

استخراج و تخمین میدان متراکم قلب از توالی تصاویر قلبی سه بعدی سی تی اسکن

حسن خواجه‌پور^۱، دکتر سعید کرمانی^۲، دکتر محمد هاشمی^۳، دکتر مهدی کرمی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: بیماری‌های قلبی-عروقی از دلایل عمده مرگ و میر در جهان به حساب می‌آیند. سالیانه بیش از ۱۷ میلیون نفر در سراسر جهان بر اثر ابتلا به بیماری‌های قلبی و عروقی از بین می‌روند که این آمار در حدود یک سوم از کل موارد مرگ را تشکیل می‌دهد. لزوم استفاده از روش‌های غیرتهاجمی یا با خطر کمتر در تشخیص و درمان بیماری، به جای روش‌های تهاجمی کنونی ملموس است؛ چرا که گرفتگی عروق قلبی حرکت و فعالیت عضلات قلب را تحت تأثیر قرار می‌دهد. در این پژوهش سعی شد تا میدان حرکتی بطن چپ قلب با استفاده از توالی‌های تصاویر سی تی اسکن Multislice (Multislice computerized tomography یا MCT) و مدل فرم پذیر جهت تمایز نواحی سالم و بیمار بطن چپ قلب استخراج گردد.

روش‌ها: برای شبیه‌سازی از نرم‌افزار MATLAB استفاده شد و مدل فرم پذیر مورد استفاده، مدل Active mesh می‌باشد. تصاویر قلبی MCT، کوتاه‌محور (Short axis) و تقطیع گردید. سپس، مدل با استفاده از شاخص‌های دینامیکی عضله قلب و اطلاعات ناشی از تقطیع تصاویر تغییر شکل داده شد. در نهایت، میدان متراکم با درون‌یابی خطی از مدل استخراج گردید و به حالت استاندارد Bull's eye به نمایش درآمد.

یافته‌ها: دقت و حساسیت الگوریتم مورد استفاده در استخراج میدان حرکتی بر اساس آستانه گذاری نمایش Bull's eye و تطابق آن با نتایج کلسیم اسکر به ترتیب ۷۰ و ۷۱ درصد بود. این نتایج به طور کلی با شواهد کلینیکی سازگاری داشت.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که استخراج میدان حرکتی متراکم قلبی مبتنی بر مدل فرم پذیر Active mesh روشی سازگار با نتایج کلینیکی و امید بخش در کمک به تشخیص بیماری‌های قلبی می‌باشد.

واژگان کلیدی: میدان حرکتی قلب، مدل فرم پذیر، مدل Active mesh، پردازش تصویر، سی تی اسکن Multislice

ارجاع: خواجه‌پور حسن، کرمانی سعید، هاشمی محمد، کرمی مهدی. استخراج و تخمین میدان متراکم قلب از توالی تصاویر قلبی سه بعدی سی تی اسکن. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۲؛ ۳۱ (۲۳۴): ۵۳۱-۵۲۱

مقدمه

World Health Organization)، سالیانه بیش از ۱۷ میلیون نفر در سراسر جهان بر اثر ابتلا به بیماری‌های قلبی-عروقی از بین می‌روند که این آمار در حدود یک سوم از کل موارد مرگ را تشکیل می‌دهد.

در خلال دهه‌ی گذشته، بیماری‌های قلبی-عروقی علت اصلی مرگ و میر در جهان به حساب می‌آید. طبق آمار سازمان بهداشت جهانی (WHO یا

* این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است.

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دانشیار، گروه قلب، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: kermani@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤؤل: دکتر سعید کرمانی

میدان حرکتی بطن چپ، که همان حرکت ذرات تشکیل دهنده‌ی عضله در طول یک سیکل قلبی است، به طور ویژه مورد نظر قرار گرفته است (۲).

تجزیه و تحلیل در ردیابی تصاویر قلبی و تخمین میدان حرکتی دارای دو بخش می‌باشد:

الف- استخراج میدان اولیه‌ی جابه‌جایی/سرعت (میدان پراکنده): نقاط متناظر در فریم‌های متوالی تصاویر قلبی مشخص می‌شوند و سپس از روی آن‌ها میدان‌های جابه‌جایی و یا سرعت اولیه تعیین می‌گردد. در تحلیل حرکت بطن چپ از توالی تصاویر قلبی، این نقاط روی سطوح اپی‌کاردیال و اندوکاردیال بطن چپ انتخاب می‌شوند. این میدان‌ها دارای خصوصیت پراکنده بودن همراه با عدم قطعیت هستند. رویکردهای مختلف از دیدگاه استخراج میدان اولیه‌ی حرکت را می‌توان به سه گروه عمده تقسیم نمود (۳)؛ گروه اول روش‌های مبتنی بر برچسب‌زنی (Magnetic resonance imaging) MRI (۸-۴) و گروه دوم، روش‌های مبتنی بر کنتراست فاز (۹، ۶-۵) می‌باشند. این دو گروه مختص مدالیت‌های تصویر برداری MRI است؛ اما گروه سوم، روش‌های مبتنی بر بینایی ماشین بوده، مستقل از شیوه‌ی تصویربرداری عمل می‌کند (۱۰)؛ همچنان که بر روی تصاویر MRI و سی تی اسکن استفاده می‌شود و بر روی تصاویر سه بعدی اولتراسوند نیز اعمال شده است (۱۲-۱۱). اساس روش‌های گروه سوم به دست آوردن نقاط متناظر می‌باشد. روش‌های به دست آوردن نقاط متناظر در تصاویر را می‌توان به دو بخش عمده تقسیم نمود (۱۳)، روش‌های مبتنی بر مشخصات هندسی تصویر و روش‌های مبتنی بر اندازه‌گیری شباهت‌های Voxel. میدان‌های حرکتی استخراجی با این شیوه‌ها

بیماری‌های قلبی-عروقی، بالاترین میزان مرگ و میر را از سال ۱۹۰۰ تا کنون داشته است. در سال ۲۰۰۷، ۳۳ درصد از کل موارد مرگ در آمریکا بر اثر بیماری‌های قلبی-عروقی بوده است (۱).

