

Improving the Visual Quality in Radially Acquired Real-Time MR Images

Mohammadi, Elham¹ / Nasiraei Moghaddam, Abbas^{2*}

¹ - Ph.D. Student, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Associate Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.548310.1751

Received: 6 February 2022

Revised: 16 May 2022

Accepted: 29 May 2022

KEY WORDS

Left Ventricle Rotation
Real-Time Imaging
Temporal Resolution
Radial Tagging
Radial Acquisition
Polar Fourier Transform

ABSTRACT

Real-time MRI using highly undersampled radial acquisition can be used for dynamic assessments of the heart. The main challenges, however, are the presence of severe undersampling artifacts in the periphery of the images. In this study, to improve the visual quality of the final real-time images, a new method for the acquisition of successive frames based on a radial trajectory with the turned arrangement is presented. Accordingly, by combining the information obtained from successive frames, it is possible to reconstruct images with high and low spatial resolution. In the proposed method, specifically due to the use of the Polar Fourier Transform reconstruction method, reconstructed images with two different resolutions can be combined to reduce the visual effects of undersampling artifacts. In this paper, the proposed method has been used especially for the real-time radially tagged images to increase the efficiency and accuracy of measuring left ventricular rotation motion. According to the simulation results, the structural similarity measure is improved from 0.6 to 0.8. Real-time imaging with a time resolution of 46 ms of healthy individuals also shows that while the temporal resolution of the rotational information is well preserved, the visual quality of images is improved.

*Corresponding Author

| | | | |
|--------------------|--|------------|-----------------|
| Address | Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran | | |
| Postal Code | 15875-4413 | Tel | +98-21-64542498 |
| E-Mail | nasiraei@aut.ac.ir | | |
| | | Fax | +98-21-64542498 |





بهبود کیفیت بصری تصاویر در تصویربرداری زمان واقعی تشدید مغناطیسی با اخذ شعاعی

محمدی، الهام^۱ / نصیرائی مقدم، عباس^{۲*}

^۱ - دانشجوی دکتری، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ - دانشیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.548310.1751

پذیرش: ۸ خرداد ۱۴۰۱

بازنگری: ۲۶ اردیبهشت ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۱۷ بهمن ۱۴۰۰

چکیده

تصویربرداری زمان واقعی MRI با استفاده از اخذ شعاعی با نرخ نمونه‌برداری پایین می‌تواند برای ارزیابی‌های دینامیک قلب به کار گرفته شود. چالش اساسی در این کار وجود آرتیفکت‌های شدید در بخش پیرامونی تصویر در نرخ‌های بالای کاهش نمونه‌برداری است. در این پژوهش به منظور بهبود کیفیت بصری نواحی پیرامونی تصاویر، رویکرد جدیدی برای اخذ اطلاعات تصاویر متوالی، با ثبت داده روی یک مسیر شعاعی چرخش‌یافته در فضای فرکانس مکانی ارائه شده است. بر این اساس با ترکیب اطلاعات اخذ شده‌ی فریم‌های متوالی، امکان بازسازی تصاویر با رزولوشن مکانی بالا و پایین فراهم شده است. در رویکرد پیشنهادی، مشخصا به دلیل به کارگیری روش بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی می‌توان از تصاویر بازسازی شده با دو رزولوشن مختلف به منظور کاهش آرتیفکت‌های بصری ناشی از نمونه‌برداری پایین استفاده کرد. در این مقاله به طور خاص برای افزایش کارایی و دقت اندازه‌گیری حرکت چرخش بطن چپ، از این روش پیشنهادی برای تصویربرداری زمان واقعی تشدید مغناطیسی نشان‌گذاری شعاعی استفاده شده است. بر اساس نتایج شبیه‌سازی، معیار شباهت ساختاری تصاویر از ۰/۶ به ۰/۸ بهبود یافته است. همچنین در ثبت داده‌ی زمان واقعی با رزولوشن زمانی ۴۶ میلی‌ثانیه برای افراد سالم نیز نشان داده شده که در عین حال که رزولوشن زمانی اطلاعات چرخشی به خوبی حفظ شده، تصاویر با کیفیت بصری مطلوبی نیز بازسازی شده است.

واژه‌های کلیدی

چرخش بطن چپ
تصویربرداری زمان واقعی
رزولوشن زمانی
نشان‌گذاری شعاعی
اخذ شعاعی
بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۴۹۸

کد پستی ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

دورنگار +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۴۹۸

پست الکترونیک nasiraei@aut.ac.ir



۱- مقدمه

استفاده از این معیارها توصیه نشده و در کار کلینیکی روتین مورد استفاده قرار نگرفته است. دلیل این امر، ناکافی بودن ابزارهای اندازه‌گیری دقیق حرکت چرخشی است. این دیدگاه در ارزیابی عمل کرد بطن چپ نیازمند استفاده از روش‌های تصویربرداری سریع و حساسی است که بتواند اندازه‌گیری زمان واقعی^۵ و دقیقی از تغییرات زمانی کوچک حرکت چرخشی بطن چپ را در شرایط مختلف از جمله شرایط گذرا با رزولوشن زمانی کافی و هم‌چنین با قابلیت تکرار مناسب فراهم کند.

از جمله روش‌های غیرتهاجمی مطالعه‌ی دینامیک حرکتی قلب می‌توان به روش اکوکاردیوگرافی اشاره کرد که در مقایسه با MRI از رزولوشن زمانی بسیار بهتری برخوردار است. با این وجود این مدالیته وابستگی شدیدی به زاویه‌ی پرتوی فراصوت دارد که باعث می‌شود نتایج در ارزیابی مقادیر اندک حرکت چرخشی تکرارپذیری بالایی نداشته باشد [۱۱، ۱۲]. هم‌چنین کنتراست و کیفیت تصاویر برای اندازه‌گیری دقیق حرکت چرخشی در نواحی مختلف دیواره در راستای شعاعی و محیطی بسیار پایین است [۱۳]. این در حالی است که روش MRI به دلیل رزولوشن مکانی بالا، قابلیت تکرارپذیری، قابلیت تصویرگیری از هر مقطع مشخص قلب بدون نیاز به هرگونه جابه‌جایی فیزیکی دستگاه و وابسته نبودن نتایج به کاربر، ارجحیت دارد. علاوه بر این امکان انجام نشان‌گذاری^۶ تشدید مغناطیسی باعث شده است که در حال حاضر روش مذکور به عنوان استاندارد طلایی ارزیابی حرکت بطن چپ شناخته شود [۲]. در روش نشان‌گذاری تشدید مغناطیسی می‌توان با استفاده از یک توالی پالس آماده‌سازی، قبل از مرحله‌ی تصویربرداری، بردار مغناطیس شدگی بافت را مدوله کرد و به این طریق نشان‌هایی جهت ردیابی حرکت روی بافت ایجاد نمود. هر چند اکثر روش‌های تشدید مغناطیسی موجود برای ارزیابی حرکت چرخشی بطن چپ بر پایه‌ی نشان‌گذاری شبکه‌ای^۷ هستند، اما این روش حساسیت یک‌نواختی را برای دنبال کردن حرکت چرخشی در اختیار قرار نداده و در فازهای سیستولی قلب، خطوط نشان به دلیل انقباض بافت عضله‌ی قلب در هم فرو رفته و امکان ردیابی آن‌ها از دست می‌رود. در مقابل، روش نشان‌گذاری شعاعی [۱۴، ۱۵] پتانسیل ویژه‌ای در به تصویر کشیدن حرکت چرخشی قلب دارد [۶]. از این رو با استفاده از روش نشان‌گذاری شعاعی نتایج محاسبات چرخش و پیچش با دقت و سهولت بیشتری محقق می‌شود.

