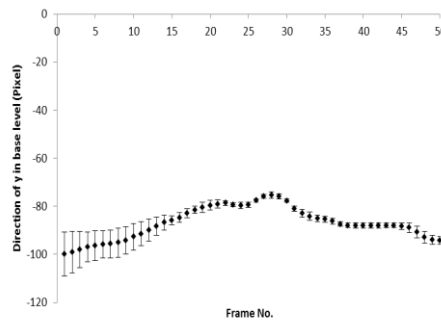
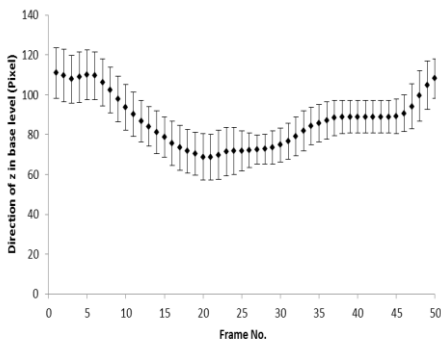
$$\theta(t) = \sin^{-1}\left(\frac{|\vec{a} \times \vec{b}|}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{(a_x \cdot b_y - a_y \cdot b_x)^2}}{\sqrt{(a_x^2 + a_y^2)} \cdot \sqrt{(b_x^2 + b_y^2)}}\right) \quad (2)$$

مولفه‌های تصویر بردارهای \vec{a} و \vec{b} در نمای محور کوتاه $\vec{a} = (a_x, a_y, a_z)$ و $\vec{b} = (b_x, b_y, b_z)$ هستند، پس زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت $\phi(t)$ (the angle of myocardium's trajectory in three dimensions) از رابطه‌ی ۳ حاصل می‌شود:

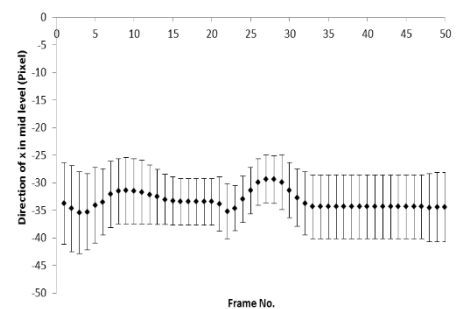
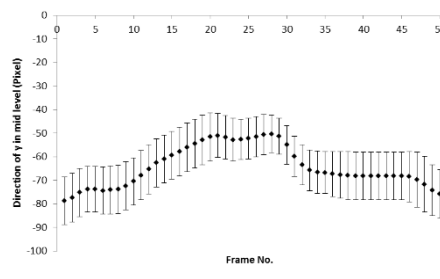
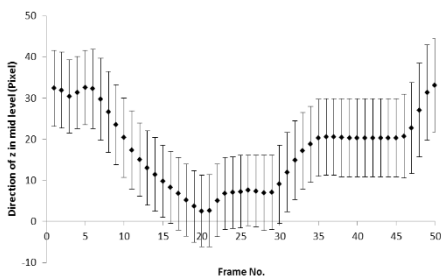
$$\phi(t) = \sin^{-1}\left(\frac{|\vec{a} \times \vec{b}|}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{(a_y \cdot b_z - a_z \cdot b_y)^2 + (a_x \cdot b_z - a_z \cdot b_x)^2 + (a_x \cdot b_y - a_y \cdot b_x)^2}}{\sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)} \cdot \sqrt{(b_x^2 + b_y^2 + b_z^2)}}\right) \quad (3)$$



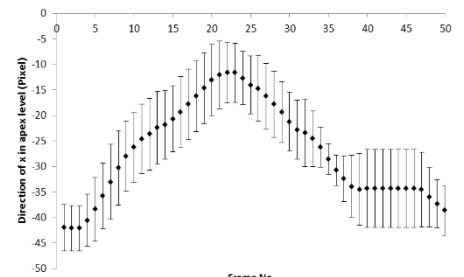
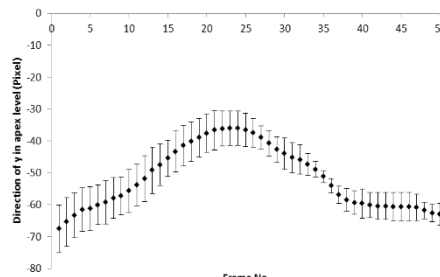
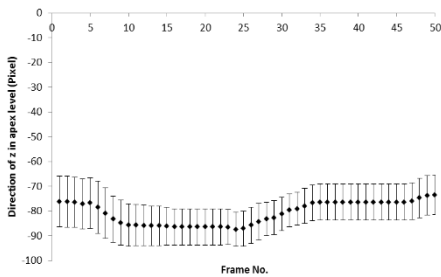
شکل (۴) - سیگنال الکتروکاردیوگرام نمونه برای یک داوطلب مرد در دو نمای طولی و محور کوتاه. (الف) قبل از همزمانی (ب) بعد از همزمانی تصاویر در دو نمای محور کوتاه و طولی