با وجود توسعه‌ی روش‌های غیرتهاجمی، آنژیوگرافی و کاتتریزاسیون هنوز مهم‌ترین روش‌های تشخیصی در مطالعات فیزیولوژیکی و آناتومیکی قلب می‌باشد. این روش‌ها دارای خطر مرگ ۰/۰۰۱ در بیماران با شرایط پایدار هستند و این خطر تا ۰/۰۱ در بیماران دارای مشکلات آسیب‌های کرونری با شرایط ناپایداری افزایش می‌یابد. بنابراین، با توجه به خطر و هزینه‌ی بالا در آنژیوگرافی نمی‌توان از این ابزار برای تمامی بیماران مشکوک به ناراحتی‌های قلبی-عروقی استفاده نمود. مطالعات نشان می‌دهد که تجزیه و تحلیل تصاویر قلبی پتانسیل لازم جهت آشکارسازی و تمایز بیماری‌های قلبی-عروقی را دارد. آسیب‌های محلی در فیبر ماهیچه‌های قلبی بعد از ایسکمی، باعث تغییر در ساختار فیبر شده، دینامیک حرکتی قلب را در حالت کلی تحت الشعاع قرار می‌دهد. در استاندارد منتشر شده توسط انجمن قلب آمریکا، بطن چپ به ۱۷ ناحیه تقسیم شده است که میزان حرکت عضله در این نواحی هنگام تمرینات ورزشی بیمار ارزیابی می‌شود (۲).

در میان حفره‌های قلب، خصوصیات بطن چپ نظیر Fraction, Ejection, کرنش (Strain)، جابه‌جایی ذرات میوکارد، حجم حفره و عضله‌ی بطن چپ و ردیابی تغییر شکل آن برای درک بهتر عملکرد از نظر فیزیولوژیست‌ها و همچنین، برای به دست آوردن اطلاعات تشخیصی از نحوه‌ی کارایی آن برای پزشکان حائز اهمیت بسیار است. در این راستا، تخمین

دارای عدم قطعیت هستند که کرمانی و همکاران این موضوع را، طی دو مطالعه، در تخمین میدان متراکم حرکتی قلب لحاظ نموده‌اند (۱۴-۱۵).

ب- تخمین میدان متراکم: تخمین دقیق تغییر شکل میوکارد مستلزم یک میدان جابه‌جایی کامل، نرم و متراکم است که علاوه بر نقاط مرزی، نقاط داخل عضلات را نیز شامل می‌شود. از رویکردهای عمده جهت استخراج میدان متراکم، رویکردهای استفاده از مدل می‌باشد که در این میان، مدل‌های فرم پذیر، مدل‌هایی پر قدرت و امید بخش در تجزیه و تحلیل تصاویر پزشکی محسوب می‌شوند و بیشتر با ماهیت فعال بودن قلب هم‌خوانی دارند (۱۶).

این مدل‌ها خود به دو گروه عمده‌ی گسسته و پیوسته تقسیم بندی می‌شوند که گروه پیوسته‌ی آن بیشتر جهت تقطیع دیواره‌های قلبی استفاده شده است؛ اما مدل‌های گسسته بیشتر جهت ردیابی حرکت قلب استفاده شده است (۱۳)؛ در میان مدل‌های فرم پذیر گسسته، مدل Active mesh امکان ردیابی حرکت شیء را به صورت نقطه به نقطه فراهم می‌آورد. همچنین، درجات آزادی بیشتری برای مدل فراهم می‌کند (۱۷). این مدل توانایی برقراری پیوندی میان داده‌های به دست آمده از توالی تصاویر، محدودیت‌های مکانیکی، قوانین مکانیک محیط‌های پیوسته و قوانین موجود بر حرکت دیواره‌ی بطنی را دارا می‌باشد. بدین لحاظ، روش‌های مبتنی بر Active mesh در فضاهای دو و سه بعدی جهت ردگیری چنین ساختارهایی مورد استفاده قرار گرفت (۱۸-۲۱).

این مدل‌ها خود به دو گروه عمده‌ی گسسته و پیوسته تقسیم بندی می‌شوند که گروه پیوسته‌ی آن بیشتر جهت تقطیع دیواره‌های قلبی استفاده شده است؛ اما مدل‌های گسسته بیشتر جهت ردیابی حرکت قلب استفاده شده است (۱۳)؛ در میان مدل‌های فرم پذیر گسسته، مدل Active mesh امکان ردیابی حرکت شیء را به صورت نقطه به نقطه فراهم می‌آورد. همچنین، درجات آزادی بیشتری برای مدل فراهم می‌کند (۱۷). این مدل توانایی برقراری پیوندی میان داده‌های به دست آمده از توالی تصاویر، محدودیت‌های مکانیکی، قوانین مکانیک محیط‌های پیوسته و قوانین موجود بر حرکت دیواره‌ی بطنی را دارا می‌باشد. بدین لحاظ، روش‌های مبتنی بر Active mesh در فضاهای دو و سه بعدی جهت ردگیری چنین ساختارهایی مورد استفاده قرار گرفت (۱۸-۲۱).

