

## اندازه‌گیری جابجایی لحظه‌ای دیواره‌ی سپتوم میوکارد قلب با استفاده از تصاویر متوالی

### اکوکاردیوگرافی

زهرا عرب‌باقرانی<sup>۱</sup>، منیژه مختاری‌دیزجی<sup>۲\*</sup>، فریده روشن‌علی<sup>۳</sup>، اسماعیل امام‌دادی‌طارمی<sup>۴</sup>

مقدمه: یکی از مهم‌ترین اهداف پردازش کمی تصاویر قلب، آشکارسازی تغییرات حرکت دیواره‌ی میوکارد قلب به منظور استخراج رفتار بیومکانیکی قلب در شرایط بیماری می‌باشد. در این مطالعه یک روش آنالیز کامپیوتری با استفاده از برنامه‌ی انطباق بلوک برای استخراج حرکت میوکارد قلب از روی تصاویر دوبعدی اکوکاردیوگرافی ارائه شده است.

روش: برنامه روی دیواره سپتوم میوکارد ۱۰ فرد سالم در دو نمای طولی و عرضی مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مطالعه جابجایی طولی و عرضی عضله‌ی میوکارد قلب در سگمنت‌های اپکس و بیسال از نمای طولی و نیز نمای محور کوتاه برآورد شد. برای اعتبارسنجی برنامه طراحی شده، اندازه‌گیری‌های دستی انجام گرفت و با روش نیمه اتوماتیک تطبیق بلوک مقایسه گردید. برای آنالیز همبستگی میان روش دستی و روش اتوماتیک از آنالیز همبستگی پیرسون استفاده شد و تابع رگرسیون خطی میان اندازه‌گیری دستی و اندازه‌گیری اتوماتیک با سطح اطمینان ۹۵ درصد استخراج گردید. برای اطمینان از روش اتوماتیک، اطلاعات مربوط به حداکثر جابجایی در دو راستای عمودی و افقی برای سگمنت‌های بیس و اپکس با دو روش دستی و الگوریتم تطبیق بلوک توسط آنالیز توصیفی paired t-test مقایسه گردید.

یافته‌ها: همبستگی معنی‌داری میان تغییرات لحظه‌ای جابجایی عمودی و افقی دیواره‌ی سپتوم بیسال از نمای طولی اندازه‌گیری شده به روش دستی و روش اتوماتیک ملاحظه شد (ضریب برازش  $0.91$ ،  $P < 0.05$ ). بررسی اختلاف میان دو روش اتوماتیک و دستی، نسبت به متوسط هر دو مشاهده حاکی از توافق معنی‌دار میان دو روش اتوماتیک و روش دستی است. از نظر حداکثر جابجایی در راستای عمودی و افقی در دو نمای طولی و محور کوتاه تمایز معنی‌داری میان دو روش اتوماتیک و روش دستی دیده نشد.

نتیجه‌گیری: از آنجا که روش آنالیز کامپیوتری متکی بر الگوریتم تطبیق بلوک، امکان استخراج تغییرات لحظه‌ای دیواره‌ی میوکارد قلب را در دو نمای طولی و عرضی در تصاویر فراصوتی متوالی فراهم می‌کند، استفاده از این روش در کاربردهای بالینی پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: اکوکاردیوگرافی، آشکارسازی حرکت، الگوریتم انطباق بلوک

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس ۲- استاد فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس ۳- فوق تخصص قلب و عروق، بیمارستان دی ۴- دانشجوی کارشناسی

ارشد مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات، دانشگاه صنعتی امیر کبیر

\* نویسنده مسؤل، آدرس: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی • آدرس پست الکترونیک: mokhtarm@modares.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۳۸۹/۶/۱۶ دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۹۰/۲/۱۴ پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۳/۴

## مقدمه

براساس گزارش سازمان بهداشت جهانی (WHO) یکی از علل شایع مرگ و میر در جهان بیماری‌های قلبی و عروقی است. بیماری‌های قلبی-عروقی بعد از تصادفات جاده‌ای دومین عامل مرگ (۲۹/۲ درصد) به شمار می‌روند (۱،۲). نتایج مطالعات محققین در این زمینه نشان می‌دهد که با بروز بیماری آترواسکلروز و تشکیل تنگی در عروق کرونر، عملکرد عمومی و موضعی عضله میوکارد تغییر می‌کند که می‌تواند ناشی از تغییر پارامترهای بیومکانیکی بافت باشد (۳). با توجه به این که با بروز بیماری، پارامترهای فیزیکی و مکانیکی عضلات قلب تغییر می‌کند و در مراحل اولیه بیماری که هنوز شرایط پاتولوژیک به صورت واضح توسط روش‌های تصویربرداری مشخص نشده است، به نظر می‌رسد بتوان با برآورد پارامترهای فیزیکی و مکانیکی قلب، امکان تشخیص آسیب را فراهم نمود.

از سال ۱۹۸۰ به بعد استفاده از تصاویر اکوکاردیوگرافی به منظور ارزیابی کمی و کیفی عضله میوکارد رایج شده است (۴). چنانچه به منظور بررسی کمی پارامترهای الاستیسیته و خصوصیات انقباض پذیری قلب، می‌توان حرکت قلب را به عنوان یک هدف مهم آشکار کرد. شاید ارزیابی حرکت بطن چپ بتواند راهی مؤثر برای تشخیص حضور یا عدم حضور ایسکمی و یا حتی انفارکتوس و همچنین میزان تأثیر آنها باشد. از میان روش‌های تصویربرداری، روش تصویربرداری اکوکاردیوگرافی، امکان ارزیابی غیرتهاجمی و مستقیم حرکت عضله میوکارد را فراهم کرده است. از آنجا که بررسی و آنالیز حرکت میوکارد به صورت کاملاً بصری و وابسته به تجربه متخصص قلب است و روش‌های بررسی موجود برای اندازه‌گیری دیواره میوکارد تنها بر روی تصاویر منفرد و به صورت دستی است که روشی خسته کننده و وقت گیر

بوده و منجر به تشخیص‌های کیفی و خطاپذیر می‌شود، تشخیص کمی و عینی با استفاده از آنالیز اتوماتیک حرکت به وسیله روش‌های کامپیوتری بسیار مطلوب است (۵،۶). لذا استخراج و آنالیز آهنگ جابجایی عضله میوکارد در طول سیکل قلبی می‌تواند فرآیند تشخیص را بهبود بخشد. امروزه استفاده از روش داپلر بافتی امکان ارائه حرکت دیواره میوکارد را با انتگرال‌گیری زمانی از آهنگ سرعت امکان پذیر کرده است (۷،۸). این روش نقاط ضعفی از جمله وابستگی زاویه و بررسی یک بعدی حرکت را دارد. اگرچه در سال‌های اخیر با کمک روش ردیابی اسپیکل بر روی تصاویر B-mode دو بعدی، امکان بررسی دو بعدی حرکت میوکارد به صورت مستقل از سرعت فراهم شده است (۹،۱۰). در این روش با کمک ابزارها و الگوریتم‌های ریاضی مختلف الگوهای تداخلی حاصل از اکوهای لایه‌ی میوکارد به طور اتوماتیک ردیابی می‌شود (۱۱،۱۲). این ابزارها نسبت به اندازه‌گیری‌های دستی که باعث اتلاف زمان شده و نتایج مربوط به قرائت‌ها نیز کاملاً به تبحر و قضاوت کاربر بستگی دارد، برتری دارند. اما هنوز ابزار مشخص و کارآمدی برای ارزیابی اتوماتیک حرکت عضله میوکارد ارائه نشده است.