(الف)



(ب)

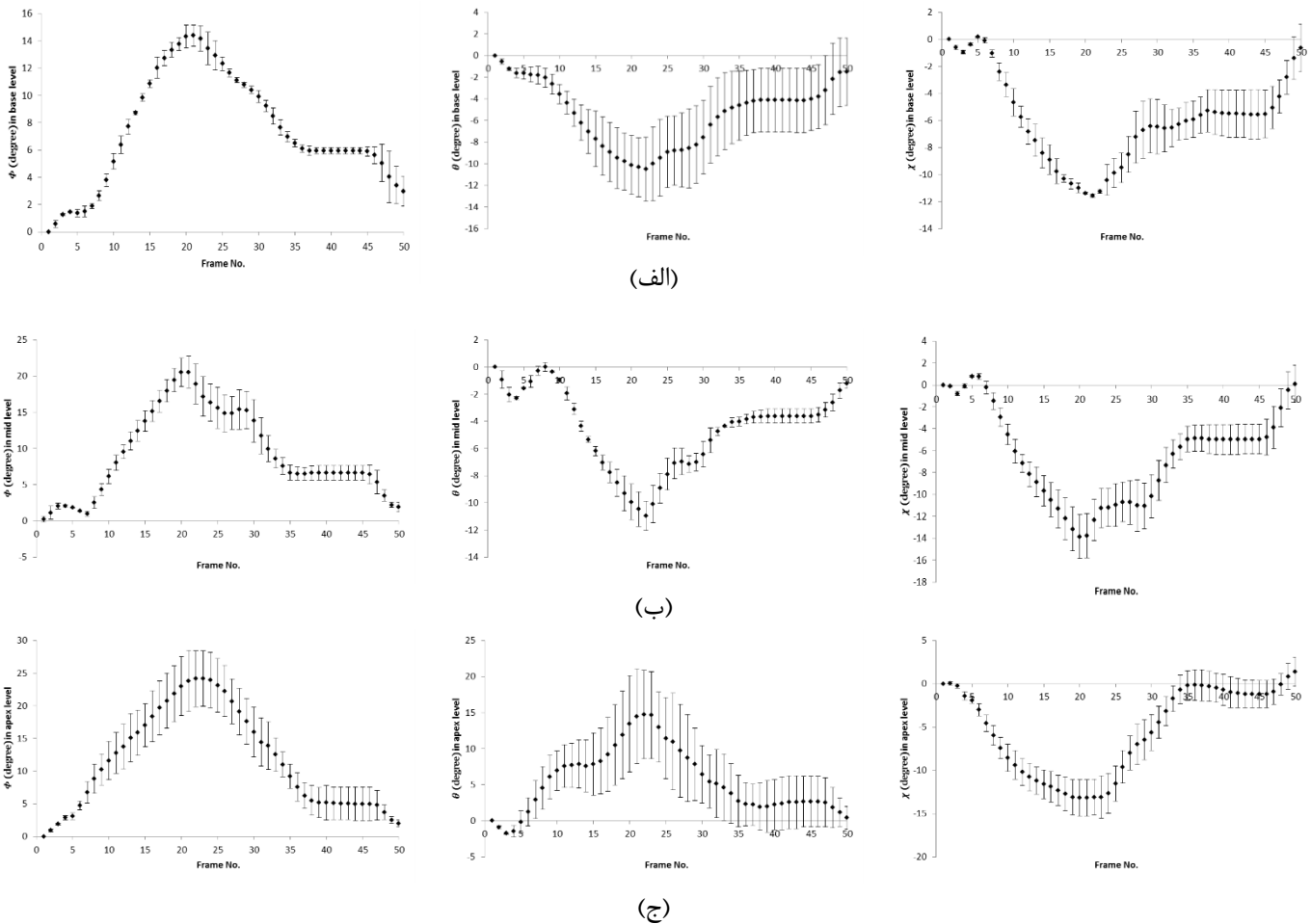


(ج)

شکل (۵) - تغییرات زمانی مختصات مکان دیواره ی سپتوم در سه راستای X (تصویر اول از هر سری)، Y (وسط) و Z (آخر از هر سری) در سه سطح (الف) بیس، (ب) مید و (ج) اپکس بر حسب پیکسل در طول سیکل قلبی (محور طول معرف شماره فریم تصویر با فاصله زمانی حداقل ۱۴ میلی ثانیه است)

مید و اپکس حاکی از آن است که دیواره‌ی سپتوم در طول سیکل قلبی ضمن حرکت در جهت منفی Z (سمت اپکس)، منقبض می‌شود. میانگین آهنگ تغییرات زمانی زوایای دو بعدی در نمای طولی (χ)، نمای محور کوتاه (θ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) در سه سیکل قلبی برای دیواره‌ی سپتوم بین بطنی یک فرد سالم در شکل ۶ برای سه سطح بیس (الف)، مید (ب) و اپکس (ج) بر حسب درجه ارائه شده است.