تصویربرداری زمان واقعی و با کیفیت بالا یکی از چالش‌های مهم در تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۱ (MRI) است که به خصوص در ارزیابی دینامیک قلب جایگاه منحصر به فردی دارد. در سال‌های اخیر یافتن رویکردهای مناسب تشخیصی با دقت بالا به منظور ارزیابی بهتر عمل کرد قلب توجه پزشکان و محققان را به خود جلب کرده است. در یافتن کمیت‌های سراسری مانند کسر جهشی^۲ یا حجم ضربه‌ای^۳، معیار طلایی روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی است. این مقادیر هر چند به سادگی از تصاویر غیر زمان واقعی MRI قابل اندازه‌گیری هستند، اما در تشخیص بیماری‌ها کاستی‌های زیادی دارند. از جمله این که معمولاً در مراحل پایانی بیماری دچار تغییر شده و برای تشخیص مشکلات دینامیکی قلب مفید نیستند. مشخصاً بر اساس آخرین مطالعات، حدود نیمی از نارسایی‌های قلبی از نوع نارسایی دیاستولی یا همان نارسایی قلبی با کسر جهشی حفظ شده^۴ (HFpEF) است [۱۱]. بنابراین معیاری مانند کسر جهشی برای شناسایی به هنگام اختلال عمل کرد قلب مناسب نیست. بر اساس مشاهدات و با توجه به ساختار خاص فیبرهای عضلانی قلب، الگوی چرخش و پیچش بطن چپ ارتباط موثری با کارایی بهینه‌ی قلب در طول فعالیت سیستولی و دیاستولی آن دارد [۲-۴]. بر این اساس ارزیابی حرکت چرخش/پیچش سراسری بطن چپ می‌تواند اطلاعات ارزشمندی جهت درک بهتر دینامیک بطن چپ در اختیار قرار دهد.

در ارزیابی بیماری‌ها شواهد زیادی وجود دارد که در درازمدت در اثر بیماری‌ها، با تغییرات در قدرت انقباضی و یا شرایط بارگذاری بطن چپ، منحنی چرخش و پیچش قلب تحت تاثیر قرار می‌گیرد [۵-۷]. علاوه بر این، شرایط گذرا نیز می‌تواند منجر به تغییرات موثر و کوتاه‌مدتی شود [۸-۱۰]. در واقع باید فرض کرد که علاوه بر اندازه‌ی پارامترهای مرتبط با چرخش، زمان، هماهنگی و انسجام رخداد آن وقایع در نواحی مختلف دیواره‌ی بطن چپ نیز می‌تواند در درازمدت یا کوتاه‌مدت به شکل‌های مختلف در اثر شرایط فوق تحت تاثیر قرار گیرد. بررسی این تغییرات می‌تواند به درک بیش‌تری نسبت به بیماری‌های از نوع دینامیک و تشخیص اولیه‌ی آن‌ها منجر شود. بر خلاف شواهد زیادی که در مورد اهمیت حرکت چرخشی و پیچشی بطن چپ در ارزیابی عمل کرد آن وجود دارد، تا کنون در هیچ یک از دستورالعمل‌های ارزیابی عمل کرد بطن چپ

^۵ Rael-Time^۶ Tagging^۷ Grid Tagging^۱ Magnetic Resonance Imaging (MRI)^۲ Ejection Fraction^۳ Stroke Volume^۴ Heart Failure with Preserved Ejection Fraction (HFpEF)



می‌دهد. در این حالت از جهت بصری برای کاربر نهایی مطلوب است که آرتیفکت‌های پیرامونی به نحوی کاهش داده شوند. در صورت افزایش اسپوک‌های اخذ شده، این آرتیفکت‌ها کاهش یافته اما هدف اصلی که دست‌یابی به تصویربرداری زمان واقعی با رزولوشن زمانی مناسب است به طور کامل محقق نمی‌شود. هدف این پژوهش توسعه‌ی روش نشان‌گذاری شعاعی به نحوی است که ضمن حفظ دقت و تفکیک زمانی قابل قبول در حرکت چرخشی بطن چپ (در هر سیکل قلبی)، بتوان از جهت بصری کیفیت تصاویر را بهبود داده و آثار کاهش نمونه‌برداری را در آن خنثی نمود. در این پژوهش جهت افزایش کیفیت بصری نواحی پیرامونی، رویکرد جدیدی به منظور اخذ و بازسازی داده پیشنهاد شده است. رویکرد پیشنهادی این مقاله که مبتنی بر اخذ داده با استفاده از مسیر چرخش یافته^۵ است، به نحوی از مزیت اخذ شعاعی و بازسازی PFT بهره گرفته که اطلاعات حرکتی مورد نظر واقع در نواحی مرکزی تصویر با رزولوشن زمانی مناسب به دست آمده و در عین حال آرتیفکت در نواحی پیرامونی با کاهش رزولوشن زمانی تقلیل می‌یابد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- تئوری و رویکرد پیشنهادی

به طور کلی مراحل کمی‌سازی حرکت بطن چپ از روی تصاویر نشان‌گذاری شامل چهار مرحله‌ی ایجاد خطوط نشان، اخذ اطلاعات در فضای فرکانس مکانی، بازسازی تصویر و کمی‌سازی حرکت بطن چپ است. در این پژوهش مطابق روش ارائه شده در مقاله‌ی [۱۶]، پس از ایجاد خطوط نشان، از توالی پالس FLASH با اخذ شعاعی به شدت کاهش نمونه‌برداری شده به همراه روش بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی استفاده شده است. در نهایت جهت کمی‌سازی حرکت بطن چپ از روش توسعه یافته‌ی SinMod برای داده‌های نشان شعاعی استفاده شده است. در ادامه ابتدا مروری بر روش بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی ارائه شده و سپس اثر کاهش نمونه‌برداری در تصاویر بازسازی شده به این روش و همچنین رویکرد پیشنهادی جهت کاهش آن بیان شده است.

۲-۱-۱- بازسازی در مختصات قطبی

روش بازسازی در مختصات قطبی مبتنی بر روابط زیر است.

به طور کلی یکی از محدودیت‌های روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی، طولانی بودن زمان تصویربرداری است. در عمل با فرض پرپودیک بودن حرکت قلب، اطلاعات فضای فرکانس مکانی (فضای k) برای هر فاز قلبی، از ترکیب اطلاعات سیکل‌های متوالی حاصل می‌شود. از این رو پارامترهای اندازه‌گیری شده نشان دهنده‌ی میانگین آن پارامتر در طول چند سیکل است و در شرایط گذرا مانند تست ورزش یا ارزیابی بیماران آریتمی، امکان ارزیابی رفتار چرخشی قلب در سیکل‌های متفاوت وجود ندارد.

به تازگی روش تصویربرداری نشان‌گذاری شعاعی به صورت زمان واقعی توسعه داده شده [۱۶] که به این طریق امکان اخذ سریع و زمان واقعی خطوط نشان شعاعی محقق شده است. در این روش پس از ایجاد خطوط نشان، اخذ داده به صورت نمونه‌برداری به شدت اندک و روی مسیر^۱ شعاعی با استفاده از رشته پالس سریع^۲ FLASH [۱۷] انجام شده تا بتوان پوشش سریعی از اطلاعات فرکانس مکانی هر فریم تصویر در کوتاه‌ترین زمان ممکن به دست آورد. مهم‌ترین مزیت اخذ شعاعی در تصویربرداری دینامیک، مقاومت در برابر آرتیفکت حرکتی است. علاوه بر این با توجه به توزیع اطلاعات خطوط نشان شعاعی در تمام جهات در فضای k ، در صورت کاهش نمونه‌برداری که امری ضروری برای تحقق تصویربرداری زمان واقعی است، پوشش بهتری برای اطلاعات فرکانسی خطوط نشان فراهم می‌شود.