با توجه به این که هر نوع گرفتگی شریان (حاد و مزمن) موجب تغییر رفتار بیومکانیکی حرکت عضله میوکارد می‌شود، به نظر می‌رسد با طراحی، پیاده‌سازی و معرفی نرم افزار مناسب امکان بررسی دقیق حرکت عضله میوکارد با هدف شناسایی و تمایز بیماری فراهم آید (۱۳). در برآورد حرکت، می‌بایست فریم‌های متوالی یک فیلم آنالیز شود به عبارت دیگر فریم‌های متوالی به یک الگوریتم تخمین‌گر حرکت داده می‌شود تا بردارهای حرکت هر نقطه از تصویر محاسبه گردد. از جمله الگوریتم‌های تخمین حرکت از روی فریم‌های متوالی تصویر، الگوریتم انطباق بلوک (Block Matching) است

پیکسل‌ها در فریم جاری (current frame) با بلوک‌های فریم قبلی (previous frame) در محدوده منطقه جستجو مقایسه می‌شود. منطقه جستجو دارای اندازه  $(M + 2P) \times (N + 2P)$  پیکسل است به عبارت دیگر میزان جابجایی از هر طرف به اندازه  $P$  تخمین زده شده است. در این مطالعه فرض می‌شود در بلوک‌ها،  $f_{current}(i, j)$  و  $f_{previous}(i, j)$  به ترتیب شدت پیکسل در مختصات  $(i, j)$  در فریم جاری و فریم قبلی باشد. بر اساس الگوریتم به کار برده شده بلوکی که بیشترین شباهت در فریم قبلی به بلوک جاری را داشته باشد به عنوان محل قبلی بلوک جاری شناخته می‌شود و به این صورت بردار حرکت به دست می‌آید. یکی از مواردی که بر روی دقت تخمین الگوریتم انطباق بلوک مؤثر می‌باشد، نوع معیار تصحیح است. مهم‌ترین این معیارها عبارت از تابع همبستگی نرمالیزه شده، اختلاف مربع میانگین، اختلاف میانگین مطلق، حداکثر خطای مینیمم شده، اختلاف قدر میانگین کاهش یافته، ضریب همبستگی و مجموع قدر مطلق اختلاف واقعی دو بلوک است (۱۵). در الگوریتم حاضر، از معیار تصحیح مجموع قدر مطلق اختلاف واقعی دو بلوک (Sum Absolute Difference: SAD) که دارای سرعت محاسباتی و دقت قابل قبولی است، برای آشکارسازی حرکت بلوک استفاده می‌شود:

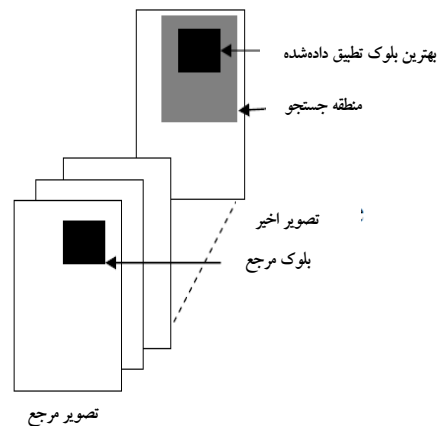
$$SAD = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} |B_c^{(i,j)}(m,n) - B_p^{(i,j,x,y)}(m,n)|$$

که در رابطه بالا  $B_c^{(i,j)}$  و  $B_p^{(i,j,x,y)}$  به ترتیب بلوک هدف و بلوک مرجع است. مختصات گوشه بالای چپ فریم جاری  $(i, j)$  و مختصات گوشه چپ فریم قبلی  $(i-x, j-y)$  خواهد بود. در واقع  $B_c^{(i,j)}$  بلوک هدفی است که بردار جابجایی (Motion vector) از آن استخراج می‌شود. در اینجا مکان پیکسل با مختصات  $(i, j)$  در فریم جاری را با  $B_c^{(i,j)}$  و با فرض این که میزان جابجایی پیکسل

(۱۴،۱۵). در مطالعه حاضر با استفاده از تصاویر اکوکارديوگرافي، حرکت طولی و عرضی دیواره‌های بطن چپ در یک سگمان محدود اندازه‌گیری شد و بدین ترتیب امکان ارزیابی غیرتهاجمی جابجایی لحظه‌ای حرکت عضله‌ی میوکارد در طول سیکل قلبی و در دو راستای طولی و عرضی با استفاده از تصاویر متوالی اکوکارديوگرافي ارائه می‌شود.

### روش بررسی

در این مطالعه حرکت میان فریم‌های متوالی از اطلاعات gray scale تصاویر دوبعدی اکوکارديوگرافي با استفاده از روش تطبیق بلوک برآورد می‌شود (۱۷-۱۴). تطبیق بلوک به معنی انتخاب یک پنجره (block) در فریم اول به عنوان بلوک مرجع (Reference Block) و یافتن مشابه‌ترین بلوک نسبت به بلوک مرجع در فریم‌های بعدی است (شکل ۱). در روش تطبیق بلوک فرض می‌شود که بلوک‌ها از نظر اندازه در کل زمان و حرکت ثابت باقی می‌مانند.



شکل ۱. نمایی از تطبیق بلوک در دو فریم متوالی

در الگوریتم انطباق بلوک، بردار حرکت بر پایه بررسی دو بلوک متوالی تخمین زده می‌شود. در این الگوریتم، ابتدا تصویر به بلوک‌هایی با اندازه  $M$  تقسیم می‌شود (در هر بلوک تعداد  $M \times N$  پیکسل وجود دارد). در ادامه بلوکی از

مورد نظر بین دو فریم متوالی به اندازه  $x$  و  $y$  باشد و مکان پیکسل در فریم قبلی به صورت  $B_p^{(i,j,x,y)}$  است. مشابه ترین بلوک، بلوکی است که مجموع قدر مطلق اختلاف ها را به حداقل می‌رساند (۱۸،۱۹).