سه بعدی، مدل اولیه، در فاصله‌ی دور از دیواره قلبی بود و این امر، باعث ایجاد محدودیت‌هایی می‌شود

۱. باید تعداد زیادی از المان‌ها میان لایه‌ی اپی‌کارد و فضای اطراف آن و تعدادی هم در فضای خالی بطن چپ قرار گیرد؛ این المان‌ها باعث افزایش هزینه‌ی محاسباتی و کاهش دقت مدل می‌شود. ۲. در مرحله‌ی تعیین میدان پراکنده (ردیابی نقاط روی سطوح از یک فریم به فریم دیگر)، تناظریابی نقاط قطعیت کامل برخوردار نیست؛ به طوری که بعضی از نقاط با احتمال ناچیزی با یکدیگر متناظر می‌باشند. استفاده از این میدان‌ها با ارزش یکسان در تعدیل سازی، باعث تحمیل خطای بزرگ می‌شود.

کرمانی و همکاران (۲۲، ۱۵-۱۴) با در نظر گرفتن ضریب قطعیت برای میدان پراکنده و درونیابی، به حل این مشکلات پرداختند و میدان متراکم حرکتی قلب را در توالی تصاویر MRI، با استفاده از مدل Active mesh به دست آوردند.

از ملزومات استخراج میدان حرکتی مناسب، به عنوان شاخص جهت تشخیص ناکارآمدی بطن چپ و متعاقب آن، بیماری‌های قلبی- عروقی، استفاده از تمامی فریم‌های اخذ شده در دستگاه سی تی اسکن و MRI است؛ اما بیشتر مطالعات در مدالیته‌ی سی تی اسکن با فریم‌های پایان دیاستول و پایان سیستول سر و کار داشتند و به استخراج ویژگی‌هایی نظیر Fraction, Ejection، کرنش، تغییر ضخامت عضله‌ی بطن چپ و تغییرات حجمی بطن چپ معطوف بوده است (۲۳-۲۵). مطالعات معدودی از تمامی فریم‌ها جهت استخراج ویژگی از تصاویر سی تی اسکن و تشخیص ناکارآمدی استفاده کرده‌اند (۲۶-۲۷) که البته در هیچکدام، استخراج میدان متراکم سه بعدی بررسی نشده است؛ از این رو، در این پژوهش

استخراج میدان حرکت سه بعدی متراکم از توالی تصاویر سی تی اسکن مورد نظر قرار گرفت.

روش‌ها

اخذ توالی تصاویر

در این پژوهش، تصاویر سی تی اسکن (MCT یا Multislice قلبی ۵ مراجعه کننده به پزشک مورد استفاده قرار گرفت که از این میان، دو نفر بیمار و سه نفر سالم بودند. این مجموعه‌ی تصاویر از بیمارستان‌های الزهرا (س)، میلاد و سینای اصفهان جمع‌آوری شد. بازسازی تصاویر در فازهای ۵ درصدی و با ضخامت ۱ میلی‌متر انجام شد و به تصاویر کوتاه‌محور (Short axis) تبدیل شد. تعداد فریم‌ها بین ۱۹ تا ۲۱ و تعداد اسلایس‌ها بین ۵۵ تا ۶۴ مورد بود. Resolution تصاویر نیز در راستای محورهای x و y برابر ۰/۵ میلی‌متر بود.

تقطیع

تقطیع تصاویر به کمک نرم‌افزار Segment صورت گرفت. این نرم‌افزار قادر است بطن چپ را در تمامی برش‌ها و فریم‌های تصاویر MRI با الگوریتم Heiberg تقطیع کند (۲۸) اما در مورد مدالیته‌ی سی تی اسکن این نرم‌افزار قادر به تقطیع اتوماتیک نیست؛ پس، تقطیع با آیت‌های دستی نرم‌افزار، پس از بهبود کتراست تصاویر، صورت گرفت. در این تحقیق، بالغ بر ۷۰۰۰ تصویر دو بعدی بدین روش و تحت نظر پزشک متخصص تقطیع گردید.

مدل Active mesh اولیه (طرح‌واره‌ی اولیه)

جهت ایجاد مدل اولیه از هیچ پیش‌فرضی استفاده

نشد، بلکه مدل اولیه بر اساس تمامی دادگان سه بعدی تصویری به دست آمده از توالی تصاویر در فاز انتهایی دیاستولی (End-diastole یا ED) ایجاد گردید. انتخاب فاز ED بدین دلیل است که قلب در این فاز دارای فضاگیرترین حالت است و بدین ترتیب، دقت مدل افزایش می‌یابد؛ با استفاده از محیط کردن سطوحی بر سطوح داخلی و خارجی قلب، مدل اولیه به دست آمد. سپس، این سطوح توسط مثلثی سازی Delaunay به صورت هندسی توصیف گردید و از روی آن‌ها، دیواره‌ی محیط بطنی تعریف و به عنوان طرح‌واره‌ی اولیه Mesh بندی شد.