تغییرات مختصات X، Y در سه سطح بیس، مید و اپکس دیواره‌ی سپتوم با انقباض و استراحت بطن هم‌خوانی دارند. تغییرات X به علت حرکت کوچک و خطای ردیابی با انحراف معیار بزرگ همراه است. تغییرات مختصات Z در دو سطح بیس و مید با فاز سیستول و دیاستول بطن هم‌خوانی دارد ولی در سطح اپکس در خلاف جهت مثبت Z مورد انتظار است. تغییرات مختصات Z در سه سطح بیس،

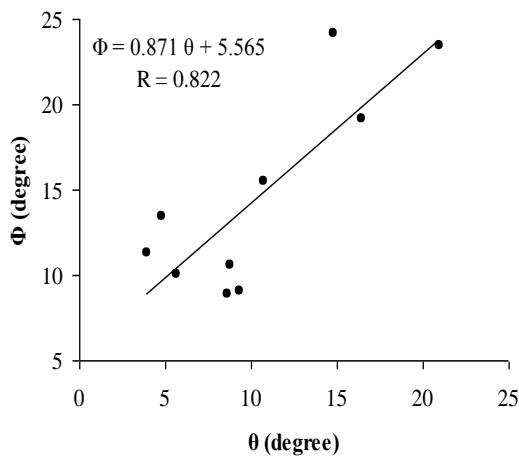
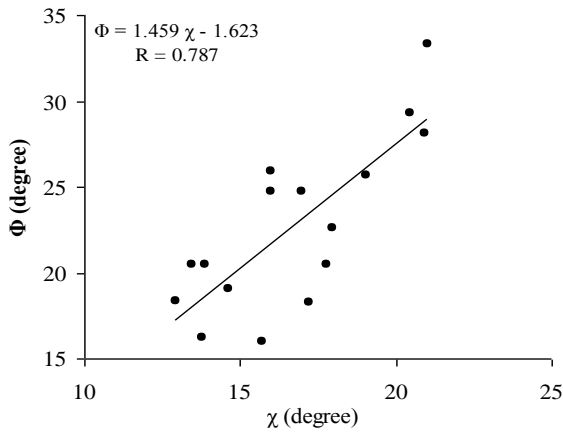
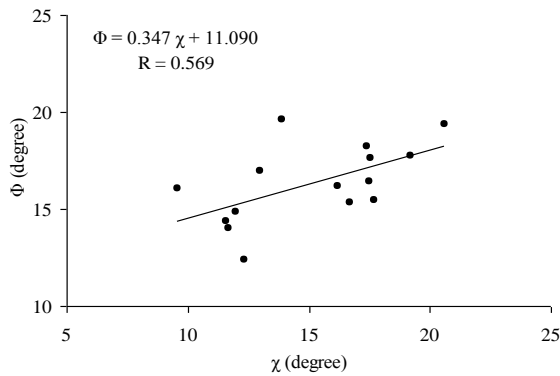


شکل (۶) - الگوی تغییرات لحظه‌ای زوایای دو بعدی دوران بطن از نمای طولی (χ) (اول از هر سری)، محور کوتاه (θ) (وسط) و زاویه دوران سه بعدی مسیر حرکت (Φ) (پایین از هر سری) در طول یک سیکل قلبی در سه سطح (الف) بیس، (ب) مید و (ج) اپکس دیواره سپتوم بین بطنی

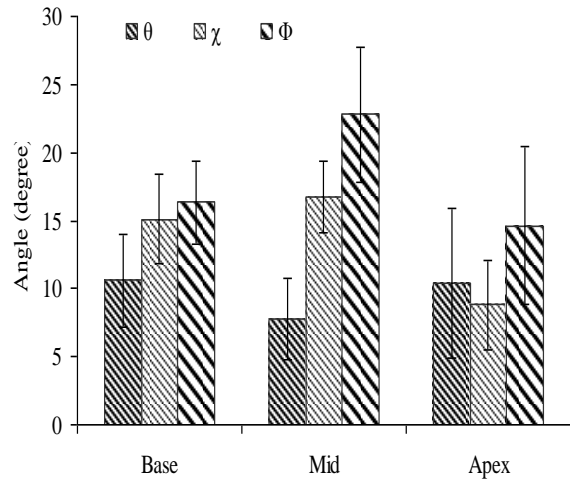
میانگین و انحراف معیار بیشینه‌ی بزرگی زوایای دو بعدی در نمای طولی (χ)، نمای محور کوتاه (θ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (ρ) در سه سیکل قلبی برای دیواره‌ی سپتوم بین بطنی افراد سالم مورد بررسی در شکل ۷ برای سه سطح بیس، مید و اپکس بر حسب درجه ارائه شده است.

با توجه به قرارداد مثبت بودن جهت پادساعتگرد از دید اپکس برای زاویه دوران در نمای محور کوتاه و منفی بودن جهت پادساعتگرد برای زاویه در نمای محور طولی، دوران پادساعتگرد اپکس و ساعتگرد بیس با نتایج مطالعات قبلی [۳، ۶، ۷، ۱۱ و ۱۵] در توافق است. به علت عدم تعریف واحد برای جهت دوران در سه بعد، بزرگی زاویه‌ی مسیر حرکت سه‌بعدی نشان داده شده است.