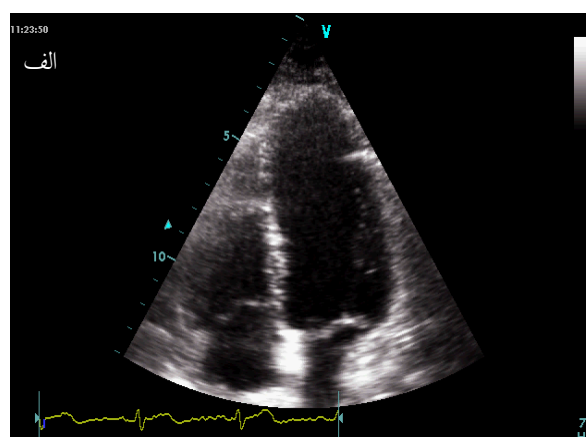
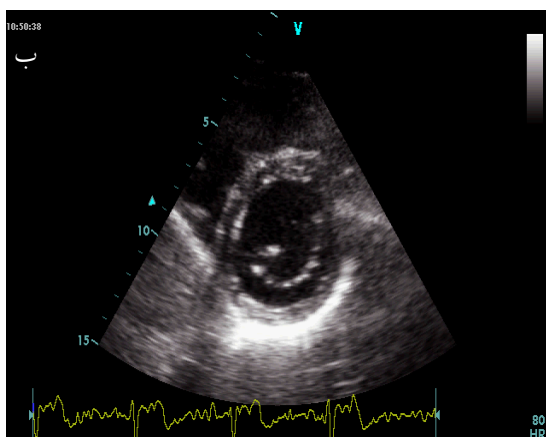
در تحقیق حاضر از برنامه تطبیق بلوک برای بررسی رفتار بیومکانیکی دیواره‌های قلب و در واقع استخراج حرکت آن در دو راستای طولی و عرضی بهره گرفته می‌شود. یک پیکسل تصویر فراصوتی دارای اندازه  $0.04 \times 0.04$  میلی متر مربع است. حداکثر انحراف از مقدار واقعی ۱ پیکسل یعنی  $0.04$  میلی متر است. برای افزایش دقت اندازه گیری، بررسی در سه سیکل قلبی انجام گردید.

به منظور استخراج میزان جابجایی طولی و عرضی دیواره‌ی اندو کارد قلب در سه سیکل قلبی، دیواره سپتوم در ناحیه نوک و قاعده قلب (در دو نمای طولی و عرضی) در ده مرد با میانگین سنی  $44 \pm 3$  سال مورد مطالعه قرار گرفت. افراد مورد مطالعه دارای سلامت کامل قلبی-عروقی و بدون عوامل خطر قلبی عروقی بودند. آزمون‌های الکترو کاردیو گرافی و اکو کاردیو گرافی دوبعدی افراد از نظر عملکرد موضعی و عمومی بطن چپ نرمال بود. همچنین این افراد در معاینات بالینی و همودینامیکی، قلب سالم داشته و دارای ضربان‌ساز قلبی نبودند. علاوه بر این بر اساس شاخص‌های حاصل از مطالعه Framingham (۲۰) شامل جنسیت فرد، سن، فشار خون، استعمال سیگار، میزان کلسترول خون، ابتلا به دیابت و هایپرتروفی با استفاده از نرم افزار تخمین خطر ابتلا به بیماری کرونر قلبی که توسط انجمن مبتلایان فشار خون بریتانیا (British Hypertension Society: BHS) ارائه شده است، افرادی سالم تلقی می‌شدند و احتمال ابتلا به بیماری عروق کرونر در آن‌ها کم‌تر از ده درصد بود.

اجرای برنامه تخمین حرکت دیواره‌ی میوکارد قلب در این مطالعه با استفاده از آزمون‌های اکو کاردیو گرافی، بررسی‌های عمومی و موضعی عملکرد بطن چپ صورت گرفت. افراد مورد مطالعه حداقل ۱۰ دقیقه قبل از شروع آزمایش در وضعیت خوابیده و در حالت استراحت در یک اتاق آرام و نیمه تاریک با دمای مطلوب قرار گرفتند تا ضربان قلب و فشار خون به وضعیت ثابت برسد. سپس مشخصات افراد شامل سن، جنس، وزن، قد، تعداد ضربان قلب، فشار خون، سابقه بیماری و گزارش روش‌های تشخیصی انجام شد و نیز نام و شماره پرونده تصاویر فراصوتی ثبت گردید. بدین منظور پرسش‌نامه و فرم ثبت نتایج حاصل از آزمون‌های اکو کاردیو گرافی موضعی و عمومی مورد نظر در این تحقیق تهیه شد. با اتصال لید‌های الکترو کاردیو گرافی بر روی سینه افراد، همزمان با آزمون‌های اکو کاردیو گرافی، الکترو کاردیو گرام ثبت شد. تصاویر برداری‌های تحقیق حاضر توسط سیستم اکو کاردیو گرافی GE-Vivid7 (General Electric Vantage Release, Milwaukee, Wisconsin, USA) مجهز به مبدل فراصوتی M3S با آرایه فازی با ابعاد  $28 \times 20$  میلی متر، با امکان تولید امواج فراصوتی در محدوده فرکانسی ۱/۵ تا ۴ مگاهرتز با حداکثر عمق مورد بررسی ۱۲ تا ۱۶ سانتی متر صورت گرفت. در مطالعه حاضر، تصاویر هارمونیک B-mode با فرکانس ارسالی ۱/۷ مگاهرتز و فرکانس دریافتی ۳/۴ مگاهرتز با حداکثر ۷۰ فریم بر ثانیه با ابعاد تصویری  $434 \times 636$  پیکسل امکان پذیر است. محل استقرار و راستای مبدل فراصوتی برای دستیابی به نمای اپیکال چهار حفره‌ای، در پنجمین فضای بین دنده‌ای در محل اپکس قلب و در راستای قوس شانه راست است به طوری که در نیمه بالایی تصویر، بطن‌ها و در نیمه پایینی آن دهلیزها قرار دارند (شکل ۲ الف).

با ایجاد زاویه بیش تر به سمت پا، به ترتیب تصویر اکوکاردیوگرام در سطح میانه (با علائم آناتومیکی عضلات پایپیلاری) و در سطح نوک قلبی (با علائم آناتومیکی عدم وجود عضلات پایپیلاری) نیز حاصل خواهد شد.

برای ثبت نمای محور کوتاه، محل استقرار و راستای مبدل فراصوتی در سومین یا چهارمین فضای بین دنده ای چپ است. در این نما برشی از قلب در ناحیه بطن ها و سطح مقطع دریچه میترال به تصویر کشیده می شود (شکل ۲ ب).



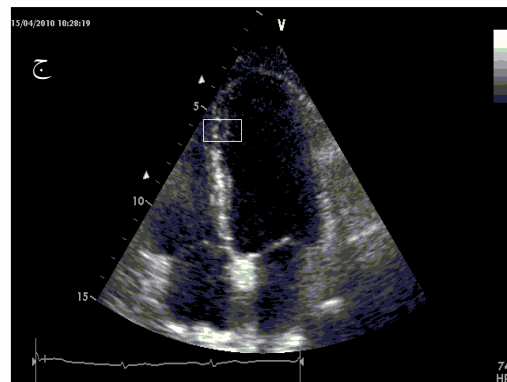
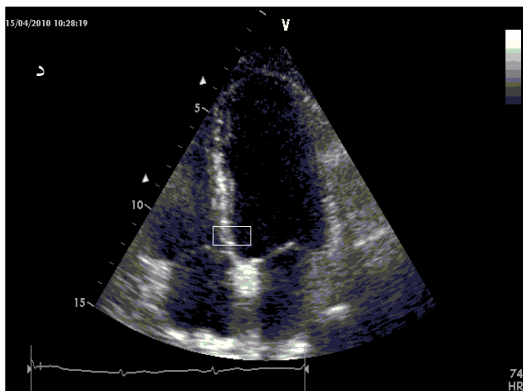
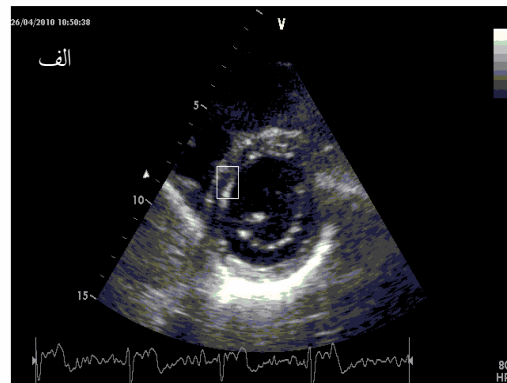
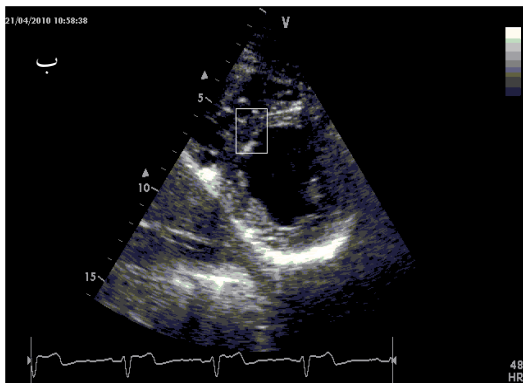
شکل ۲. تصویر اکوکاردیوگراف مقاطع مورد بررسی در نمای الف) اپیکال چهار حفره ای و ب) محور کوتاه