از آن جایی که در فریم‌های مختلف جهت محاسبات درونیابی، نقاط دیواره‌ی بطنی باید درون طرح‌واره‌ی اولیه قرار گیرند، جهت تولید طرح‌واره‌ی اولیه، نقاط سطوح داخلی و خارجی طرح‌واره از روی نقاط داخلی و خارجی کانتورهای سطوح داخلی و خارجی قلب تعیین گردید؛ این کانتورها توصیف کننده‌ی بطن چپ قلب در فریم ED می‌باشند. بنابراین، تمام نقاط لبه‌های اپی‌کاردیال و اندوکاردیال درون این طرح‌واره قرار می‌گیرند. به منظور استفاده از مدل فرم پذیر Active mesh باید این دیواره Mesh بندی شود. در نتیجه، طرح‌واره‌ی $T = \{V, F\}$ ، که در آن F مجموعه‌ی چهار وجهی‌ها و V مجموعه‌ی رئوس آن‌ها می‌باشد، حاصل می‌گردد. جهت Mesh بندی، از الگوریتم Mesh بندی Delaunay ارتقا یافته استفاده شد (۱۶). این نوع Mesh بندی، گزینه‌ی منحصر به فرد و بهینه شده از لحاظ اندازه و تعداد عناصر می‌باشد؛ به طوری که در محل‌هایی که جزئیات لبه‌ها بیشتر می‌گردد، تعداد

به دست آوردن اطلاعات جابه‌جایی اولیه (تخمین میدان پراکنده)

نقاط متناظر در دو تصویر با استفاده از روش تطبیق بلوکی وزن‌دار با جهت جستجوی انتخابی استخراج شد (۲۲).

مدل کردن دیواره‌ی بطن چپ

حرکت نقاط روی دیواره‌ی میوکارد از تصاویر قلبی، متناظر با حرکت سه بعدی عضلات دیواره‌ی قلبی هستند و حرکت آن‌ها باید از خصوصیات حرکتی عضله‌ی قلبی برخوردار باشد؛ پس، به منظور مدل کردن و محاسبه‌ی میدان حرکتی، دیواره‌ی قلبی را محیط پیوسته‌ی الاستیک، و مشابه Bistochet و همکاران (۲۹)، تراکم ناپذیر نسبی فرض نمودیم و این نقاط را متعلق به یکی از هرم‌های مدل اولیه دانستیم. با توجه به قوانین حاکم بر مدل‌های مکانیکی، محیط‌های پیوسته اجازه تغییر فرم به مدل اولیه (طرح‌واره‌ی محیط به دیواره‌ی قلب در حالت دیاستول) داده می‌شود. مدل، در تعامل با نیروهای خارجی تصویر تغییر شکل پیدا می‌کند تا همواره به سوی لبه‌های تصویر برآزانه شود.

عناصر هرمی نیز افزایش می‌یابد. مراحل تولید طرح‌واره به اختصار به شرح زیر می‌باشد:

گام ۱. ساخت سطوحی محیط بر دیواره‌ی قلبی با استفاده از رابطه (۱) به عنوان سطوح طرح‌واره:

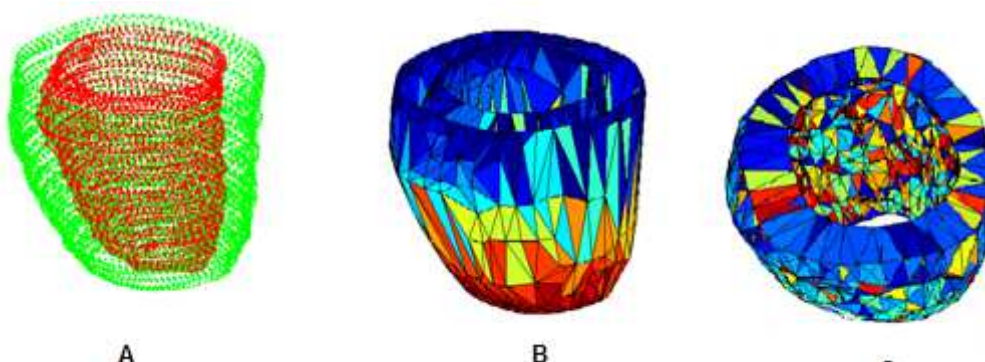
$$X_{Tem} = \begin{cases} X - \text{sgn}(X_c - X) & X \in \text{Endocardia 1 surface} \\ X - \text{sgn}(X_c - X) & X \in \text{Endocardia surface} \end{cases}$$

که $X = [x, y, z]$ مختصات نقطه‌ای متعلق به کانتورهای اپی‌کارد و یا اندوکاردیال است. X_c مرکز ثقل کانتوری است که X متعلق به آن می‌باشد و X_{Tem} نقطه‌ی متناظر با X جهت تعریف طرح‌واره می‌باشد.