در روش پیشنهادی مقاله‌ی [۱۶]، روش بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی^۳ (PFT) [۱۸]، از هم‌افزایی جهتی خطوط نشان با روش اخذ (که هر دو شعاعی هستند) بهره‌مند می‌شود. این هم‌افزایی در کمی‌سازی اطلاعات حرکتی بطن چپ با استفاده از نسخه‌ی قطبی روش مدل‌سازی سینوسی^۴ (SinMod) [۱۹]، [۲۰] نیز مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین مزیت روش بازسازی PET در مقایسه با سایر رویکردهای بازسازی ارائه شده در حوزه‌ی تصویربرداری سریع، که اغلب بر پایه‌ی روش‌های بهینه‌سازی هستند، زمان بازسازی نسبتاً کوتاه آن است. همین امر قابلیت استفاده از این روش را در کلینیک بیش‌تر می‌کند. با کاهش نمونه‌برداری خطوط (اسپوک‌های) شعاعی، بازسازی PFT در صورت رعایت شرط نایکوئیست، بازسازی مطلوبی از نواحی مرکزی تصویر با حفظ اطلاعات خطوط نشان (اطلاعات حرکتی مطلوب) فراهم کرده و اثرات کاهش نمونه‌برداری را عمدتاً به صورت محوشدگی در نواحی پیرامونی تصویر نشان

^۱ Sin-Wave Modeling (SinMod)

^۵ Turned Trajectory

^۱ Trajectory

^۲ Fast Low Angle Shot (FLASH)

^۳ Polar Fourier Transform (PFT)

در نواحی پیرامونی دیده می‌شود [۱۸]. در مطالعه‌ی [۱۶] نشان داده شده است که روش بازسازی تبدیل فوریه‌ی قطبی (که شامل هیچ‌گونه درون‌یابی در فضای فرکانسی نیست)، در حفظ اطلاعات خطوط نشان به ویژه در شرایط نمونه‌برداری کاهش یافته، و همچنین حذف آرتیفکت‌های کاهش نمونه‌برداری کارایی بالایی دارد.

۱-۲-۳- کاهش اثر نرخ پایین نمونه‌برداری در بازسازی PFT با توجه به منحصر بودن دینامیک حرکتی به ناحیه‌ی مرکزی تصاویر قلبی و تقریباً ثابت بودن اطلاعات پیرامونی تصاویر و همچنین همبستگی و پیوستگی اطلاعات فریم‌های متوالی، می‌توان در بازسازی نواحی اطراف از نرخ بالاتر نمونه‌برداری که منجر به رزولوشن زمانی پایین‌تر می‌شود استفاده کرد. استفاده از رویکرد اخذ زمان واقعی اطلاعات با رزولوشن‌های زمانی مختلف در مناطق مرکزی و پیرامونی می‌تواند امکان اخذ اطلاعات دینامیک چرخش قلب با رزولوشن زمانی مناسب و با کیفیت بصری مناسب در اطراف تصویر را محقق نماید. در این صورت نواحی مرکزی که حرکت چرخشی بطن چپ در آن اهمیت ویژه‌ای دارد، با رزولوشن زمانی بالا اندازه‌گیری شده و نواحی اطراف نیز از جهت بصری برای کاربر نهایی مطلوب است. با استفاده از رویکردی که برای اخذ داده در ادامه مطرح می‌شود، می‌توان در حین تصویربرداری با رزولوشن زمانی بالا (تعداد اسپوک کم) تصاویر با رزولوشن پایین‌تر (اسپوک زیاد) را نیز بازسازی کرد.

در طراحی نحوه‌ی اخذ داده، از نظر چینش و ترتیب اخذ خطوط شعاعی، رویکردهای مختلفی را می‌توان مورد استفاده قرار داد. در ساده‌ترین و متداول‌ترین رویکرد با نام مسیر هم‌راستا^۱، از یک مسیر ثابت برای اخذ اطلاعات فریم‌های متوالی استفاده می‌شود. اما در رویکرد پیشنهادی این پژوهش که مسیر چرخش یافته نام دارد، به منظور اخذ یک فریم از N_s اسپوک شعاعی با توزیع تقریباً منظم و برای فریم بعدی از همان مسیر که به میزان $2\pi/TN_s$ چرخش یافته استفاده می‌شود. در این جا T نشان دهنده‌ی تعداد مسیرهایی است که بدون تکرار و به طور مستقل قابل اخذ می‌باشد. همان‌طور که در شکل (۱) نشان داده شده، چینش اسپوک‌ها در این مسیرها به نحوی است که با ترکیب آن‌ها و در واقع صرف زمان بیش‌تر، می‌توان پوشش بالاتری از فضای k را ایجاد کرد. بنابراین با استفاده از این رویکرد پیشنهادی اخذ داده، امکان بازسازی یک داده‌ی خام واحد با رزولوشن زمانی‌های متفاوت فراهم خواهد شد.

$$f(r, \theta) = \text{IFFT}_\theta\{f_n(r)\} = \text{IFFT}_\theta\{i^n H_n\{F_n(\rho)\}\} = \text{IFFT}_\theta\{i^n H_n\{\text{FFT}_\theta(F(\rho, \varphi))\}\} \quad (1)$$

$$F_n(\rho) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} F(\rho, \varphi) e^{-in\varphi} d\varphi \quad (2)$$

این روابط بیان می‌کنند که تبدیل فوریه‌ی دوبعدی در مختصات قطبی توسط دو تبدیل فوریه‌ی سریع یک‌بعدی در جهت شعاعی که به وسیله‌ی یک تبدیل هنکل بین آن‌ها فاصله افتاده قابل انجام است.

روش عملی کار این گونه است که در ابتدا داده‌های خام حاصل از نمونه‌برداری شعاعی طوری مرتب می‌شوند که سطرهای ماتریس حاصل $F(\rho, \varphi)$ نشان دهنده‌ی نمونه‌های اخذ شده در جهت شعاعی (شروع از مرکز فضای k) و ستون‌ها شامل نقاط نمونه‌برداری شده در جهت زاویه‌ای (نمونه‌های روی هر دایره) باشند. سپس تبدیل فوریه‌ی سریع یک‌بعدی بر اساس رابطه‌ی (۲) در جهت زاویه‌ای روی ماتریس داده‌ی خام اعمال شده و ضرایب $F_n(\rho)$ حاصل می‌شود. در گام بعدی، تبدیل هنکل مرتبه‌ی صحیح تا مرتبه‌ی n برای به دست آوردن ضرایب $f_n(r)$ با توجه به رابطه‌ی زیر اعمال می‌شود.

$$f_n(r) = i^n \int_0^\infty F_n(\rho) J_n(2\pi r \rho) \rho d\rho \quad (3)$$

در این رابطه $J_n(\cdot)$ تابع بسل نوع یک مرتبه‌ی n است. در انتها تبدیل فوریه‌ی یک‌بعدی معکوس در جهت زاویه‌ای بر ضرایب $f_n(r)$ اعمال شده و تصویر نهایی در مختصات قطبی حاصل می‌شود. به منظور نمایش تصویر نهایی برای کاربر می‌توان با استفاده از درون‌یابی، تصویر را به مختصات کارترین منتقل کرد.