محور کوتاه، سگمان های انتروستپال و خلفی بطن چپ عمود بر باریکه فراصوتی قرار گرفت، به طوری که زاویه باریکه نسبت به حرکت شعاعی سگمان های مورد بررسی، نزدیک به صفر باشد. همچنین فرکانس تکرار ضربان حداقل بر روی ۱ کیلوهرتز تنظیم شد. تصویربرداری پارامتریک با آهنگ فریمی معادل و یا بیش از حداقل مورد نیاز در تصویربرداری پارامتریک صورت پذیرفت. به منظور آنالیز کمی تصاویر، این تصاویر در طی سه سیکل قلبی ثبت گردیدند. از آن جا که هدف از مطالعه حاضر، بررسی آهنگ جابجایی عضله میوکارد افراد سالم با استفاده از الگوریتم تطبیق بلوک است لذا می بایست اعتبار سنجی نرم افزار پیشنهادی انجام گردد. بدین منظور آهنگ جابجایی عضله میوکارد با دو روش دستی و روش تطبیق بلوک استخراج شد و نسبت به مختصات دیواره میوکارد در انتهای مرحله دیاستول گزارش شد. در این بررسی دیواره سپتوم بین بطنی که خونرسانی آن توسط رگ کرونر LAD

در این مطالعه، تصویربرداری های اکوکاردیوگرافی انجام شد و برای بازخوانی مجدد، تصاویر با فرمت DICOM بر روی حافظه دائمی سیستم ذخیره گردید. پس از انتقال فیلم های اکوکاردیوگرافی با آهنگ ۷۰ فریم در ثانیه به کامپیوتر شخصی، توسط برنامه ای که در محیط MATLAB نوشته شد، فیلم ها به فریم های متوالی با فرمت BMP و با فاصله زمانی بین فریم ها ۱۶ میلی ثانیه تبدیل گشت. در این برنامه امکان استخراج ابعاد ماتریس تصویر، تعداد فریم ها، پهنا و ارتفاع هر ماتریس تصویر، نوع تصویر و ابعاد هر پیکسل در راستای عمودی (۰/۰۴ میلی متر) و افقی (۰/۰۴ میلی متر) فراهم شده است. افراد مورد مطالعه، در حالت خوابیده و در وضعیت پهلو چپ قرار گرفته و با توجه به نماهای مورد بررسی، زاویه مناسب سکتور برای دستیابی به فرکانس نمونه برداری بالاتر تنظیم گردید. برای نماهای اپیکال، زاویه بین پرتو و راستای حرکت طولی بافت تا حد امکان می بایست کوچک باشد. در نماهای

بلوک با معیار تصحیح SAD در محیط MATLAB طراحی و پیاده شد. به منظور اجرای این برنامه، ابتدا بلوک بر روی قسمت بیس و اپکس دیواره سپتوم عضله میوکارد قلب در نماهای طولی و محور کوتاه، قرار داده شد و با اجرای برنامه بر روی فریم ابتدایی، برنامه برای فریم‌های متوالی به ترتیب ظهور ادامه یافت (شکل ۳).

تأمین می‌شود و از احتمال آسیب بالاتری برخوردار است، مورد بررسی قرار گرفت. در مطالعه حاضر، تصویربرداری در نماهای چهار حفره‌ای (طولی) و محور کوتاه (عرضی) در دو سطح بیس و اپکس به دست آمد. به منظور استخراج لحظه‌ای حرکت دیواره‌ی قلب در راستای عمودی و افقی، برنامه‌ای بر اساس الگوریتم انطباق



شکل ۳. بلوک تعیین شده در سپتوم بیس و اپکس دیواره‌ی میوکارد از دو نما‌ی عرضی (الف و ب) و طولی (ج و د)

اعتبارسنجی برنامه تخمین جابجایی و آنالیز آماری برای اعتبارسنجی تخمین جابجایی عمودی و افقی، تغییرات لحظه‌ای جابجایی عمودی و افقی دیواره‌های میوکارد ۱۰ مرد سالم با میانگین سنی  $43 \pm 2$  سال در طول سه سیکل قلبی توسط نرم افزار تطبیق بلوک استخراج شد. سپس فریم‌های متوالی با روش دستی با نرم‌افزار

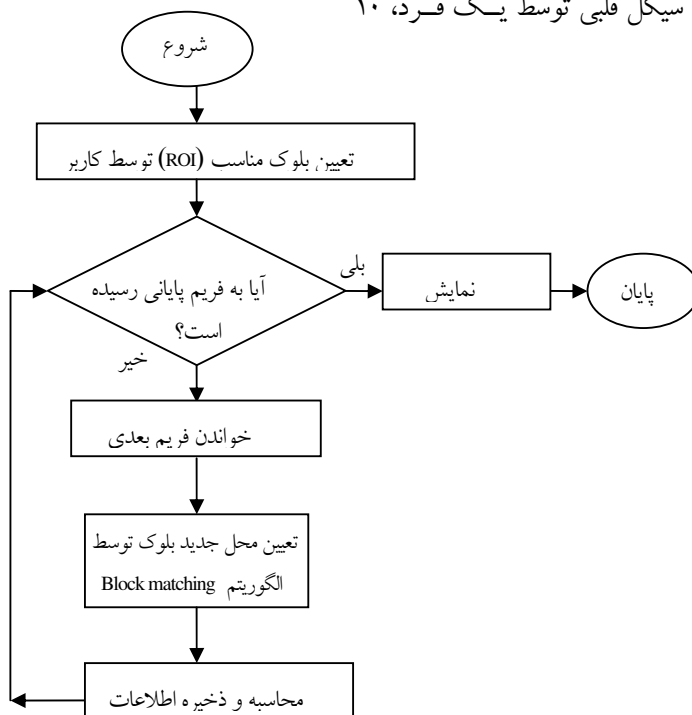
بعد از اجرای برنامه، نمودارهای جابجایی در راستای عمودی و افقی بر حسب فریم در طول سه سیکل قلبی استخراج شد. روند نمای برنامه تخمین حرکت دیواره در شکل ۴ آمده است. برای کاهش خطا برآورد جابجایی عمودی و افقی برای سه سیکل قلبی متوالی اجرا و میانگین مقادیر به دست آمده برای سه سیکل قلبی محاسبه شد.