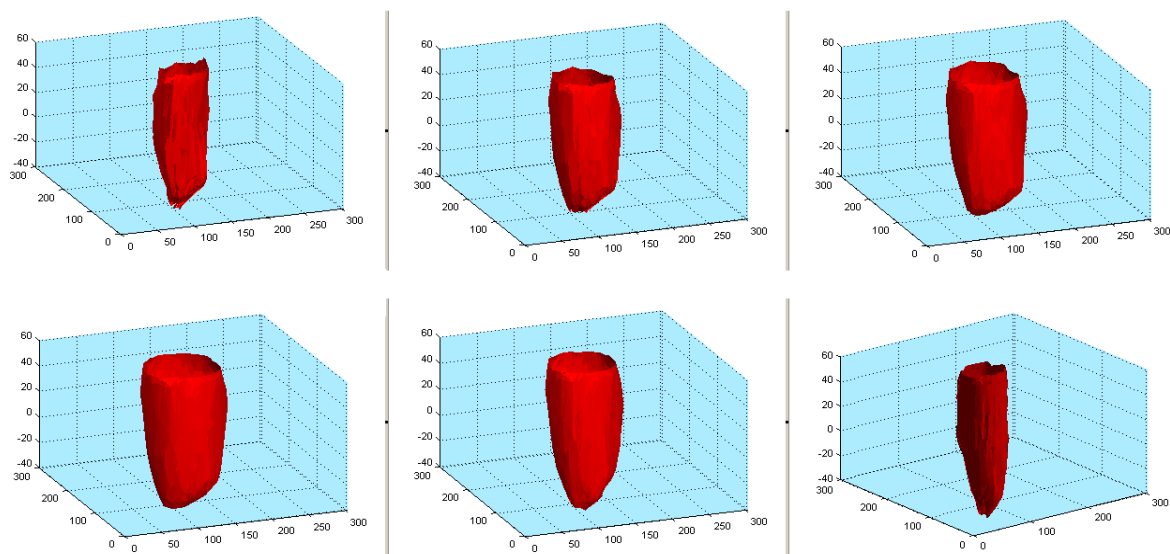
گام ۲. توصیف سطوح دیواره‌ی محیطی بطن چپ توسط مثلثی‌سازی سه بعدی Delaunay به منظور ایجاد مجموعه نقاطی که شروط در یک راستا و روی یک کره نبودن را تأمین نماید.

گام ۳. چهار وجهی‌سازی پالایش شده‌ی مقید Delaunay (Refined Constrained Delaunay Tetrahedralization) دیواره‌ی قلبی به دست آمده از مرحله‌ی قبل.

در شکل ۱ مراحل اعمال بخش ایجاد طرح‌واره‌ی اولیه بر روی یکی از مجموعه تصاویر دیده می‌شود.



شکل ۱. A: نقاط محیط بر نقاط مرزهای اندوکارد و اپی‌کارد از فریم انتهای دیاستول (ED)
 B: سطوح اندوکارد و اپی‌کارد مثلثی Delaunay شده‌ی محیطی بر فریم انتهای دیاستول (ED)
 C: چهار وجهی‌سازی پالایش شده‌ی مقید Delaunay دیواره‌ی قلبی در فریم انتهای دیاستول (ED)



شکل ۲. شش فریم حاصل از برازش مدل به دادگان تصویری که حرکت لایه اندوکارد را نشان می‌دهد. ردیف اول به ترتیب از چپ به راست فریم‌های ۱، ۴ و ۷ و ردیف دوم به ترتیب از چپ به راست فریم‌های ۱۳ (انتهای دیستولی یا ED)، ۱۶ و ۱۹ (انتهای سیستولی یا ES) را نشان می‌دهد.

مثلث‌های رویه‌های قلبی توانستیم تجسمی از دیواره‌ی داخلی و خارجی بطن چپ را ایجاد نماییم. شکل ۲ نمایش سطح اندوکارد (لایه‌ی داخلی میو کارد) را در ۶ فریم، که بدین ترتیب ایجاد شده است، نشان می‌دهد. توالی این تصاویر را می‌توان به صورت فیلم نمایش داد. این نتایج توانایی رد گیری سه بعدی الگوریتم را نشان می‌دهد.

نمایش دو بعدی

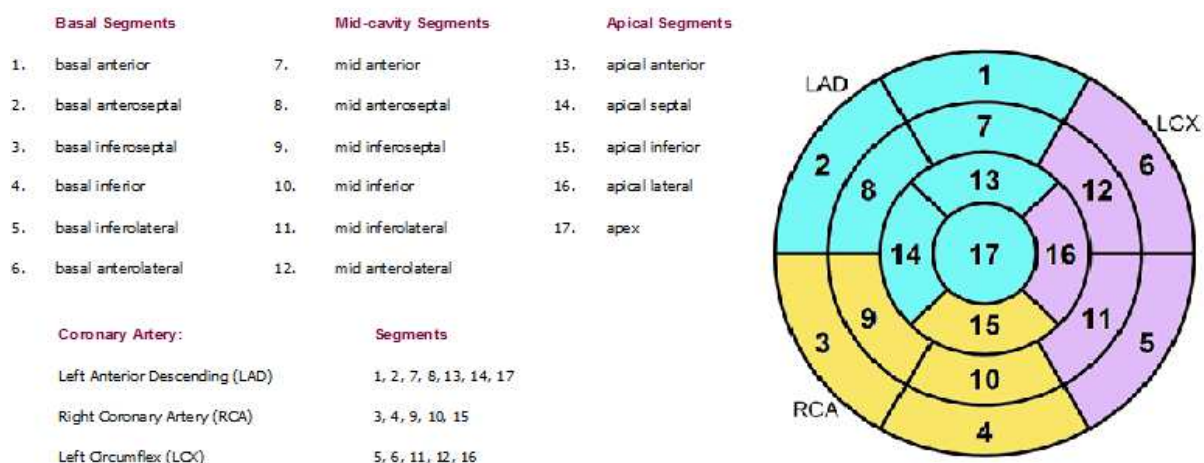
جهت نمایش دو بعدی از توصیف قطبی Bull's eye، که امکان نگاشت چند برشی از اطلاعات آناتومیک و پارامترهای کمی محلی با استفاده از کدینگ رنگ را فراهم می‌آورد، استفاده شد. به دلیل آشنایی متخصصین قلب با این نگاشت، در نمایش پرفیوژن دیواره در مدالیتی Thallium scan این شیوه‌ی نمایش از اهمیت زیادی برخوردار است. در این پژوهش، طول مسیر متراکم به این روش نمایش داده شده است.