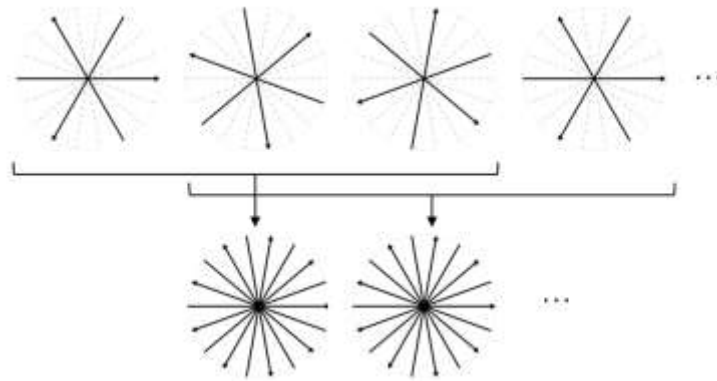
۱-۲-۲- اثر کاهش نمونه‌برداری در تصاویر بازسازی شده با روش PFT

آرتیفکت‌های کاهش نمونه‌برداری فضای k در تصاویر نهایی، علاوه بر روش اخذ داده، تا حد زیادی وابسته به روش بازسازی تصاویر است. استفاده از روش مرسوم شبکه‌بندی مجدد^۱ [۲۱] در نرخ‌های پایین نمونه‌برداری منجر به ایجاد خطوط نامنظم و مزاحمی در تصویر می‌شود. این آرتیفکت‌ها با عنوان آرتیفکت خط-خط^۲ شناخته شده و ناشی از درون‌یابی اطلاعات در فضای ناهموار فرکانس مکانی هستند. تداخل این خطوط با خطوط نشان به طور خاص مشکل آفرین است. این در حالی است که اثر کاهش خطوط نمونه‌برداری در اخذ شعاعی و بازسازی به روش PFT، به صورت محوشدگی تصویر

^۱ Aligned Trajectory

^۱ Re-Gridding

^۲ Streaking



شکل (۱) - مثالی از رویکرد اخذ فریم‌های متوالی با استفاده از ترژکتوری چرخش یافته. در این مثال تعداد اسپوک‌های اخذ شده (N_s) برای هر فریم زمانی، معادل ۳ اسپوک بوده و از تعداد ۳ ترژکتوری چرخش یافته (T) استفاده شده است. ردیف بالا نحوه‌ی ترتیب اخذ اطلاعات هر فریم را نمایش می‌دهد. ردیف پایین نشان می‌دهد که با ترکیب اطلاعات T فریم متوالی می‌توان پوشش بیش‌تری از فضای k فراهم کرد. به‌روزرسانی تصاویر نیز پس از اخذ هر ترژکتوری امکان‌پذیر است

حسب نفس استفاده شده است. شدت روشنایی تصاویر آناتومیک با استفاده از الگوی ۸ خط نشان با نقطه‌ی تقاطع خطوط در مرکز تصویر (همان مرکز بطن چپ) مدوله شده است. با فرض جابه‌جایی خون از فریم دوم به بعد، خطوط نشان تنها در فریم اول بر حفرة بطن چپ اعمال شده و در سایر فریم‌ها در این ناحیه، الگوی خطوط نشان اعمال نشده است. به منظور در نظر گرفتن اخذ دینامیک، موقعیت الگوی خطوط نشان روی بافت عضله‌ی قلب متناسب با الگوی چرخش فرضی برای این مقطع از قلب، با فاصله‌ی زمانی TR به‌روزرسانی شده است. محوشدگی خطوط نشان با ثابت زمانی T_1 معادل ۸۰۰ میلی‌ثانیه مدل شده است. با استفاده از تبدیل $NUFFT^2$ [۲۳] برای هر تصویر ایجاد شده، داده‌ی فضای k قطبی به صورت کاملاً نمونه‌برداری شده ایجاد شده است. با توجه به الگوی پیشنهادی اخذ داده و ترتیب اخذ اسپوک‌ها، مجموعه‌ی داده‌ی با ۲۱ اسپوک و در نظر گرفتن ۳ مسیر چرخش یافته‌ی متوالی، از داده‌های شبیه‌سازی استخراج شده است. حرکت قلب در هر TR (۲/۲ میلی‌ثانیه) به‌روزرسانی و اسپوک متناظر در فضای k بازیابی شده است. در بخش نتایج شبیه‌سازی برای ارزیابی کیفیت تصاویر از معیار شباهت ساختاری ($SSIM^3$) و میانگین مربعات خطای هنجار شده ($NMSE^4$) استفاده شده است.

۲-۲-۲-۲ - شرایط اخذ داده

در این پژوهش تصویربرداری زمان واقعی خطوط نشان شعاعی با استفاده از دستگاه MRI ۳ تسلا‌ی زیمنس در بیمارستان گوتینگن آلمان، روی ۶ داوطلب سالم در محدوده‌ی سنی

با توجه به بازسازی تصاویر در حوزه‌ی قطبی با استفاده از تبدیل PFT، می‌توان قبل از اعمال تبدیل فوریه‌ی یک‌بعدی معکوس، برای ضرایب $f_n(t)$ تا محدوده‌ی شعاع خاصی که شامل نواحی مرکزی تصویر و بطن چپ می‌باشد، از اطلاعات اخذ شده با رزولوشن زمانی بالاتر (اطلاعات همان فریم) استفاده کرد اما برای خارج از این محدوده از ضرایب حاصل از ترکیب اسپوک‌های فریم‌های متوالی (رزولوشن زمانی پایین) استفاده می‌شود. لازم به ذکر است که برای اولین فریم اخذ شده، با توجه به این که فریم‌های پیشین وجود ندارد، $T-1$ فریم متوالی بعدی جهت ترکیب مورد استفاده قرار می‌گیرد. هم‌چنین برای فریم نهایی نیز از $T-1$ فریم متوالی پیشین استفاده می‌شود. در این صورت رزولوشن زمانی اطلاعات چرخشی بطن چپ که در نواحی میانی تصویر حضور دارد، متناسب با رزولوشن اصلی تصویربرداری زمان واقعی است. در حالی که رزولوشن زمانی نواحی پیرامونی، مقدار کم‌تری داشته اما کیفیت بصری تصاویر در این نواحی افزایش پیدا کرده است.

۲-۲-۲-۱ - نحوه‌ی ارزیابی

ارزیابی روش پیشنهادی، ابتدا روی داده‌ی شبیه‌سازی و از طریق مقایسه با مقادیر اولیه انجام شده و سپس با اخذ داده‌ی واقعی، بهبود تصاویر به صورت کیفی نشان داده شده است.

۲-۲-۱-۱ - شرایط شبیه‌سازی

به منظور شبیه‌سازی آناتومی بطن چپ در طول یک سیکل قلبی از فانتوم عددی قلب به نام $MRXCAT^1$ [۲۲] در شرایط

² Structural similarity measure (SSIM)

⁴ Normalized Mean Square Error (NMSE)

¹ The MR extended Cardiac-Torso (MRXCAT),

www.biomed.ee.ethz.ch/mrxcata.