مرتب‌ه برای فریم‌های متوالی یکسان و ۱۰ فرد مجزا برای همان فریم‌ها استخراج شد و ضریب پراکندگی حاصل از نتایج استخراج شده به صورت اعتبار Intraobserver و Interobserver به ترتیب نشان داده شد. کلیه آنالیزهای آماری با نرم افزار SPSS-11.5 انجام گرفت.

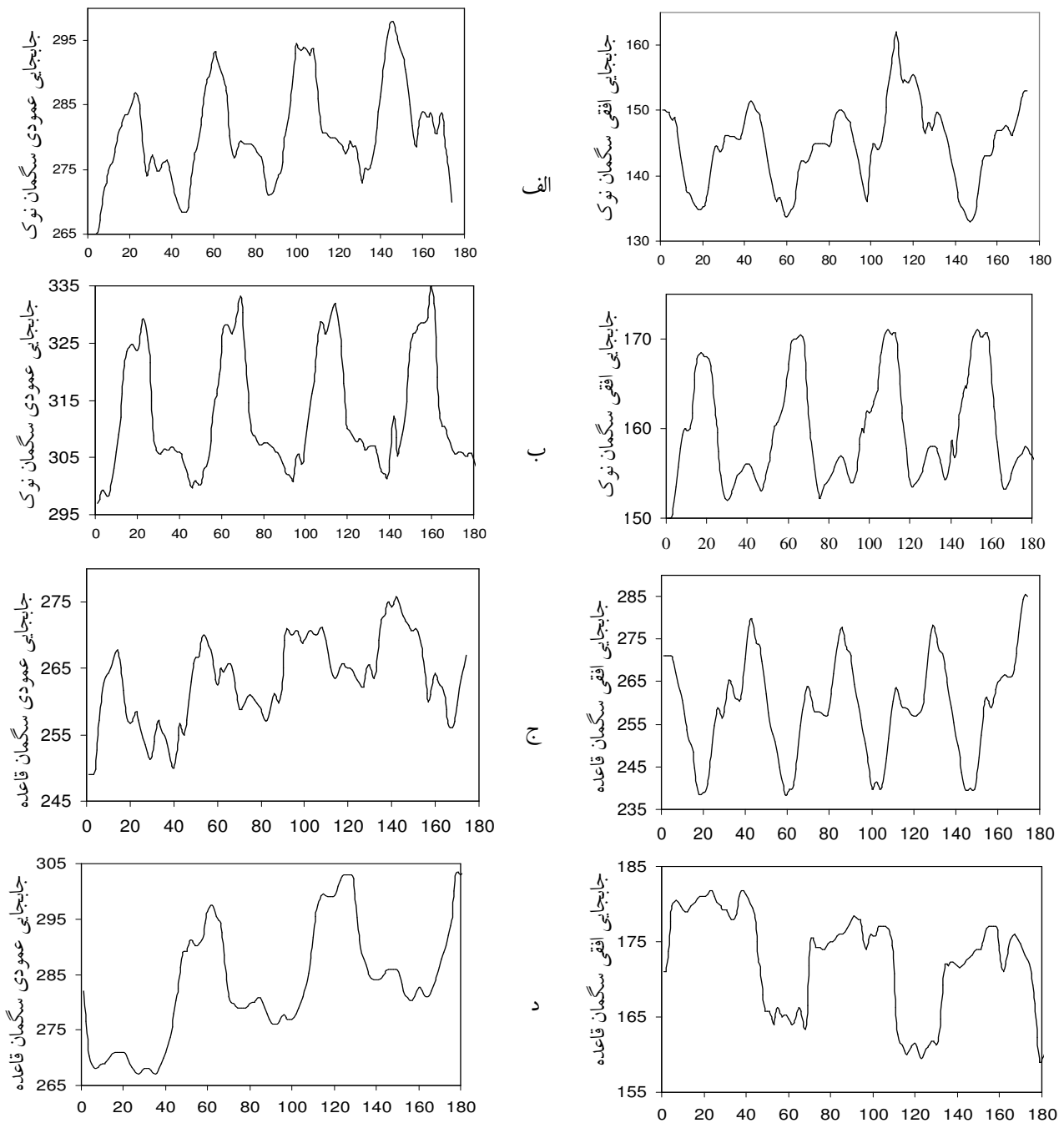
### نتایج

برنامه تخمین حرکت دیواره‌ی سپتوم میوکارد در سگمنت‌های اپکس و بیس در دو نمای طولی و عرضی ۱۰ مرد سالم برای چهار سیکل قلبی اجرا شد. نمونه‌ای از نتایج استخراج اتوماتیک جابجایی عمودی و افقی دیواره‌ی سپتوم میوکارد در سگمنت‌های اپکس و بیس از نمای طولی و نمای محور کوتاه (عرضی) در شکل ۵ آمده است.

Image Tools (Microsoft, San Antonion, Texas) اندازه‌گیری و جابجایی عمودی و افقی دیواره‌ی میوکارد حاصل شد. برای بررسی توافق میان برآورد تغییرات لحظه‌ای دیواره میوکارد توسط دو روش دستی و اتوماتیک، جابجایی طولی ناحیه بیسال دیواره‌ی سپتوم از نمای طولی توسط دو روش فوق استخراج شد و آنالیز همبستگی خطی و آنالیز Bland-Altman (۲۱) با محدوده توافق ۹۵ درصد (LOA: limit of agreements) انجام شد. بررسی توصیفی نتایج حاصل از روش دستی و اتوماتیک بر اساس پارامترهای تخمین حرکت در راستای عمودی و افقی در یک سیکل قلبی توسط آزمون paired t-test با سطح معنی‌داری ۹۵ درصد انجام گرفت. تغییرات لحظه‌ای دیواره سپتوم از نمای طولی و عرضی در دو ناحیه بیس و اپکس به روش اتوماتیک در طول سیکل قلبی توسط یک فرد، ۱۰



شکل ۴. نحوه‌ی اجرای برنامه بر روی فریم‌های متوالی



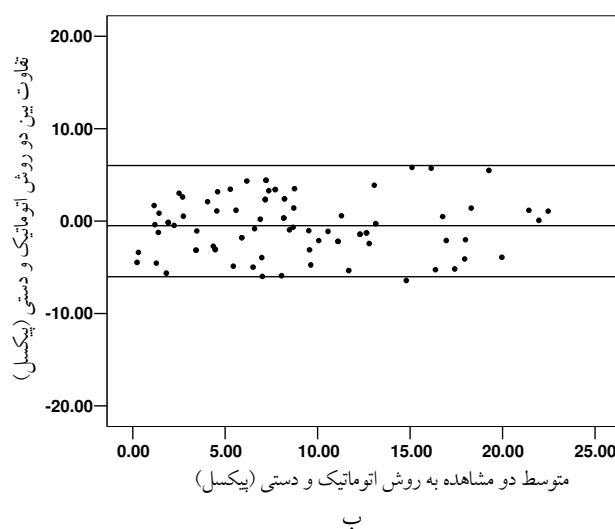
**شکل ۵.** جابجایی عمودی (سمت چپ) و جابجایی افقی (سمت راست): سگمنت اپکس سپتوم از الف) نمای طولی؛ ب) نمای محور کوتاه؛ و سگمنت بیس سپتوم از ج) نمای طولی؛ د) نمای محور کوتاه یک فرد با استفاده از نرم افزار پیشنهادی. فاصله زمانی فریم‌ها ۱۶ میلی ثانیه است و نتایج برای ۳ تا ۴ سیکل قلبی ثبت شده است.