بنا بر توضیحات فوق، مدل Active mesh ترکیبی از دو بخش زیر است: ۱. مدل هندسی توپولوژیک قلب و ۲. معادلاتی که رفتار دینامیکی مدل را تحت تأثیر نیروهای خارجی بیان می‌کند. تعادل مدل وقتی حاصل می‌شود که تابع انرژی کلی بیان شده در رابطه‌ی (۲) کمینه شود.

$$E = E_{\text{elastic}} + E_{\text{data}} \quad (2)$$

E_{elastic} انرژی تغییر شکل مدل و E_{data} انرژی وابسته به نیروهای خارجی تصویر است. جزئیات کامل به همراه فرمول‌های لازم جهت کمینه نمودن این معادله و برازش مدل به سوی لبه‌های تصویر بیشتر در پژوهش کرمانی و همکاران (۲۲) ذکر شده است.

توسط چیدمان هرم‌های مدل برازش شده به دادگان تصویری در فریم‌های مختلف، تغییر شکل دیواره‌ی بطن چپ به دست آمده از Active mesh نمودار شد. به همین ترتیب، از کنار هم قرار دادن



شکل ۳. اسامی آناتومیک ۱۷ ناحیه‌ی نمایش Bull's eye به علاوه‌ی عروق خونی تغذیه کننده‌ی این نواحی

یافته‌ها

موارد منفی واقعی (TN یا true negative) و مثبت واقعی (TP یا True positive) به ترتیب نواحی ناسالم و سالمی بود که توسط هر دو مدالیته برچسب یکسانی خورد. این موارد به ترتیب ۵ و ۵۱ مورد بود. موارد منفی کاذب (FN یا False negative) و مثبت کاذب (FP یا False positive) به ترتیب نواحی ناسالم و سالمی بود که توسط دو مدالیته به صورت یکسان برچسب نخورد و ما آن‌ها را جزء موارد غلط منظور نمودیم. این موارد نیز به ترتیب ۲ و ۲۲ مورد بود.

با توجه به روابط زیر شاخص‌های حساسیت (Sen)، اختصاصیت (Spec)، دقت (Acc)، پیش‌گویی مثبت (PPred) و پیش‌گویی منفی (NPred) استخراج شد.

$$Sen = 100 \times \frac{TP}{TP + FN}$$

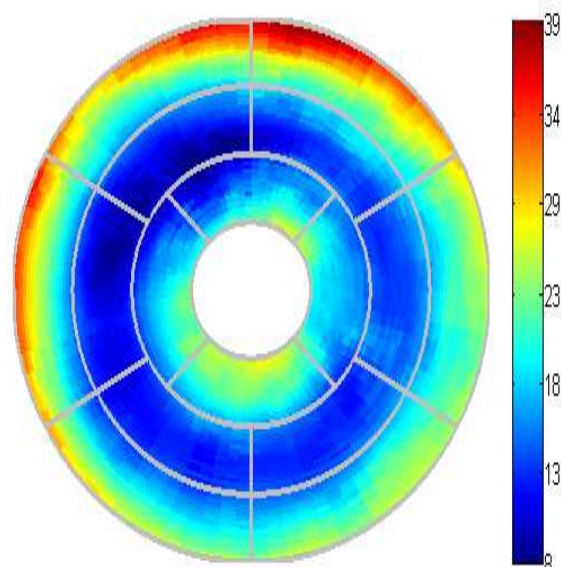
$$Spec = 100 \times \frac{TN}{TN + FP}$$

$$Acc = 100 \times \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

$$PPred = 100 \times \frac{TP}{TP + FP}$$

در شکل ۳ اسامی آناتومیک ۱۷ ناحیه‌ی نمایش Bull's eye، به علاوه‌ی عروق خونی تغذیه کننده‌ی این نواحی دیده می‌شود.

در شکل ۴ نیز میدان متراکم استخراج شده با الگوریتم پیشنهادی به صورت Bull's eye برای یک بیمار مشاهده می‌شود. نواحی آبی رنگ نواحی کم‌تحرک می‌باشند. ستون رنگی مجاور نیز حرکت بر حسب میلی‌متر را نشان می‌دهد.



شکل ۴. نمایش Bull's eye میدان حرکتی متراکم یک بیمار

جابه‌جایی ساده و بی‌قاعده‌ی عضلات جلوگیری می‌نماید. از روش ارائه شده می‌توان برای استخراج میدان حرکت، حجم، کرنش و دیگر شاخص‌های بطن چپ، به منظور ارزیابی زنده بودن و میزان فعالیت بافت میوکارد استفاده کرد؛ همچنان که در این پژوهش، میدان حرکت جهت ارزیابی مورد بررسی قرار گرفت.