معنی داری میان زاویه های Φ و θ و در سطح اپکس همبستگی معنی داری میان زاویه های Φ و χ مشاهده نشد.



شکل (۸) - بررسی همبستگی زاویه دو بعدی در نمای طولی (χ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) در سطح الف) بیس و ب) مید و همچنین ج) زاویه دو بعدی در نمای محور کوتاه (θ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) در سطح اپکس



شکل (۷) - وایای دو بعدی در نمای طولی (χ)، نمای محور کوتاه (θ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) در سه سیکل قلبی برای دیواره‌ی سپتوم بین بطنی افراد سالم مورد بررسی

با توجه به شکل ۷ بزرگی زاویه‌ی Φ نسبت به دو زاویه‌ی دیگر در هر سه سطح بیس، مید و اپکس کاملاً مشخص است. در دو سطح بیس و مید زاویه‌ی θ مقدار کمتری نسبت به دو زاویه‌ی دیگر دارد که حاکی از بزرگ بودن حرکت دیواره‌ی سپتوم در راستای طولی نسبت به راستای محور کوتاه است. در سطح اپکس زاویه‌ی θ بزرگ‌تر از زاویه‌ی χ بدست آمده است که با توجه به انحراف معیار بزرگ آن نیاز به بررسی بیش تر دارد. این انحراف معیار ناشی از پایین بودن کیفیت تصاویر و در نتیجه خطای ردیابی است.

پس از بررسی نرمالیتی داده‌ها (تست Shapiro-Wilk)، همبستگی زاویه دو بعدی در نمای طولی (χ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) و همچنین زاویه دو بعدی در نمای محور کوتاه (θ) و زاویه سه بعدی مسیر حرکت (Φ) در سه سطح بیس، مید و اپکس با استفاده از آنالیز همبستگی پیرسون بررسی شد. همبستگی معنی دار بالایی میان دو زاویه Φ و θ در سطح اپکس مشاهده شد. نتایج همبستگی معنی داری را میان Φ و χ در سطح بیس دیواره سپتوم بین بطنی و در سطح مید دیواره سپتوم بین بطنی نشان می‌دهند. در شکل ۸ نتایج آنالیز همبستگی پیرسون و رگرسیون خطی آمده است.

تابع رگرسیون میان زوایای θ و Φ در سطح اپکس به صورت $\Phi = 0.871\theta + 5.565$ برآورد شد. تابع رگرسیون در میان دو زاویه χ و Φ ، در سطح بیس دیواره سپتوم بین بطنی $\Phi = 0.347\chi + 11.090$ و در سطح مید دیواره سپتوم بین بطنی $\Phi = 0.35\chi - 1.623$ برآورد شد. در دو سطح بیس و مید همبستگی

۴- بحث

کمی سازی حرکت بطن چپ بر اساس روش‌های نظری و مدل‌های عددی توسط محققین زیادی صورت گرفته است. این مطالعات در ابتدا بر اساس هندسه‌ی ساده شده مانند استوانه و بیضی‌گون ناقص و در نظر گرفتن ساختار میوفیبری ایزوتروپیک صورت گرفت است [۲۱-۲۴]. در این مطالعه از مدل هندسی بیضی‌گون با ساختار میوفیبری ایزوتروپیک استفاده شد که نزدیک ترین مدل هندسی ساده به هندسه‌ی واقعی بطن است. حرکت دورانی میوکاردا و در نتیجه پیچش آن، با توزیع یکنواخت استرس و کوتاه‌شدگی در طول فیبرها (حدود ۱۵-۲۰ درصد)، عهده‌دار بخش عمده‌ای از کسر خروجی قلب (حدود ۳۵ تا ۴۰ درصد) است [۲۵-۲۸]. همچنین تغییرات این حرکت می‌تواند مستقل از تغییر حجم بطن و پارامتر عمومی کسر جهشی باشد [۲۹]. لذا بررسی این حرکت توسط محققین با استفاده از روش‌های تهاجمی و غیرتهاجمی توسط زاویه‌ی پیچش صورت گرفته است [۳ و ۱۰-۱۳]. روش‌های تهاجمی از طریق کاشتن مارکرهای فلزی با از جراحی و استفاده از پرتوهای یونیزان اشعه ایکس بوده است [۱۰]. در روش‌های غیرتهاجمی با استفاده از سری تصاویر متوالی دوبعدی ام‌آر‌آی و تصاویر اکوکاردیوگرافی و با استفاده از الگوریتم‌های پردازش تصاویر دیجیتال مانند الگوریتم‌های تفاضلی و الگوریتم‌های تطبیق بر اساس ناحیه، حرکت بطن برآورد شده است [۱۹]. با استفاده از تصاویر نمای محور کوتاه در دو بعد، زاویه‌ی دوران سگمان‌های مختلف برآورد شد و میانگین زوایا به عنوان زاویه‌ی دوران سطح مورد بررسی در نظر گرفته شد و در نهایت از تفاضل دو زاویه در دو سطح بیس و اپکس زاویه‌ی پیچش محاسبه شد [۱۱] که پارامتری عمومی و وابسته به تغییرات در تمام بطن است. از آنجایی که میوفیبرها ساختار مارپیچ دارند، حرکت بطن در سه راستای محیطی، شعاعی و طولی است و در شرایط فیزیولوژیک متفاوت، ممکن است تنها در یک راستای خاص الگوی حرکت بطن تغییر کند و زاویه‌ی پیچش و دوران در نمای محور کوتاه از حساسیت لازم را نداشته باشد. لذا زاویه‌ی دوران در نمای طولی تعریف و محاسبه شد که حرکت طولی و شعاعی را در بر می‌گرفت [۱۶]. برای داشتن پارامتری که هر سه راستای حرکت در آن سهم داشته باشند و تغییرات آن‌ها در این پارامتر منعکس گردد، در این مطالعه زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت تعریف و برآورد شد. در مطالعه‌ی حاضر برای بررسی موضعی، زاویه تنها در یک سگمان بدست آورده شد. با توجه به اهمیت کیفیت تصاویر در ردیابی بر اساس الگوریتم تطبیق ناحیه، سگمان