² Non-uniform FFT

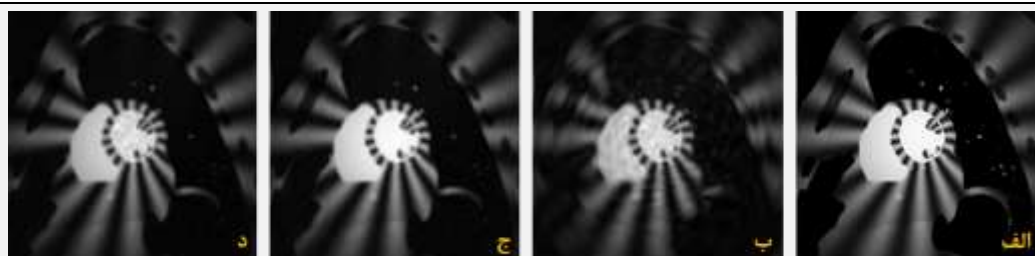
مقطع بطن و تفاوت سایز قلب افراد، بهتر است از معیار پیچش بر واحد طول به جای پیچش استفاده شود [۲۵]. پیچش بر واحد طول در این جا با تقسیم پیچش به فاصله‌ی بین دو مقطع محاسبه شده و بر حسب درجه بر سانتی متر بیان شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

تصاویر شبیه‌سازی مرجع به همراه تصاویر بازسازی شده با هر سه رویکرد متداول (با رزولوشن زمانی بالا، ۴۶ میلی ثانیه و بدون اشتراک گذاری اطلاعات فریم‌های متوالی)، اشتراک گذاری نما (رزولوشن زمانی ۱۳۸ میلی ثانیه) و رویکرد پیشنهادی (رزولوشن زمانی ترکیبی برای نواحی مختلف تصویر) برای یک فریم زمانی مشخص در شکل (۲) نشان داده شده است. شبیه‌سازی این تصاویر بر اساس چرخش مسیر اخذ شده است. باید توجه شود که در این جا معیار رزولوشن زمانی، مدت زمانی بوده که برای اخذ داده برای یک فریم خاص صرف شده است و معنای آن فاصله‌ی زمانی دو فریم بازسازی شده‌ی متوالی نیست که می‌توانند با اشتراک برخی اسپوک‌ها به هم نزدیک تر شوند. در بازسازی تصاویر به روش پیشنهادی، برای بخش مرکزی تصاویر از اطلاعات همان فریم زمانی استفاده شده در حالی که اطلاعات پیرامونی با تصاویر حاصل از ترکیب اطلاعات یک فریم قبلی و بعدی آن به روشی که در بخش مواد و روش‌ها بیان شده، جایگزین شده است. همان‌طور که مشخص است، در بازسازی تصاویر با تعداد اسپوک اندک و رزولوشن زمانی خوب، آرتیفکت‌های کاهش نمونه‌برداری، منجر به محوشدگی تصویر در نواحی پیرامونی می‌شود. با اشتراک گذاری اطلاعات فریم‌های متوالی (رزولوشن زمانی پایین) کیفیت بصری تصاویر بهبود می‌یابد. در تصاویر بازسازی شده به روش پیشنهادی، از جهت بصری کیفیت تصاویر مطلوب بوده و در عین حال رزولوشن زمانی خطوط نشان عضله‌ی قلب حفظ شده است.

۲۹±۵/۸ انجام شده است. پیش از تصویربرداری رضایت‌نامه‌ی اخذ داده برای هر فرد بر اساس کمیته‌ی اخلاق بخش تحقیقاتی دانشگاه گوتینگن تهیه شده است. تعداد خطوط نشان روی مقطع قاعده و میانی ۸ خط نشان بر نصف دایره انتخاب شده و برای مقطع راس با توجه به سایز بطن چپ در برخی داوطلبان این عدد به ۶ تقلیل یافته است. تصویربرداری با استفاده از رشته پالس FLASH و اخذ شعاعی با پارامترهای زاویه‌ی انحراف ۱۰ درجه، TR/TE برابر ۱/۴ / ۲/۲ میلی ثانیه، دامنه‌ی دید^۱ ۲۵۶×۲۵۶ میلی مترمربع، رزولوشن ۱/۵×۱/۵ میلی مترمربع، ضخامت برش ۶ میلی متر، ۲۱ اسپوک شعاعی و تعداد ۱۵ فریم زمانی در هر سیکل انجام شده است. اخذ داده‌ها با رویکرد مسیر چرخش یافته با ۳ چرخش در طول فریم انجام شده است. اخذ داده در هر سیکل حدود ۷۰۰ میلی ثانیه از سیکل قلب را پوشش داده و این کار برای ۵ سیکل متوالی تکرار شده است. تمام داده‌ها در شرایط استراحت فرد، با حبس نفس و با استفاده از سیگنال محرک ECG و هم‌چنین با استفاده از آرایه‌ی کویل ۳۲ کاناله اخذ شده است. تمام داده‌های اخذ شده، جهت کاهش حجم محاسبات به ۵ کانال مجازی با استفاده از روش فشرده‌سازی کویل [۲۴] فشرده شده است.

جهت کمی‌سازی حرکت بطن چپ از روش توسعه یافته‌ی SinMod برای داده‌های نشان شعاعی استفاده شده است. در این مقاله کمیته‌های چرخش سراسری و پیچش بر واحد طول^۲ گزارش شده است. چرخش بطن چپ در واقع همان چرخش عضله‌ی قلب حول محور بلند قلب بوده و بر حسب درجه اندازه‌گیری شده است. چرخش ساعت‌گرد (زاویه‌ی دید از جهت راس^۳ به سمت قاعده^۴) با علامت منفی و چرخش پادساعت‌گرد به صورت مثبت محاسبه شده است. پیچش^۵ به عنوان مقدار مطلق اختلاف چرخش راس قلب نسبت به قاعده در نظر گرفته شده است. به دلیل حساس بودن کمیته پیچش به فاصله‌ی دو



شکل (۲) - الف) تصویر شبیه‌سازی (مرجع) خطوط نشان شعاعی مقطع میانی بطن چپ در یک نقطه‌ی زمانی یکسان به همراه تصاویر بازسازی شده با استفاده از سه رویکرد بازسازی مختلف: ب) متداول (رزولوشن زمانی ۴۶ میلی ثانیه)، ج) اشتراک گذاری نما (رزولوشن زمانی ۱۳۸ میلی ثانیه) و د) پیشنهادی (رزولوشن زمانی ترکیبی)

^۱ Base

^۲ Torsion/Twist

^۱ Field of View (FOV)

^۲ Twist per length

^۳ Apex

در شکل (۳) تصاویر مقطع میانی بطن چپ برای ۵ فریم اول سیکل اول یک داوطلب نشان داده شده است. بازسازی تصاویر مانند شکل قبل با سه رویکرد مختلف رزولوشن زمانی خوب، کم و ترکیبی انجام شده است. همان طور که از تصاویر ردیف اول (رزولوشن زمانی بالا) مشخص است، در صورت بازسازی تصاویر با استفاده از روش PFT و همچنین با تعداد بسیار کم اسپوک (۲۱ اسپوک در این مقاله)، آرتیفکت‌های ناشی از کاهش نمونه‌برداری، در نواحی پیرامونی و عمدتاً به صورت محوشدگی تصویر نمایان می‌شوند. با افزایش تعداد اسپوک‌ها (تصاویر ردیف دوم) کیفیت بصری تصاویر بهتر شده و آرتیفکت‌های پیرامونی کاهش یافته است. در تصاویر ردیف سوم، رزولوشن زمانی بخش مرکزی تصویر که اطلاعات چرخشی مورد نظر در آن ناحیه قرار دارد، حفظ شده و از طرف دیگر آرتیفکت نواحی پیرامونی نیز کاهش یافته است

مقادیر معیارهای SSIM و NMSE به صورت میانگین روی تمام فریم‌های زمانی در جدول (۱) ارائه شده است. این معیار برای هر سه رویکرد بازسازی محاسبه شده است. مشاهده می‌شود که با استفاده از رویکرد پیشنهادی بدون دست‌کاری اطلاعات چرخشی قلب، معیارهای شباهت تصویر نسبت به تصویر مرجع بهبود یافته است.