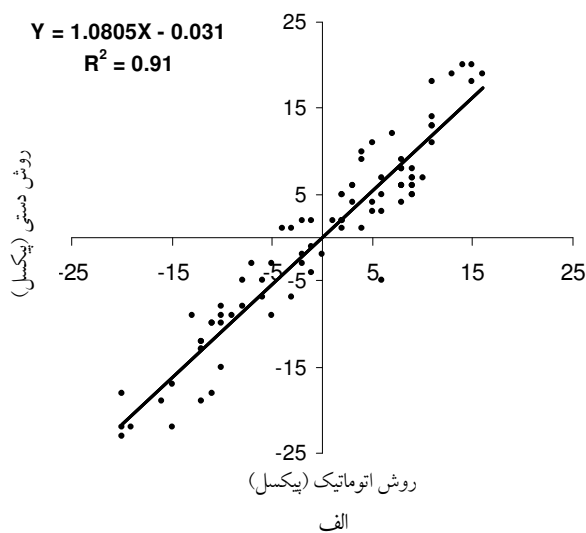
عدد کوچک‌تر از ۰/۰۵ از تابع رگرسیون زیر برآورد می‌شود (شکل ۶ الف):

$$L(دستی) = ۱/۰۸۰۵ \times L(اتوماتیک) - ۰/۰۳۱$$

نتایج آنالیز Bland-Altman برای بررسی اختلاف میان دو روش اتوماتیک و دستی، نسبت به متوسط هر دو مشاهده در شکل ۶-ب آمده است. خط میانی، میانگین اختلاف بین دو روش را نشان می‌دهد. خطوط خارجی تر موید ۱/۹۶ برابر انحراف معیار و یا در واقع ۹۵ درصد توافق است. آنالیز Bland-Altman با محدوده توافق، ۳/۰۷- تا ۳/۰۷ پیکسل و میانگین اختلاف‌ها (۰/۴۹۵- پیکسل) میان دو روش اتوماتیک و روش دستی توافق معنی‌داری نشان داد (شکل ۶-ب).



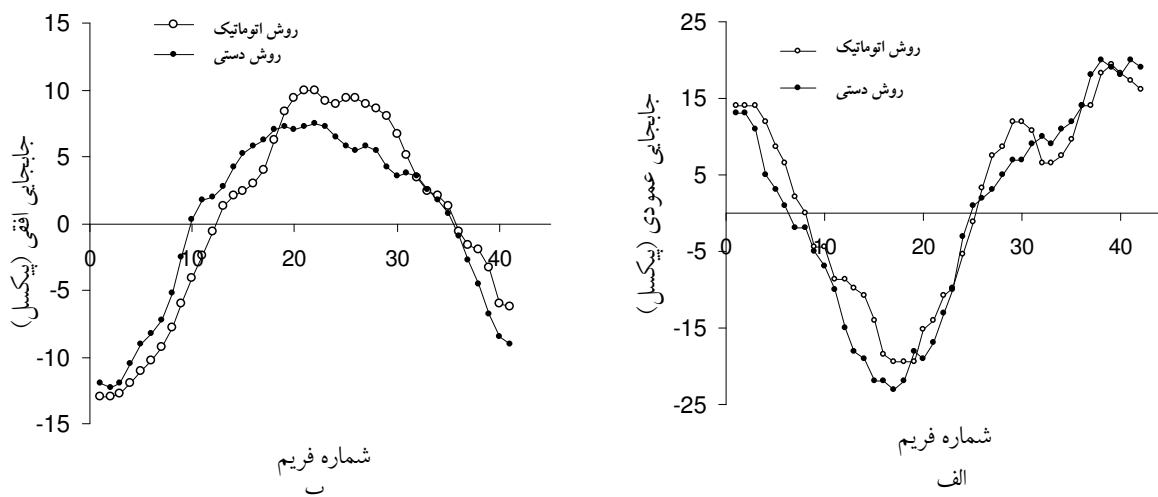
با استفاده از آنالیز آماری همبستگی پیرسون و Bland-Altman اختلاف میان آهنگ جابجایی دیواره قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی نسبت به مبدا مختصات تصویر برآورد شده به روش اتوماتیک با آهنگ جابجایی دیواره قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی اندازه‌گیری شده به روش دستی بررسی و مقایسه شد (شکل ۶). چنانچه از شکل ۶-الف مشخص است، همبستگی معنی‌داری میان تغییرات لحظه‌ای جابجایی عمودی دیواره‌ی سپتوم بیسال از نمای طولی اندازه‌گیری شده به روش دستی و روش اتوماتیک ملاحظه شد (ضریب برازش ۰/۹۱،  $P < ۰/۰۵$ ). نتایج حاصل از آنالیز رگرسیون تخمین جابجایی دیواره‌ی قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی (L) با ضریب همبستگی ۰/۹۶ و



**شکل ۶. الف)** همبستگی میان جابجایی دیواره‌ی سپتوم قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی اندازه‌گیری شده به روش اتوماتیک با اندازه‌گیری به روش دستی؛ **ب)** گراف Bland-Altman با ۹۵ درصد توافق. خط میانی متوسط اختلاف میان دو روش را نشان می‌دهد و خطوط خارجی ۱/۹۶ برابر انحراف معیار (۹۵ درصد توافق) را نشان می‌دهد.

اتوماتیک و دستی آمده است. با توجه به همپوشانی نسبی داده‌ها، امکان تخمین جابجایی در راستای عمودی و افقی دیواره‌های قلب را دو نمای طولی و محور کوتاه در هر سیکل قلبی توسط نرم‌افزار فوق امکان‌پذیر است.

با استفاده از این ارزیابی اتوماتیک امکان استخراج جابجایی دیواره‌ی سپتوم قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی وجود دارد. در شکل ۷ اندازه‌گیری لحظه‌ای جابجایی دیواره‌ی سپتوم قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی به صورت



شکل ۷. تغییرات لحظه ای جابجایی سگمان قاعده دیواره سیپتوم قلب از تصاویر اکوکاردیوگرافی بر حسب پیکسل که به صورت اتوماتیک (خط پر) و دستی (نقطه چین) در یک سیکل قلبی اندازه گیری شده است. الف) جابجایی عمودی ب) جابجایی افقی. فاصله زمانی فریم ها ۱۶ میلی ثانیه است.

شد. نتایج حاصل از اندازه گیری حداکثر جابجایی در راستای عمودی و افقی در دو نمای طولی و محور کوتاه در جدول ۱ آمده است.