سپتوم مورد بررسی قرار گرفت. وجود نویز، تعداد کم فریم موجود و یا پدیده الایزینگ در تصاویر فراصوت، مشتق‌گیری دقیق را غیر عملی می‌سازد. بنابراین از الگوریتم تطبیق براساس ناحیه استفاده شد. عواملی مانند تغییر شکل بافت، نویزی بودن تصاویر، الایزینگ فضایی، عدم همبستگی اسپیکل، حرکت خارج از صفحه و آرتیفکت‌های حرکت اسپیکل استفاده از الگوریتم تطابق ناحیه را در تصاویر فراصوتی به منظور استخراج حرکت بافت محدود کرده است. هرچند افزایش کیفیت تصاویر در کاهش تاثیر این عوامل می‌تواند مفید باشد [۳۰].

در ادامه بررسی، همبستگی بیشینه‌ی این زاویه سه بعدی در طول سیکل قلبی با بیشینه‌ی زوایای دو بعدی دوران نمای محور کوتاه و نمای ارزیابی شد. نتایج حاکی از بزرگ‌تر بودن زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت عضله میوکاردا در هر سه سطح بیس، مید و اپکس نسبت به دو زاویه‌ی دیگر است؛ همبستگی معنی‌داری میان بیشینه‌ی زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت و بیشینه‌ی زاویه‌ی دوران نمای محور کوتاه دیواره‌ی سپتوم در سطح اپکس و میان بیشینه‌ی زاویه‌ی مسیر حرکت و بیشینه‌ی زاویه‌ی دوران نمای طولی در سطوح بیس و مید وجود دارد. عدم همبستگی میان بیشینه‌ی زاویه‌ی مسیر حرکت و زاویه‌ی نمای محور کوتاه در سطح بیس و مید و عدم همبستگی میان بیشینه‌ی زاویه‌ی مسیر حرکت و زاویه‌ی نمای طولی در سگمان اپکس می‌تواند به علت جهت‌گیری خاص فیبرهای این نواحی باشد. بر اساس مدل Torrent_Guasp فیبرهای ناحیه‌ی بیس و مید سپتوم جهت‌گیری طولی و فیبرهای سگمان اپکس جهت‌گیری محیطی دارند [۴]. بنابراین حرکت در سطوح بیس و مید دیواره‌ی سپتوم تحت تاثیر فیبرهای طولی است و زاویه‌ی دوران نمای طولی سهم عمده‌ای در زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت دارد. همچنین در سطح اپکس حرکت دیواره‌ی سپتوم تحت تاثیر فیبرهای محیطی است لذا زاویه‌ی دوران نمای محور کوتاه سهم بیش تری در زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت دارد. با در نظر گرفتن قرارداد مثبت بودن زاویه‌ی دوران پادساعتگرد از دید اپکس، دوران پادساعتگرد اپکس و ساعتگرد بیس (شکل ۶)، نتایج همخوانی مطلوبی با مطالعات دیگر [۳، ۷ و ۱۱] دارند. طبق مطالعه‌ی Gustafsson و همکاران در سال ۲۰۰۹ [۱۱] مقدار زاویه‌ی دوران نمای محور کوتاه در سطح بیس $3/5 \pm 8/1$ - درجه و در سطح مید $3/0 \pm 2/3$ - درجه و در سطح اپکس $4/4 \pm 11/1$ + درجه با استفاده از روش ردیابی اسپیکل گزارش شده است. این مقادیر به علت استفاده از ضرایب نرمالیزاسیون متفاوت در مقالات مختلف یکسان نیستند. در این