جدول (۱) - ارزیابی کیفیت تصاویر بازسازی شده در سه حالت مختلف

| روش پیشنهادی (ترکیبی) | ۴۵ اسپوک (رزولوشن زمانی کم) | ۱۵ اسپوک (رزولوشن زمانی خوب) | |
|-----------------------|-----------------------------|------------------------------|-------|
| ٪۳۰ | ٪۲۶ | ٪۳۸ | NRMSE |
| ۰/۸۰ | ۰/۸۰ | ۰/۶۶ | SSIM |



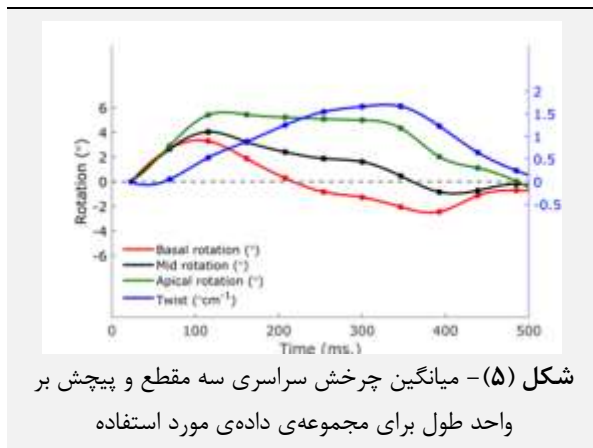
نشان داده شده است. همان طور که از این شکل کاملاً مشخص است، در صورت کاهش رزولوشن زمانی تصویربرداری، با

در شکل (۴) نتایج کمی‌سازی الگوی چرخشی سراسری مایوکارد برای هر سه سری تصویر بازسازی شده در شکل (۳)

حول شماره‌ای متناسب با تعداد خطوط نشان حول یک دایره متمرکز می‌شوند. بنابراین بر اساس شرط نایکوئیست اگر تعداد مشخصی از اسپوک‌ها اخذ شود، در این صورت اطلاعات خطوط نشان شعاعی از آرتیفکت نمونه‌برداری پایین در امان خواهد بود. در این مقاله با توجه به این که تعداد خطوط نشان به اندازه‌ی ۱۶ در یک دایره تنظیم شده و با توجه به ملاحظات فشردگی خطوط نشان حین حرکت عضله‌ی قلب در طول زمان، تعداد اسپوک اخذ شده جهت برآورده کردن شرط نایکوئیست برابر با ۲۱ اسپوک شعاعی تنظیم شده است.

۲- عامل موثر دیگر در کارایی بازسازی PFT برای داده‌ی خطوط نشان شعاعی، قرارگیری اطلاعات خطوط نشان مورد نظر در نواحی مرکزی تصویر است. با توجه به رفتار تمرکز بر مرکز^۱ بازسازی PFT، این روش این قابلیت را دارد تا در شرایط اخذ داده با تعداد اسپوک پایین، نواحی مرکزی با کیفیت قابل قبولی بازسازی شده و نواحی پیرامونی متاثر از کاهش نمونه‌برداری به صورت محو شده بازسازی شوند. در رویکرد پیشنهادی این مقاله از این خاصیت به طور ویژه‌ای برای طراحی روش اخذ داده‌های دینامیک و همچنین بازسازی تصاویر مربوطه استفاده شده و به این طریق کیفیت بصری تصاویر زمان واقعی خطوط نشان بهبود داده شده است.

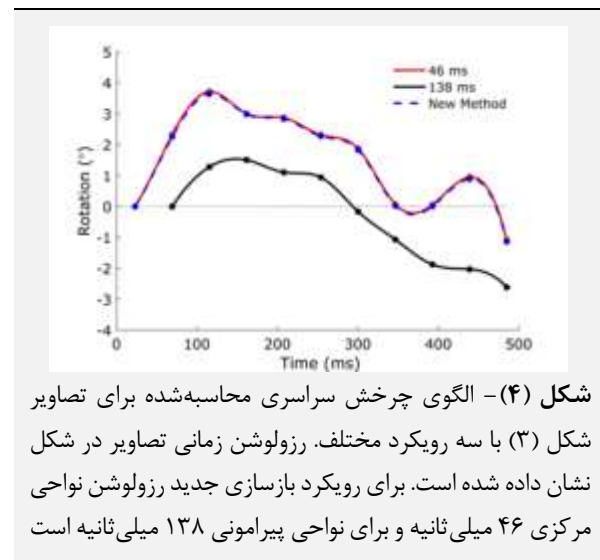
میانگین الگوی چرخش سراسری برای سه مقطع قاعده، میانی و راس به صورت میانگین‌گیری روی تمام داوطلب‌ها در شکل (۵) نشان داده شده است. برای هر مقطع داده به صورت زمان واقعی و مجزا اخذ شده است. همچنین پیش‌پیش بر واحد طول نیز در این شکل نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود الگوی حرکت چرخش سراسری سه مقطع متفاوت بوده و قاعده‌ی قلب در جهت عقربه‌های ساعت و راس در جهت خلاف عقربه‌های ساعت می‌چرخد. این رفتار متفاوت دو مقطع قاعده و راس، حرکتی پیش‌پیشی را برای بطن چپ رقم می‌زند.



شکل (۵) - میانگین چرخش سراسری سه مقطع و پیش‌پیش بر واحد طول برای مجموعه‌ی داده‌ی مورد استفاده

اشتراک‌گذاری فریم‌های متوالی، الگوی حرکتی عضله‌ی قلب به درستی اندازه‌گیری نشده و تغییرات سریع حرکتی (برای مثال بازه‌ی زمانی ۳۰۰-۴۵۰ میلی‌ثانیه) به دلیل بزرگ بودن بازه‌ی زمانی اختصاص داده شده به هر فریم (رزولوشن زمانی ۱۳۸ میلی‌ثانیه) به درستی مشاهده و اندازه‌گیری نمی‌شود.

هم‌چنین با توجه به این که چرخش فریم‌های دوم به بعد نسبت به فریم اول محاسبه شده و در این حالت برای اخذ اطلاعات لازم برای اولین فریم تصویر زمان زیادی (۱۳۸ میلی‌ثانیه برای این حالت) سپری می‌شود، الگوی چرخش محاسبه شده در این حالت دارای مقداری بایاس است. بنابراین صرف زمان زیاد برای اخذ هر تصویر منجر به بایاس چرخش محاسبه شده می‌شود و باید تا حد امکان تصویربرداری سریع انجام شود. این در حالی است که اگر از رویکرد بازسازی ترکیبی استفاده شود، ضمن رفع آرتیفکت‌های بصری نامطلوب، اطلاعات چرخشی با صحت بالاتری تصویربرداری و اندازه‌گیری می‌شود.



شکل (۴) - الگوی چرخش سراسری محاسبه‌شده برای تصاویر شکل (۳) با سه رویکرد مختلف. رزولوشن زمانی تصاویر در شکل نشان داده شده است. برای رویکرد بازسازی جدید رزولوشن نواحی مرکزی ۴۶ میلی‌ثانیه و برای نواحی پیرامونی ۱۳۸ میلی‌ثانیه است

در مقاله‌ی [۱۸] نشان داده شده که روش بازسازی PFT روش کارآمدی برای بازسازی تصاویر نشان‌گذاری شعاعی با اخذ شعاعی است. در واقع در صورت استفاده از روش بازسازی PFT اطلاعات فرکانسی خطوط نشان به خوبی حفظ می‌شود. کارایی این روش در بازسازی تصاویر نشان‌گذاری شعاعی برخاسته از دو واقعیت زیر است.