در این پژوهش حدود ۷۰۰۰ تصویر محور کوتاه بطن چپ از پنج مراجعه کننده به پزشک مورد استفاده قرار گرفت که نتایج تجزیه و تحلیل با شواهد کلینیکی آن‌ها سازگاری داشت. اما این سازگاری در قسمت Apical بطن از دو ناحیه‌ی Basal و Mid-Cavity کمتر بود؛ چرا که میدان حرکتی از قاعده به سمت نوک بطن چپ به تدریج کم می‌شود. اما در نتایج حاصل از این پژوهش، حرکت در قسمت انتهایی Apical و نزدیک به ناحیه‌ی Apex بیشتر از ناحیه‌ی Mid-Cavity به دست آمد. تغییر ابعاد ماسک جستجو در تخمین میدان پراکنده، تغییر تعداد برش‌ها و همچنین، کاهش و افزایش نقاط روی مرزهای میوکارد تأثیر چشم‌گیری بر این ناسازگاری جزئی نداشت. لازم به ذکر است که به‌خوبی مشخص نبودن مرزهای میوکارد در برخی از اسلایس‌های این ناحیه جهت تقطیع مناسب، می‌تواند از دلایل این امر باشد.

$$NPred = 100 \times \frac{TN}{TN + FN}$$

در مقایسات انجام گرفته بین نتایج اخذ شده از تجزیه و تحلیل توالی تصاویر قلب با نتایج به دست آمده از گزارش Calcium score، به عنوان استاندارد، در پنج بیمار مورد بررسی مشاهده شد که اختصاصیت این روش ۷۰٪ و حساسیت آن ۷۱٪ درصد بود. مقادیر دقت، پیش‌گویی مثبت و پیش‌گویی منفی نیز به ترتیب ۷۰٪، ۱۸/۵ و ۹۲٪ درصد محاسبه شد.

به منظور مقایسه‌ی نتایج به دست آمده از تجزیه و تحلیل MRT با نتایج Calcium score، برچسب‌های نواحی به دو ناحیه‌ی سالم و ناسالم تقسیم یافت؛ به طوری که کلیه‌ی نواحی عروق دچار گرفتگی در Calcium score و کلیه‌ی نواحی کم‌تحرک در تصاویر MCT به نواحی ناسالم برچسب خورد. به عنوان مثال، در شکل ۴ تحرک در سطوح میانی به میزان کمتر از ۱۸ میلی‌متر برای فرد بیمار به دست آمد؛ در حالی که میانگین این میزان در افراد سالم بیشتر از ۲۰ میلی‌متر بود.

بحث

این پژوهش حرکت میوکارد را توسط مدل Active mesh سه بعدی در توالی تصاویر سه بعدی سی تی اسکن قلب مورد بررسی قرار داد. این مدل، فضایی تعدیل شده ایجاد می‌کند و از تغییرات و

References

1. Roger VL, Go AS, Lloyd-Jones DM, Benjamin EJ, Berry JD, Borden WB, et al. Heart disease and stroke statistics--2012 update: a report from the American Heart Association. *Circulation* 2012; 125(1): e2-e220.
2. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. 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. *Circulation* 2002; 105(4): 539-42.
3. Wang H, Amini AA. Cardiac motion and deformation recovery from MRI: a review.