در این مطالعه به علت رزلوشن زمانی پایین تصاویر سه بعدی بهنگام اکوکاردیوگرافی و عدم امکان ذخیره‌ی تصاویر خام سه بعدی بهنگام، از ترکیب تصاویر دوبعدی استفاده شد؛ اما این امر با داشتن مزیت رزلوشن زمانی بالا منجر به ایجاد خطا در یافتن مکان سگمان مورد نظر در تصاویر نمای طولی و سگمان متناظر آن در نمای محور کوتاه و تصویربرداری در دو زمان متفاوت می‌شود. هر چند همزمان سازی سیکل‌های قلب انجام شد ولی تصویربرداری در دو زمان متفاوت منجر به فرض ضمنی ایستادن بودن حرکت قلب می‌شود. در یافتن مرکز دستگاه مختصات مرجع، عواملی مانند کیفیت پایین تصاویر و مشخص نبودن لبه‌ی تصاویر، نبود استاندارد در مورد مکان سطوح مید و اپکس در تصاویر دوبعدی طولی و جهت‌گیری تصاویر نمای عرضی نسبت به نمای طولی خطا ایجاد می‌شود. لذا استفاده از تصاویر سه بعدی بهنگام می‌تواند در حذف تعدادی از این عوامل موثر باشد. پیشنهاد می‌شود اندازه‌گیری این زاویه با استفاده از تصاویر سه بعدی بهنگام و همچنین بررسی قابلیت زاویه‌ی سه بعدی برای تمیز دادن شرایط فیزیولوژیک قلب بیمار و سالم در مقایسه با دو زاویه‌ی دیگر مورد بررسی قرار گیرد.

۵- نتیجه‌گیری

به علت حرکت دیواره‌ی بطن چپ در سه بعد و ساختار غیرایزوتروپیک میوفیبرها، در شرایط فیزیولوژیک متفاوت، ممکن است تنها در حرکت میوکارد در یکی از سه راستای طولی، محیطی و شعاعی تغییر قابل اندازه‌گیری رخ دهد. بنابر این پارامتری وابسته به حرکت در سه راستا، می‌تواند راهگشا باشد. به همین منظور زاویه‌ی سه بعدی مسیر حرکت عضله میوکارد با استفاده از روش ردیابی اسپیکل تصاویر اکوکاردیوگرافی دوبعدی در دو نمای محور کوتاه و نمای طولی تعریف و در سه سطح بیس، مید و اپکس دیواره‌ی سپتوم برآورد شد. همبستگی معنی دار این زاویه با زاویه‌های دوران از نمای محور کوتاه و نمای طولی نشان می‌دهد که این زاویه می‌تواند برای بررسی رفتار میوکارد استفاده شود.

۶- تقدیر و تشکر

این تحقیق قسمتی از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس است.

مطالعه زاویه دوران دیواره سپتوم بین بطنی در دو نمای محور کوتاه به ترتیب در سگمان بیس $10/61 \pm 3/38$ - درجه، در سگمان مید $7/78 \pm 2/96$ - درجه و در سگمان اپکس $10/37 \pm 5/48$ درجه برآورد شد. محدوده زوایا در دو سطح بیس و اپکس با گزارش Gustafsson مطابقت دارد (تفاوت نسبی ۲۰ درصد در سطح بیس و ۶ درصد در سطح اپکس). در سطح مید تفاوت زیادی مشاهده می‌شود که به عدم تعریف مختصات سطح مید برمی‌گردد که در استانداردهای اکوکاردیوگرافی [۱۸] سطح مید با حضور عضله پاپیلاری مشخص می‌شود.

در تنها مطالعه‌ی انجام شده در نمای محور طولی توسط Arab-Baferani و همکاران [۱۶]، بیشینه‌ی بزرگی زاویه‌ی دوران نمای طولی در سطح بیس $18/51 \pm 3/41$ درجه و اپکس $14/74 \pm 2/91$ درجه برآورد شد. در مطالعه حاضر بیشینه‌ی بزرگی زاویه دوران در نمای طولی دیواره سپتوم بین بطنی به ترتیب در سگمان بیس $15/11 \pm 3/30$ درجه، در سگمان مید $16/72 \pm 2/66$ درجه و در سگمان اپکس $8/79 \pm 5/8148$ درجه برآورد شد. تفاوت نسبی در زاویه دوران در سطح بیس ۱۸ درصد و در سطح اپکس ۴۰ درصد بین این دو مطالعه وجود دارد. تفاوت نسبتاً بزرگ در سطح اپکس به عدم وجود تعریف دقیق برای این سطح و خطای ردیابی ناشی از کیفیت پایین تصاویر برمی‌گردد که در استانداردهای اکوکاردیوگرافی [۱۸] به هر سطحی فراتر از سطح مید که عضله پاپیلاری در آن حذف شود، سطح اپکس گفته می‌شود. لازم به ذکر است که هیچ مقدار استاندارد تائکون تعریف نشده است.