۱- با اعمال تبدیل فوریه‌ی یک‌بعدی در جهت محیطی به عنوان گام اول بازسازی، اطلاعات فرکانسی خطوط نشان شعاعی به صورت دو نوار موازی (مطابق شکل (۲) مرجع [۱۸]) متمرکز می‌شوند. بنابراین فرکانس نشان‌گذاری که برای دنبال کردن اطلاعات حرکتی عضله‌ی قلب لازم است در ضرایب سری فوریه

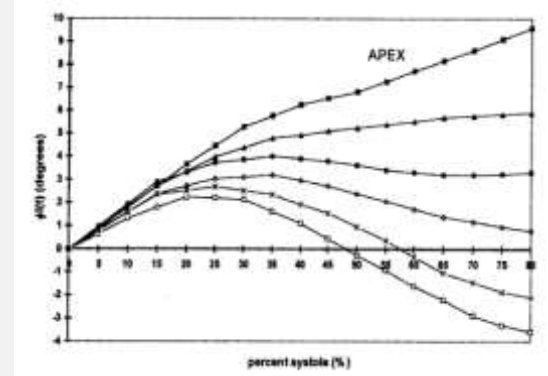
^۱ Central Focusing Behavior

ادامه از بازسازی تبدیل فوریه قطبی با توجه به کارایی آن در بازسازی و حفظ اطلاعات خطوط نشان شعاعی بهره گرفته شده است. در این مقاله به منظور کاهش اثرات بصری آرتیفکت ناشی از کاهش نمونه‌برداری، رویکرد جدیدی برای اخذ داده و بازسازی بر اساس اشتراک‌گذاری اطلاعات فریم‌های متوالی پیشنهاد شده است. بر اساس این رویکرد، با حفظ رزولوشن زمانی و حفظ اطلاعات چرخش در نواحی مرکزی تصویر، اثر آرتیفکت ناشی از کاهش نمونه‌برداری در نواحی پیرامون تصویر کاهش داده شده است.

در این پژوهش در مقایسه با سایر مطالعات پیشین تصویربرداری قلب و عروق که به صورت غیرزمان واقعی انجام شده‌اند، تصویربرداری به صورت زمان واقعی با رزولوشن زمانی ۴۶ میلی‌ثانیه انجام شده است. بازسازی تصاویر روی سیستم کامپیوتر شخصی با واحد پردازش مرکزی ۴ گیگاهرتز انجام شده است. بازسازی هر تصویر با نرخ پایین نمونه‌برداری (اخذ ۲۱ اسپوک شعاعی) ۰/۷۳ ثانیه زمان برده است. با استفاده از رویکرد پیشنهادی با حفظ رزولوشن زمانی و صرف زمان بازسازی تقریباً دو برابری، کیفیت بصری نواحی پیرامونی تصویر بهبود داده شده است.

در این پژوهش هم‌افزایی اخذ شعاعی داده با روش بازسازی تبدیل فوریه قطبی، در کنار طراحی اخذ داده (به منظور دستیابی به دو تصویر با رزولوشن زمانی متفاوت از یک داده)، دستیابی به هدف این رویکرد خاص را محقق کرده است. برای مثال با طراحی مشابه برای دستیابی به دو رزولوشن زمانی، اما بر مبنای اخذ و بازسازی کارت‌زین و یا اخذ شعاعی و بازسازی شبکه‌بندی مجدد، دستیابی به هدف رویکرد مورد نظر محقق نمی‌شود. در واقع با توجه به رفتار تمرکز بر مرکز بازسازی PFT، این روش این قابلیت را دارد تا در شرایط اخذ داده با تعداد اسپوک پایین، نواحی مرکزی با کیفیت قابل قبولی بازسازی شده و نواحی پیرامونی متاثر از کاهش نمونه‌برداری به صورت محو شده بازسازی شوند. در این‌جا از این خاصیت به طور ویژه‌ای برای طراحی روش اخذ داده‌های دینامیک و هم‌چنین بازسازی تصاویر مربوطه استفاده شده و به این طریق کیفیت بصری تصاویر زمان واقعی خطوط نشان بهبود داده شده است. روش تصویربرداری زمان واقعی عمل‌کرد خوبی در اندازه‌گیری اطلاعات چرخشی بطن چپ در حالت‌های استراحت و تست ورزش از خود نشان داده است [۱۶]. با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان از این رویکرد جهت کمی‌سازی اطلاعات چرخش به صورت زمان واقعی در مطالعات مختلف بهره برد. همان‌طور

نتایج به دست آمده برای افراد داوطلب شرکت‌کننده در این پژوهش با الگوی رفتاری مشاهده شده با سایر مطالعات هم‌خوانی خوبی دارد [۵، ۲۶-۲۹]. برای مثال در مطالعه‌ی [۲۷] لورنز و هم‌کارانش با استفاده از روش نشان‌گذاری کارت‌زین نشان دادند که با حرکت از سمت راس به سمت قاعده‌ی قلب، چرخش خلاف جهت عقربه‌های ساعت در راس طی یک حرکت نرم به الگوی چرخش اولیه در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و به دنبال آن چرخش در جهت عقربه‌های ساعت در قاعده تبدیل می‌شود (شکل ۶). البته در مقایسه‌ی اندیس‌های گزارش شده توسط محققان مختلف با مدالیته‌ی تصویربرداری یکسان و یا مدالیته‌ی متفاوت، همواره باید دقت کرد که عوامل زیادی باعث تفاوت در پارامترهای گزارش شده می‌شود [۱۱]. از جمله‌ی این عوامل می‌توان به کیفیت فرایند اخذ داده شامل دقت در تنظیم صفحه‌های تصویربرداری، یکسانی^۱ شرایط حبس نفس و یا رزولوشن زمانی تصویربرداری اشاره کرد [۱۱].



شکل (۶) - تغییرات آرام چرخش خلاف جهت عقربه‌های ساعت به چرخش در جهت عقربه‌های ساعت با حرکت از مقطع راس بطن چپ به سمت مقطع قاعده‌ی قلب [۲۷]

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش روش تصویربرداری زمان واقعی تصاویر با خطوط نشان شعاعی [۱۶] به منظور بهبود کیفیت بصری نواحی پیرامونی تصویر توسعه داده شده است. در تصویربرداری زمان واقعی خطوط نشان شعاعی، برای تسریع فرایند تصویربرداری، از رشته پالس FLASH با زاویه‌ی انحراف کوچک و زمان تکرار بسیار کوتاه به همراه مسیر به شدت کاهش نمونه‌برداری شده‌ی شعاعی استفاده می‌شود. در این روش از مسیر شعاعی با توجه به سازگاری بهتر آن برای پوشش بهتر اطلاعات فرکانسی خطوط نشان شعاعی و هم‌چنین با توجه به حساسیت پایین آن در مقابل کاهش خطوط نمونه‌برداری استفاده شده است. در

^۱ Consistency

- MR imaging: Overview of normal and pathologic findings. *Radiographics*. 2012;32(5):1381-1398. doi:10.1148/rg.325115098.
- [6] Kaveh R, Moghaddam AN, Khan SN, Finn Paul J. Regional rotation of the left ventricle in healthy and cardiomyopathic subjects measured with radial myocardial tagging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014;16(Suppl 1):P24. doi:10.1186/1532-429x-16-s1-p24.
- [7] Rüssel IK, Götte MJW, Bronzwaer JG, Knaapen P, Paulus WJ, van Rossum AC. Left Ventricular Torsion. An Expanding Role in the Analysis of Myocardial Dysfunction. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009; 2(5): 648-655. doi:10.1016/j.jcmg.2009.03.001.
- [8] Hong SJ, Shim CY, Kim D, et al. Dynamic change in left ventricular apical back rotation: A marker of diastolic suction with exercise. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2018;19(1):12-19. doi: 10.1093/ehjci/jex241.
- [9] Doucende G, Schuster I, Rupp T, et al. Kinetics of left ventricular strains and torsion during incremental exercise in healthy subjects: The key role of torsional mechanics for systolic-diastolic coupling. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2010; 3(5): 586-594. doi:10.1161/CIRCIMAGING.110.943522
- [10] Herzka DA, Derbyshire JA, Kellman P, McVeigh ER. Single heartbeat cardiac tagging for the evaluation of transient phenomena. *Magn Reson Med*. 2005; 54(6): 1455-1464. doi:10.1002/mrm.20719.
- [11] Amzulescu MS, De Craene M, Langet H, et al. Myocardial strain imaging: Review of general principles, validation, and sources of discrepancies. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2019;20(6):605-619. doi:10.1093/ehjci/jez041.
- [12] Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart: tagging with MR imaging--a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*. 1988 Oct; 169(1): 59-63.
- [13] Cameli M, Mondillo S, Solari M, Righini FM, Andrei V, Contaldi C, De Marco E, Di Mauro M, Esposito R, Gallina S, Montisci R. Echocardiographic assessment of left ventricular systolic function: from ejection fraction to torsion. *Heart failure reviews*. 2016 Jan;21(1):77-94.
- [14] Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart: Tagging with MR imaging - A new method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*. 1988; 169(1): 59-63. doi: 10.1148/radiology.169.1.3420283.
- [15] Nasiraei-Moghaddam A, Paul Finn J. Tagging of cardiac magnetic resonance images in the polar coordinate system: Physical principles and practical implementation. *Magn Reson Med*.