در این مطالعه برای مقایسه دو روش دستی و اتوماتیک، حداکثر جابجایی در راستای عمودی و افقی در دو نمای فوق در طول یک سیکل قلبی برای ده مرد سالم اندازه گیری

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار حداکثر جابجایی سگمان های نوک و قاعده دیواره سیپتوم بین بطنی بر حسب میلی متر از دو نمای طولی و محور کوتاه در دو راستای عمودی و افقی (بر حسب میلی متر) در هر سیکل قلبی با دو روش دستی و اتوماتیک برای ده مرد سالم

راستای حرکت	روش استخراج حرکت	سگمان نوک نمای طولی	سگمان قاعده نمای طولی	سگمان نوک نمای عرضی	سگمان قاعده نمای عرضی
عمودی (mm)	اتوماتیک	۳/۵ ± ۰/۸	۱۱ ± ۱/۴	۳/۱ ± ۰/۹	۴/۸ ± ۱/۴
	دستی	۳/۴ ± ۰/۷	۱۰/۹ ± ۱/۲	۲/۶ ± ۰/۵	۴/۲ ± ۱/۱
افقی (mm)	اتوماتیک	۸/۴ ± ۱/۵	۳/۳ ± ۰/۹	۶/۴ ± ۰/۶	۹/۱ ± ۱/۰
	دستی	۸/۰ ± ۰/۹	۳/۶ ± ۱/۰	۶/۳ ± ۰/۵	۹/۳ ± ۱/۱

روش دستی برای پارامتر جابجایی دیواره سیپتوم بین بطنی به ترتیب ۱۸ درصد و ۱۷ درصد حاصل شد. حداکثر ضریب پراکندگی اندازه گیری به روش اتوماتیک و دستی

آنالیز آماری Paired-t-test با سطح معنی داری ۹۵ درصد، تمایز معنی داری را میان دو روش اتوماتیک و روش دستی نشان داد. میانگین ضریب پراکندگی روش اتوماتیک و

در الگوریتم انطباق بلوک فرض بر این است که تمام پیکسل‌های درون یک بلوک دارای حرکت یکسان هستند و حرکت به صورت جابجایی یک بلوک تخمین زده می‌شود. الگوریتم فلوی نوری با فرض ثابت بودن چگالی هر نقطه نسبت به زمان، میزان سرعت حرکت هر نقطه نسبت به زمان را نشان می‌دهد. اما در تصاویر قلب به دلیل ضخیم و نازک شدن عضله‌ی قلب در یک سیکل قلبی، چنین فرضی چندان صحیح نیست (۲۷). در یک بررسی بر روی حرکت دیواره شریان کاروتید با کمک الگوریتم انطباق بلوک، آهنگ تغییرات قطر شریان کاروتید و همچنین حرکت طولی شریان کاروتید یک فرد سالم تخمین زده شده است (۲۸). رفعتی و همکاران نیز الگوریتم حداکثر گرادیان را برای آشکار سازی تغییرات لحظه‌ای دیواره بالایی و پایینی شریان کاروتید پیشنهاد کردند و با اعتبار سنجی نرم‌افزار پیشنهادی، کارایی آن را در تخمین لحظه‌ای حرکت دیواره‌های شریان براکیال و کاروتید مشترک اثبات کردند (۲۹). در مطالعه‌ای دیگر دو روش انطباق بلوک و فلوی نوری به منظور تخمین جابجایی در راستای عمودی و افقی شریان کاروتید مورد مقایسه و ارزیابی قرار گرفته است. (۱۶). در پژوهش دیگری نیز با الگوریتم فلوی نوری (روش ثبت غیر صلب)، میزان جابجایی عمودی و افقی سگمان میانی دیواره‌ی سپتوم در نمای طولی تصاویر فراصوتی افراد سالم و بیمار را برآورد شده است (۶).

با توجه به فرض ثابت بودن چگالی هر نقطه از تصویر نسبت به زمان در الگوریتم فلوی نوری و عدم کارایی این الگوریتم روی تصاویر قلبی در مطالعه حاضر از الگوریتم انطباق بلوک برای ردیابی بلوک‌هایی از تصویر با ناپوستگی و تفاوت چگالی بالا در بین نقاط درون بلوک استفاده شد. هر چند بایستی سعی شود بلوک مورد نظر در روی لبه‌ها قرار گیرد. در واقع محدودیت برنامه حاضر

نیز برای پارامتر فوق به ترتیب ۲۹ درصد و ۲۸ درصد محاسبه گردید.

در بررسی Intraobserver و Interobserver تغییرات به ترتیب ۰/۱۳ و ۰/۱۶ به دست آمد که اختلاف معنی‌داری با هم نداشتند.

## بحث

بسیاری از ضایعات قلبی توسط ارزیابی حرکت دیواره‌ی قلب قابل بررسی است. به همین منظور در چند دهه‌ی اخیر تحقیق بر روی آنالیز حرکت قلب بسیار مورد توجه قرار گرفته است (۱۹). تخمین حرکت قلب با استفاده از تصاویر اولتراسونیک B-mode و نیز سیگنال‌های فرکانس رادیویی در روش Tagging MRI (۲۲) صورت می‌گیرد که این روش به منظور تخمین تغییر شکل بافت در مقیاس کوچک مناسب‌تر است. در حالی که برتری این دو روش در تخمین تغییر شکل در مقیاس بزرگ، هنوز مورد تردید است. مهم‌ترین مزیت روش‌های داپلر بافتی و اکو کاردیوگرافی نیز نسبت به Tagging MRI، رزولوشن زمانی بالا، ارزان‌تر بودن و امکان بررسی دوره‌ای روش فوق است (۲۳، ۲۴). در مطالعات دیگری نشان داده شده که استفاده از خروجی سیگنال‌های Rf در روش تصویربرداری B-mode به منظور تخمین حرکت دیواره‌ی قلب نسبت به سیگنال‌های RF حاصل از روش MRI مناسب‌تر است (۲۵، ۲۶). لذا پیشرفت روزافزون روش‌های آنالیز جدید و نسبتاً اتوماتیک برای بررسی حرکت دیواره‌ی قلب، کارایی روش‌های تصویربرداری فراصوتی را در تشخیص ضایعات افزایش داده است. چنانچه به نظر می‌رسد به کمک دو الگوریتم فلوی نوری و انطباق بلوک بتوان حرکت بافت در تصاویر دینامیک و به‌هنگام فراصوتی در مد تصویربرداری B-mode را تخمین زد.

تصویربرداری فراصوتی با رزولوشن زمانی و فضایی بالا، امکان ردیابی دیواره‌ی میوکارد وجود دارد. در واقع با این روش نیمه اتوماتیک امکان ردیابی حرکت لحظه‌ای میوکارد با استفاده از الگوریتم انطباق بلوک و به دنبال آن امکان ارزیابی رفتار بیومکانیکی میوکارد از جمله سرعت، استرین و پیچش به صورت به‌هنگام و دینامیک فراهم خواهد شد.

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس می‌باشد.