زاویه سه بعدی مسیر حرکت قلب اندازه‌ی بزرگ‌تری نسبت به زوایای دوران نمای محور کوتاه و نمای طولی دارد و این به علت در نظر گرفتن حرکت در سه بعد است. بزرگی این زاویه در سطح بیس $22/77 \pm 4/95$ درجه، در سطح مید $16/33 \pm 3/01$ درجه و در سطح اپکس $14/60 \pm 5/81$ درجه برآورد شد. در فضای سه بعدی جهت ساعتگرد و پادساعتگرد قابل تعریف نیست، بنابراین تنها بزرگی این زوایا گزارش شده است. در مطالعه‌ی Urbano Moral [31] با استفاده از ردیابی اسپیکل تصاویر سه بعدی اکوکاردیوگرافی مقدار دوران میانگین در سطوح بیس و اپکس به ترتیب $2/6 \pm 1/6$ - و $8/2 \pm 3/6$ + درجه گزارش شد. این مطالعه با استفاده از سیستم (Artida 4D) (Toshiba Medical Systems, Tustin, California) انجام شده است که طبق توضیحات سازنده‌ی آن دوران در دو سطح بیس و اپکس اندازه‌گیری می‌شود. لذا مقادیر حاصله با مقادیر بدست آمده در این مطالعه قابل مقایسه نیستند.

۶-مراجع

- [13] J. Garot J, O. Pascal, B. Diebold, G. Derumeaux, B.L. Gerber, J.L. Dubis-Rande, J.A.C. Lima. Alterations of systolic left ventricular twist after acute myocardial infarction. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* Vol. 282, No. 1, pp. 357-362, 2002.
- [14] T. Helle-Valle, E.W. Remme, E. Lyseggen, E. Pettersen, T. Vartdal, A. Opdahl, H.J. Smith, N.F. Osman, H. Ihlen, T. Edvardsen, O.A. Smiseth. Clinical assessment of left ventricular rotation and strain: A novel approach for quantification of function in infarcted myocardium and its border zones. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* Vol. 297, No. 2, pp. H257-H267, 2009.
- [15] Y. Notomi, P. Lysyansky, R.M. Setser, T. Shiota, Z.B. Popovic, M. G. Martin-Miklovic, J. A. Weaver, S.J. Oryszak, N.L. Greenberg, R.D. White, J.D. Thomas. Measurement of ventricular Torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging. *J Am Coll Cardiol* Vol. 45, No. 4, pp. 2034-2041, 2005.
- [16] Z. Arab-Baferania, M. Mokhtari-Dizaji, F. Roshanalib. Extraction of left-ventricular torsion angle from the long-axis view by block-matching algorithm: Comparison with the short-axis view. *Ultrasonics* Vol. 53, No. 2, pp. 552-560, 2013.
- [17] K. Anderson, P.W. Wilson, P.M. Odell, W.B. Kannel. An updated coronary risk profile. statement for health professionals. *Cir J* Vol. 83, No. 2, pp. 356-362, 1991.
- [18] M.D. Cerqueira, N.J. Weissman, V. Dilsizian, A.K. Jacobs, S. Kaul, W.K. Laskey, D.J. Pennell, J.A. Rumberger, T. Ryan, M.S. Verani. American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Int J Cardiovasc Imag* Vol. 18, No. 2, pp. 539-542, 2002.
- [19] D. Boukerroui, J.A. Noble, M. Brady. Velocity estimation in ultrasound images: A block matching approach. *Inf Proc Med Imag* Vol. 18, No. 2, pp. 586-598, 2003.
- [20] E.J. Chen, W.K. Jenkins, W.D. O'Brien. The impact of various imaging parameters on ultrasonic displacement and velocity estimates. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* Vol. 41, No. 4, pp. 293- 301, 1994.
- [21] R.S. Chadwick. Mechanics of the left ventricle. *Biophys J* Vol. 39, No. 4, pp. 279-288, 1982.
- [22] T. Arts, P.C. Veenstra, R.S. Reneman. Epicardial deformation and left ventricular wall mechanics during ejection in the dog. *Am J Physiol* Vol. 243, No. 5, pp. H379-H390, 1982.
- [23] J.M. Guccione, S.M. Moonly, P. Moustakidis, K.D. Costa, M.J. Moulton, M.B. Ratcliffe, M.K. Pasque. Mechanism underlying mechanical dysfunction in the border zone of left ventricular
- [1] H. Geyer, G. Caracciolo, H. Abe, S. Wilansky, S. Carerj, F. Gentile, H.J. Nesser, B. Khandheria, J. Narula, P.P. Sengupta. Assessment of myocardial mechanics using speckle tracking echocardiography: Fundamentals and clinical applications. *J Am Soc Echocardiogr* Vol. 23, No. 4, pp. 351-369, 2010.
- [2] L.A. Taber, M. Yang, W.W. Podszus. Mechanics of ventricular torsion. *J Biomech* Vol. 29, No. 1, pp. 745-752, 1996.
- [3] P.P. Sengupta, V.K. Krishnamoorthy, J. Korinek, J. Narula, M.A. Vannan, S.J. Lester, J.A. Tajik, J.B. Seward, B.K. Khandheria, M. Belohlavek. Left ventricular form and function revisited: applied translational science to cardiovascular ultrasound imaging. *J Am Soc Echocardiogr* Vol. 20, No. 2, pp. 539-551, 2010.
- [4] F. Torrent-Guasp, M. Ballester, G.D. Buckberg, F. Carreras, A. Flotats, I. Carrio, A. Ferreira, L.E. Samuels, J. Narula. Spatial orientation of the ventricular muscle band: Physiologic contribution and surgical implications. *J Thorac Cardiovasc Surg* Vol. 122, No. 2, pp. 392-389, 2001.
- [5] S. Nakatani. Left ventricular rotation and twist: why should we learn? *J Cardiovasc Ultrasound* Vol. 19, No. 2, pp. 1-6, 2011.
- [6] G.D. Buckberg. Basic science review: The helix and the heart. *J Thorac Cardiovasc Surg* Vol. 124, No. 1, pp. 863-883, 2002.
- [7] P.P. Sengupta, A.J. Tajik, K. Chandrasekaran, B.K. Khandheria. Twist mechanics of the left ventricle: Principles and application. *J Am Coll Cardiol Imag* Vol. 1, No. 2, pp. 366-376, 2008.
- [8] B.T. Esch, D.E.R. Warburton. Left ventricular torsion and recoil: implications for exercise performance and cardiovascular disease. *J Appl Physiol* Vol. 106, No. 1, pp. 362-369, 2009.
- [9] D.E. Hansen, G.T. Daughters, E.L. Alderman, E.B. Stinson, J.C. Baldwin, D.C. Miller. Effect of acute human cardiac allograft rejection on left ventricular systolic torsion and diastolic recoil measured by intramyocardial markers. *Circulation* Vol. 76, No. 3, pp. 998-1008, 1987.
- [10] M.B. Buchalter, J.L. Weiss, W.J. Rogers, E.A. Zerhouni, M.L. Weisfeldt, R. Beyar, E.P. Shapiro. Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. *Circulation* Vol. 81, No. 1, pp. 1236-1244, 1990.
- [11] U. Gustafsson, P. Lindqvist, S. Morner, A. Waldenstrom. Assessment of regional rotation patterns improves the understanding of the systolic and diastolic left ventricular function: an echocardiographic speckle-tracking study in healthy individuals. *Eur J Echocardiogr* Vol. 10, No. 1, pp. 56-61, 2009.
- [12] I. Rüssel, M.J.W. Götte, J.P.A. Kuijter, J.T. Marcus. Regional assessment of left ventricular torsion by CMR tagging. *J Cardiovasc Magn Reson* Vol. 1, No. 1, pp. 10-26, 2008.