که پیش‌تر نیز مطرح شد، حدود نیمی از نارسایی‌های قلبی از نوع HFpEF هستند. اخیراً اندازه‌گیری تغییرات حرکت پیچشی برای ارزیابی عمل‌کرد نامطلوب دیاستولی در HFpEF پیشنهاد شده است [۳۰]. بنابراین یکی از کاربردهای این روش می‌تواند در ارزیابی کلینیکی بیماری‌های HFpEF با استفاده از بررسی رفتار چرخشی بطن چپ در حالت استراحت و ورزش باشد. از جمله محدودیت‌های این روش می‌توان به تصویربرداری در حالت حبس نفس اشاره کرد. این محدودیت در صورتی که مانیتورینگ طولانی‌مدت الگوی چرخشی قلب مد نظر باشد، برای بیمارانی که توانایی حبس نفس طولانی‌مدت را ندارند، می‌تواند مشکل‌آفرین باشد. در این پژوهش حبس نفس جهت ایجاد خطوط نشان از یک سیکل به سیکل دیگر به صورت کاملاً یک‌نواخت حول مایوکارد در نظر گرفته شده است. اگر تصویربرداری در شرایط تنفس آزاد صورت گیرد، با توجه به جابه‌جایی موقعیت بطن چپ به دلیل حرکت تنفسی، ایجاد خطوط نشان یک‌نواخت حول بافت عضله‌ی قلب در تمام سیکل‌های قلبی محقق نمی‌شود که بر اساس مطالعات انجام شده، این امر هرچند روی الگوی چرخش ناحیه‌ای موثر است، اما بر میزان چرخش سراسری اثر قابل توجهی ندارد [۳۱]. جهت غلبه بر این محدودیت در کارهای آینده، استفاده از سیگنال راهنما^۱ جهت تخمین جابه‌جایی مرکز بطن چپ در ابتدای هر سیکل قلب و اعمال خطوط نشان به مرکزیت بطن چپ با استفاده از این سیگنال راهنما توصیه می‌شود.

۵- مراجع

- [1] Zhang Y, Li SY, Xie JJ, Wu Y. Twist/untwist parameters are promising evaluators of myocardial mechanic changes in heart failure patients with preserved ejection fraction. *Clin Cardiol*. 2020;43(6):587-593. doi:10.1002/clc.23353.
- [2] Beladan CC, Călin A, Roșca M, Ginghină C, Popescu B a. Left ventricular twist dynamics: principles and applications. *Heart*. 2014;100(9):731-740. doi:10.1136/heartjnl-2012-302064.
- [3] Buckberg G, Hoffman JIE, Nanda NC, Coghlan C, Saleh S, Athanasuleas C. Ventricular torsion and untwisting: Further insights into mechanics and timing interdependence: A viewpoint. *Echocardiography*. 2011;28(7):782-804. doi:10.1111/j.1540-8175.2011.01448.x.
- [4] Nakatani S. Left Ventricular Rotation and Twist: Why Should We Learn? *J Cardiovasc Ultrasound*. 2011;19(1):1-6.
- [5] Jeung MY, Germain P, Croisille P, Ghannudi S El, Roy C, Gangi A. Myocardial tagging with

^۱ Navigator

- [24] Huang F, Vijayakumar S, Li Y, Hertel S, Duensing GR. A software channel compression technique for faster reconstruction with many channels. *Magn Reson Imaging*. 2008; 26(1): 133-141. doi:10.1016/j.mri.2007.04.010.
- [25] Young AA, Cowan BR. Evaluation of left ventricular torsion by cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2012;14(1). doi:10.1186/1532-429X-14-49.
- [26] Lumens J, Delhaas T, Arts T, Cowan BR, Young AA. Impaired subendocardial contractile myofiber function in asymptomatic aged humans, as detected using MRI. *Am J Physiol - Hear Circ Physiol*. 2006;291(4). doi:10.1152/ajpheart.00074.2006.
- [27] Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP. Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 1999 Jan 1;1(1):7-21.
- [28] Lorenz CH, Pastorek JS, Bundy JM. Delineation of normal human left ventricular twist throughout systole by tagged cine magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2000;2(2):97-108. doi:10.3109/10976640009148678.
- [29] Rüssel IK, Götte MJ, Kuijter JP, Marcus JT. Regional assessment of left ventricular torsion by CMR tagging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2008;10(1). doi:10.1186/1532-429X-10-26.
- [30] Backhaus SJ, Lange T, George EF, et al. Exercise Stress Real-Time Cardiac Magnetic Resonance Imaging for Noninvasive Characterization of Heart Failure with Preserved Ejection Fraction: The HFpEF-Stress Trial. *Circulation*. 2021; 143(15): 1484-1498. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.120.051542.
- [31] Moghaddam AN, Finn JP. Accelerated circumferential strain quantification of the left ventricle using CIRCUME: simulation and factor analysis. In *Medical Imaging 2008: Physiology, Function, and Structure from Medical Images 2008 Mar 12 (Vol. 6916, pp. 32-39)*. SPIE. 2014;71(5):1750-1759. doi:10.1002/mrm.24839
- [16] Mohammadi E, Nasiraei-Moghaddam A, Uecker M. Real-time radial tagging for quantification of left ventricular torsion. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2022. doi:10.1002/mrm.29169.
- [17] Zhang S, Block KT, Frahm J. Magnetic resonance imaging in real time: Advances using radial FLASH. *J Magn Reson Imaging*. 2010;31(1):101-109. doi:10.1002/jmri.21987.
- [18] Golshani S, Nasiraei-Moghaddam A. Efficient radial tagging CMR exam: A coherent k-space reading and image reconstruction approach. *Magn Reson Med*. 2017; 77(4): 1459-1472. doi:10.1002/mrm.26219.
- [19] Arts T, Prinzen FW, Delhaas T, Milles JR, Rossi AC, Clarysse P. Mapping displacement and deformation of the heart with local sine-wave modeling. *IEEE Trans Med Imaging*. 2010;29(5): 1114-1123. doi:10.1109/TMI.2009.2037955.
- [20] Nasiraei Moghaddam A, Rastegar F, Mohammadi E. SinMod method for quantification of LV rotational motion. In: *In Proceedings of the 20th Annual Scientific Sessions of SCMR, Washington, DC, USA. ; 2017:222716*.
- [21] O'Sullivan JD. Fast Sinc Function Gridding Algorithm For Fourier Inversion In Computer Tomography. *IEEE Trans Med Imaging*. 1985;MI-4(4):200-207. doi:10.1109/tmi.1985.4307723.
- [22] Wissmann L, Santelli C, Segars WP, Kozerke S. MRXCAT: Realistic numerical phantoms for cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014;16(1). doi:10.1186/s12968-014-0063-3.
- [23] Fessler JA, Sutton BP. Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation. *IEEE Trans Signal Process*. 2003;51(2):560-574. doi:10.1109/TSP.2002.807005.