- IEEE Trans Med Imaging 2012; 31(2): 487-503.
4. Sampath S, Prince JL. Automatic 3D tracking of cardiac material markers using slice-following and harmonic-phase MRI. *Magn Reson Imaging* 2007; 25(2): 197-208.
 5. Bergvall E, Hedstrom E, Bloch KM, Arheden H, Sparr G. Spline-based cardiac motion tracking using velocity-encoded magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 2008; 27(8): 1045-53.
 6. Osman NF, McVeigh ER, Prince JL. Imaging heart motion using harmonic phase MRI. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; 19(3): 186-202.
 7. Chen T, Wang X, Chung S, Metaxas D, Axel L. Automated 3D motion tracking using Gabor filter bank, robust point matching, and deformable models. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(1): 1-11.
 8. Xu C, Pilla JJ, Isaac G, Gorman JH, III, Blom AS, Gorman RC, et al. Deformation analysis of 3D tagged cardiac images using an optical flow method. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010; 12: 19.
 9. Abd-Elmoniem KZ, Sampath S, Osman NF, Prince JL. Real-time monitoring of cardiac regional function using fastHARP MRI and region-of-interest reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007; 54(9): 1650-6.
 10. Makela T, Clarysse P, Sipila O, Pauna N, Pham QC, Katila T, et al. A review of cardiac image registration methods. *IEEE Trans Med Imaging* 2002; 21(9): 1011-21.
 11. van DP. Direct cardiac NMR imaging of heart wall and blood flow velocity. *J Comput Assist Tomogr* 1984; 8(3): 429-36.
 12. Nayler GL, Firmin DN, Longmore DB. Blood flow imaging by cine magnetic resonance. *J Comput Assist Tomogr* 1986; 10(5): 715-22.
 13. Kermani S. Extraction of 3D heart motion field using active mesh model and MRI images [PhD Thesis]. Tehran, Iran: Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology; 2008.
 14. Kermani S, Moradi M, Abrishami-Moghaddam H, Saneei H. A new approach for quantification of 3D cardiac wall motion tracking using active mesh. *Proceedings of the 14th Iranian Conference on Biomedical Engineering*; 2008 Feb 13-14; Tehran, Iran.
 15. Kermani S, Moradi M, Abrishami-Moghaddam H, Saneei H, Marashi-Shoshtari M. 3D point wise tracking of the left ventricle over cardiac image sequences using active Mesh and physical models. *Journal of Applied Sciences* 2008; 8(24): 4500-11.
 16. McInerney T, Terzopoulos D. Deformable models in medical image analysis: a survey. *Med Image Anal* 1996; 1(2): 91-108.
 17. Mosayebi P, Abrishami-Moghaddam H, Giti M. A fully 3D active mesh model for motion tracking in cardiac MRI. *Proceedings of the 9th MICCAI Conference*; 2006 Oct 1-6; Copenhagen, Denmark.
 18. Montagnat J, Delingette H. 4D deformable models with temporal constraints: application to 4D cardiac image segmentation. *Med Image Anal* 2005; 9(1): 87-100.
 19. Mosayebi P, Abrishami-Moghaddam H, Giti M. A fully 3D active mesh model for motion tracking in cardiac MRI. *Proceedings of the 14th Iranian Conference on Biomedical Engineering*; 2008 Feb 13-14; Tehran, Iran.
 20. Mosayebi P, Jamali Dinan F, Abrishami-Moghaddam H, Giti M. Tracking of cardiac motion in 3D MRI sequences using active mesh model. *Proceedings of 13th Iranian Conference on Biomedical Engineering*; 2007 Feb 21-22; Tehran, Iran.
 21. Lautissier J, Legrand L, Lalande A, Walker P, Brunotte F. Object tracking in medical imaging using a 2D active mesh system. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*; 2003 Sep 17-21; Cancun, Mexico.
 22. Kermani S, Moradi MH, Abrishami-Moghaddam H, Saneei H, Marashi MJ, Shahbazi-Gahrouei D. Quantitative analysis of left ventricular performance from sequences of cardiac magnetic resonance imaging using active mesh model. *Comput Med Imaging Graph* 2009; 33(3): 222-34.
 23. Fischbach R, Juergens KU, Ozgun M, Maintz D, Grude M, Seifarth H, et al. Assessment of regional left ventricular function with multidetector-row computed tomography versus magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2007; 17(4): 1009-17.
 24. Palazzuoli A, Cademartiri F, Geleijnse ML, Meijboom B, Pugliese F, Soliman O, et al. Left ventricular remodelling and systolic function measurement with 64 multi-slice computed tomography versus second harmonic echocardiography in patients with coronary artery disease: a double blind study. *Eur J Radiol* 2010; 73(1): 82-8.
 25. Ionasec RI, Voigt I, Georgescu B, Wang Y, Houle H, Vega-Higuera F, et al. Patient-specific modeling and quantification of the aortic and mitral valves from 4-D cardiac CT and TEE. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(9): 1636-51.
 26. Wesarg S. AHA conform analysis of myocardial function using and extending the toolkits ITK and VTK. *International Congress Series* 2005; 1281: 44-9.
 27. Silva S, Santos BS, Madeira J. Exploring different parameters to assess left ventricle

- global and regional functional analysis from coronary CT angiography. *Computer Graphics Forum* 2012; 31(1): 146-59.
28. Heiberg E, Wigström L, Carlsson M, Bolger AF, Carlsson M. Time resolved three-dimensional automated segmentation of the left ventricle. *Proceedings of Computers in Cardiology 2005*; 2005 Sep 25-28; Lyon, France.
29. Bistoquet A, Oshinski J, Skrinjar O. Myocardial deformation recovery from cine MRI using a nearly incompressible biventricular model. *Med Image Anal* 2008; 12(1): 69-85.

Heart Motion Estimation Using a Deformable Model and Multislice Computerized Tomography Images

Hassan Khajehpour¹, Saeid Kermani PhD², Mohamad Hashemi PhD³, Mahdi Karami MD⁴

Original Article

Abstract

Background: Cardiovascular diseases are the main cause of dead in the world. More than 17 million persons die because of heart abnormalities annually. Using noninvasive or low-risk methods instead of invasive and high-risks is necessary. As heart motion is affected by vascular occlusion, in this study heart dense motion field was extracted using a deformable model and multislice computerized tomography (MCT) images to distinguish between heart motion abnormal and normal regions.

Methods: MATLAB software was used for simulations and the applied deformable model was active mesh model. The MCT images were turned to short axis images and then segmented. Lastly, the dense motion field of heart was extracted and shown in the standard Bull's eye form.

Findings: The accuracy and sensitivity of extracted dense motion field results, shown in the Bull's eye form, in comparison with cardiac calcium score results were 70, 71 percent, respectively.

Conclusion: Results show that the heart dense motion field extracted using active mesh model is a consistence and promising feature to help diagnosing of heart diseases.

Keywords: Heart motion field, Deformable model, Active mesh model, Image processing, Multislice computerized tomography

Citation: Khajehpour H, Kermani S, Hashemi M, Karami M. **Heart Motion Estimation Using a Deformable Model and Multislice Computerized Tomography Images.** J Isfahan Med Sch 2013; 31(234): 521-31

* This paper is derived from a MSc thesis in Isfahan University of Medical Sciences.

1- MSc Student, Department of Biomedical Engineering, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Associate Professor, Department of Cardiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Assistant Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Saeid Kermani PhD, Email: kermani@med.mui.ac.ir