- [27] J. Lumens, T. Delhaas, T. Arts, B.R. Cowan, A.A. Young. Impaired subendocardial contractile myofiber function in asymptomatic aged humans, as detected using MRI. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* Vol. 291, No. 1, pp. H1573-H1579, 2006.
- [28] T. Arts, R.S. Reneman. Dynamics of left ventricular wall and mitral valve mechanics: A model study. *J Biomech* Vol. 22, No. 2, pp. 261-271, 1989.
- [29] A.A. Young. Ventricular torsion: An aid to ejection? *JACC Cardiovasc Imag* Vol. 5, No. 3, pp. 282-284, 2012.
- [30] F. Yeung, S.F. Levinson, D. Fu, K.J. Parker. Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh. *IEEE Trans Med Imag* Vol. 17, No. 4, pp. 945-956, 1998.
- [31] J.A. Urbano Moral, J.A. Arias Godinez, M.S. Maron, R. Malik, J.E. Eagan, A.R. Patel, N.G. Pandian. Left ventricular twist mechanics in hypertrophic cardiomyopathy assessed by three-dimensional speckle tracking echocardiography. *Am J Cardiol* Vol. 108, No. 1, pp. 1788-1795, 2011.
- aneurysm: A finite element model study. *Ann Thorac Surg* Vol. 7, No. 1, pp. 654-662, 2001a.
- [24] J.M. Guccione, S.M. Moonly, A.W. Wallace, M.B. Ratcliffe. Residual stress produced by ventricular volume reduction surgery has little effect on ventricular function and mechanics: A finite element model study. *J Thorac Cardiovasc Surg* Vol. 122, No. 2, pp. 592-599, 2001b.
- [25] Z.H. Sun, Y.P. Liu, D.J. Zhou, Y. Qi. Use of coronary CT angiography in the diagnosis of patients with suspected coronary artery disease: Findings and clinical indications. *J Geriatr Cardiol* Vol. 9, No. 1, pp. 115-122, 2012.
- [26] R.W. Biederman, V.L. Sorrell, N.C. Nanda, S. Voros, A.C. Thakur. Transesophageal echocardiographic assessment of coronary stenosis: A decade of experience. *Echocardiography* Vol. 18, No. 1, pp. 49-57, 2001.