## References

1. Waggoner AD, Davis C. Quantitative echocardiography part III. A review of methods for the assessment of left ventricular systolic performance by two dimensional and Doppler echocardiography. *JDMS* 1995; 11: 285-99.
2. Chan M. The world health report 2008: Primary health care. World Health Organization, 2008; available at: <http://www.who.int/whr/2008/>.
3. Bijmens B, Claus P, Weidemann F, Strotmann J, Sutherland GR. Investigating cardiac function using motion and deformation analysis in the setting of coronary artery disease. *Circulation* 2007; 116(21): 2453-64.
4. Moladoust H, Mokhtari-Dizaji M, Ojaghi-Haghighi Z, Noohi F, Khaledifar A, Grailu H. Estimation of septal wall thickness by processing sequential echo cardiographic images. *Iran Cardiovas Res J* 2007; 3: 24-33.
5. Suhling M, Arigovindan M, Jansen C, Hunziker P, Unser M. Myocardial motion analysis from B-mode echocardiograms. *IEEE Trans Imag Proc* 2005; 14(4): 525-36.
6. Ledesma-Carbajo MJ, Kybic J, Densco M, Santos A, Suhling M, et al. Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation. *IEEE Trans Med Imag* 2005; 24(9):1113-26.
7. Chetboul V. Tissue Doppler imaging: A promising technique for quantifying regional myocardial function. *J Vet Cardiol* 2002; 4(2): 7-12.
8. Zehetgruber M, Mundigler G. Tissue Doppler imaging: Myocardial velocities and strain: Are there clinical applications? *J Clin Basic Cardiol* 2002; 5(2):125-32.
9. Pavlopoulos H, Nihoyannopoulos P. Strain and strain rate deformation parameters: From tissue Doppler to 2D speckle tracking. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008; 24(5): 479-91.
10. Ledesma-Carbajo M.J, Mahia-Casado P, Santos A, Perez-David E, Garcia-Fernandez M.A, Desco M. Cardiac motion analysis from ultrasound sequences using nonrigid registration: Validation against Doppler tissue velocity. *Ultrasound Med Biol* 2006; 32(4): 483-90.
11. Marwick T.H, Sun J.P, Yu Ch. Myocardial imaging: Tissue Doppler and speckle tracking. 1<sup>st</sup> ed., USA Wiley, John & Sons; 2007; PP 1-25.
12. Kawagishi T. Speckle tracking for assessment of cardiac motion and dyssynchrony. *Echocardiography* 2008; 25(10): 1167-71.

13. Bohs LN, Geiman BJ, Anderson ME, Gebhart SC, Trahey GE. Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation. *Ultrasonics* 2000; 38(1-8): 369-75.
14. Golemati S, Kontantina J.S, Nikita S. On the use of block matching for the estimation of arterial wall motion. Presented at the 8<sup>th</sup> IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering on 8-10 Oct. 2008 in Athens, 1-5.
15. Baek Y, Oh H.S, Lee H.K. An efficient block matching criterion for motion estimation. *IEEE Trans Consum Electron* 1996; 42(4): 885-92.
16. Golemati S, Stoitsis J, Nikita KS. Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using B-mode ultrasound. *Vasc Dis Prev* 2007; 4: 1-7.
17. Chen Z. Efficient block matching algorithm for motion estimation. *Int J Signal Process* 2009; 5: 133-7.
18. Golemati S, Sassano A, Lever MJ, Bharath AA, Dhanjil S, Nicolaidis AN. Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29(3): 387-99.
19. Anderson KM, Wilson PW, Odell PM, Kannel WB. An updated coronary risk profile: A statement for health professionals. *Circulation* 1991; 83(1): 356-62.
20. Duan Q, Angelini E, Gerard O, Homma S, Laine A. Comparing optical-flow based methods for quantification of myocardial deformation on RT3D ultrasound, presented at 3<sup>rd</sup> international Symposium on Biomedical Imaging, 6-9 April 2006, Arlington, VA, 173-6.
21. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1(8476): 307-10.
22. Luo X, Cao T, Li Z, Duan Y. A preliminary study on the evaluation of relationship between left ventricular torsion and cardiac cycle phase by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 2009; 25(6): 559-68.
23. Ferferieva V, Claus P, Vermeulen K, Missant C, Szulik M, Rademakers F, et al. Echocardiographic assessment of left ventricular untwist rate: comparison of tissue Doppler and speckle tracking methodologies. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10(5): 683-90.
24. Esch BT, Warburton DE. Left ventricular torsion and recoil: implications for exercise performance and cardiovascular disease. *J Appl Physiol* 2009; 106(2): 362-9.
25. Bai J, Liu K, Jiang Y, Ying K, Zhang P, Shao J. A two-dimensional CVIB imaging system with a speckle tracking algorithm. *Ultrasonics* 2008; 48(5): 394-402.
26. Yu W, Yan P, Sinusas AJ, Thiele K, Duncan JS. Towards pointwise motion tracking in echocardiographic image sequences: Comparing the reliability of different features for speckle tracking. *Med Image Anal* 2006; 10(4): 495-508.
27. Behar V, Adam D, Lysyansky P, Friedman Z. Improving motion estimation by accounting for local image distortion. *Ultrasonics* 2004; 43(1): 57-65.
28. Cinthio M, Ahlgren AR, Jansson T, Eriksson A, Persson HW, Lindstrom K. Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movement in two dimensions. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2005; 52(8):1300-11.
29. Rafati M, Mokhtari-Dizaji M, Saberi H, Grailu H. Automatic measurement of carotid artery walls instantaneous changes with sequential ultrasound images. *Iran J Physiol Pharmacol* 2009; 13: 308-18.

## Measurement of Left Ventricular Myocardium Wall Instantaneous Motions with Echocardiographic Sequence Images

Arab Z., B.Sc.<sup>1</sup>, Mokhtari-Dizaji M., Ph.D.<sup>2\*</sup>, Roshanali F., M.D.<sup>3</sup>, Emamdadi E., B.Sc.<sup>4</sup>

1. Postgraduate Student of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
2. Professor of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
3. Cardiologist, Dey Hospital, Tehran, Iran
4. Postgraduate Student of Computer Engineering and Information Technology, Amir Kabir University of Technology, Tehran, Iran

\* Corresponding author; e-mail: mokhtarm@modares.ac.ir

(Received: 7 Sep. 2010 Accepted: 25 May 2011)

### Abstract

**Background & Aims:** One of the important aims of quantitative cardiac image processing is the clarification of myocardial motions in order to derive biomechanical behavior of the heart in the disease condition. In this study we presented a computerized analysis method for detecting the instantaneous myocardial changes by using 2D echocardiography images.

**Methods:** The analysis was performed on the myocardial septum wall of 10 healthy participants in longitudinal and short axis views. Myocardial muscle's vertical and horizontal displacements in the basal and apex segments were also estimated. In order to determine the validity of the planned program, manual measurements were performed too and the results of automatic and manual methods were compared. Pearson's test used to find out the correlation between manual and automatic methods and the linear correlation function between these two methods was extracted by the confidence level of 95%.

**Results:** There was significant correlation between the displacements of the base and apex segments of the interventricular septum acquired using block matching and manual methods ( $R^2= 0.91$ ,  $p<0.05$ ). In studying the difference between the two methods based on their average, significant correlation between the manual and block matching methods was observed.

Maximum displacement of the interventricular septum wall measured by block matching algorithm and manual method showed no significant difference.

**Conclusion:** Since the proposed approach based on block matching is capable of assessing the instantaneous changes of regional myocardial wall in longitudinal and short axes views of sequential B-mode images, it has the potential to be used in clinical practice.

**Keywords:** Echocardiography, Motion detection, Block matching algorithm

Journal of Kerman University of Medical Sciences, 2012; 19(2): 126-139