تأییدیه اعضای هیأت داوران حاضر در جلسه دفاع از رساله دکتری

اعضای هیأت داوران نسخه نهایی رساله آقای مهدی سعادتمند طرزجان تحت عنوان:

ناحیه‌بندی تصاویر MRI قلبی با استفاده از مرز فعال خودنسبی

Cardiac MR Images Segmentation Using Self-Affine Snake

را از نظر شکل(فرم) و محتوی بررسی نموده و پذیرش آن را برای دریافت درجه دکتری تخصصی (Ph.D) پیشنهاد می‌کنند.

ردیف	اعضای هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	رتبه علمی	امضا
۱	استاد راهنما	دکتر حسن قاسمیان	استاد	
۲	استاد مشاور	--	--	
۳	نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر علی محلوجی فر	دانشیار	
۴	استاد ناظر (داخلی)	دکتر احسان الله کبیر	استاد	
۵	استاد ناظر (داخلی)	دکتر علی محلوجی فر	دانشیار	
۶	استاد ناظر (خارجی)	دکتر حمید ابریشمی مقدم	دانشیار	
۷	استاد ناظر (خارجی)	دکتر رضا آقایی‌زاده ظروفی	دانشیار	

آیین‌نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهشهای علمی دانشگاه تربیت مدرس

مقدمه: با عنایت به سیاست‌های پژوهشی و فناوری دانشگاه در راستای تحقق عدالت و کرامت انسانها که لازمه شکوفایی علمی و فنی است و رعایت حقوق مادی و معنوی دانشگاه و پژوهشگران، لازم است اعضای هیأت علمی، دانشجویان، دانش‌آموختگان و دیگر همکاران طرح، در مورد نتایج پژوهشهای علمی که تحت عناوین پایان‌نامه، رساله و طرحهای تحقیقاتی با هماهنگی دانشگاه انجام شده است، موارد زیر را رعایت نمایند:

ماده ۱- حق نشر و تکثیر پایان نامه/ رساله و درآمدهای حاصل از آنها متعلق به دانشگاه می باشد ولی حقوق معنوی پدید آورندگان محفوظ خواهد بود.

ماده ۲- انتشار مقاله یا مقالات مستخرج از پایان‌نامه/ رساله به صورت چاپ در نشریات علمی و یا ارائه در مجامع علمی باید به نام دانشگاه بوده و با تایید استاد راهنمای اصلی، یکی از اساتید راهنما، مشاور و یا دانشجو مسئول مکاتبات مقاله باشد. ولی مسئولیت علمی مقاله مستخرج از پایان نامه و رساله به عهده اساتید راهنما و دانشجو می باشد.

تبصره: در مقالاتی که پس از دانش‌آموختگی بصورت ترکیبی از اطلاعات جدید و نتایج حاصل از پایان‌نامه/ رساله نیز منتشر می‌شود نیز باید نام دانشگاه درج شود.

ماده ۳- انتشار کتاب ، نرم افزار و یا آثار ویژه (اثری هنری مانند فیلم، عکس، نقاشی و نمایشنامه) حاصل از نتایج پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی کلیه واحدهای دانشگاه اعم از دانشکده ها، مراکز تحقیقاتی، پژوهشکده ها، پارک علم و فناوری و دیگر واحدها باید با مجوز کتبی صادره از معاونت پژوهشی دانشگاه و براساس آئین نامه های مصوب انجام شود.

ماده ۴- ثبت اختراع و تدوین دانش فنی و یا ارائه یافته ها در جشنواره‌های ملی، منطقه‌ای و بین‌المللی که حاصل نتایج مستخرج از پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرح‌های تحقیقاتی دانشگاه می باشد، باید با هماهنگی استاد راهنما یا مجری طرح از طریق معاونت پژوهشی دانشگاه انجام گیرد.

ماده ۵- این آیین‌نامه در ۵ ماده و یک تبصره در تاریخ۸۷/۴/۱ در شورای پژوهشی و در تاریخ ۸۷/۴/۲۳ در هیأت رئیسه دانشگاه به تایید رسید و در جلسه مورخ ۸۷/۷/۱۵ شورای دانشگاه به تصویب رسیده و از تاریخ تصویب در شورای دانشگاه لازم‌الاجرا است.

آیین نامه چاپ پایان‌نامه (رساله)های دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس

نظر به اینکه چاپ و انتشار پایان نامه (رساله)های تحصیلی دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس، مبین بخشی از فعالیتهای علمی - پژوهشی دانشگاه است بنابراین به منظور آگاهی و رعایت حقوق دانشگاه،دانش آموختگان این دانشگاه نسبت به رعایت موارد ذیل متعهد می‌شوند:

ماده ۱: در صورت اقدام به چاپ پایان نامه (رساله)ی خود، مراتب را قبلاً به طور کتبی به «دفتر نشر آثارعلمی» دانشگاه اطلاع دهد.

ماده ۲: در صفحه سوم کتاب (پس از برگ شناسنامه) عبارت ذیل را چاپ کند:

«کتاب حاضر، حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد/ رساله دکتری نگارنده در رشته است که در سال در دانشکده دانشگاه تربیت مدرس به راهنمایی سرکار خانم/جناب آقای دکتر ، مشاوره سرکار خانم/جناب آقای دکتر و مشاوره سرکار خانم/جناب آقای دکتر از آن دفاع شده است.»

ماده ۳: به منظور جبران بخشی از هزینه‌های انتشارات دانشگاه، تعداد یک درصد شمارگان کتاب (در هر نوبت‌چاپ) را به «دفتر نشر آثارعلمی» دانشگاه اهدا کند. دانشگاه می‌تواند مازاد نیاز خود را به نفع مرکز نشر درمعرض فروش قرار دهد.

ماده ۴: در صورت عدم رعایت ماده ۳، ۵۰٪ بهای شمارگان چاپ شده را به عنوان خسارت به دانشگاه تربیت‌مدرس، تأدیه کند.

ماده ۵: دانشجو تعهد و قبول می کند در صورت خودداری از پرداخت بهای خسارت، دانشگاه می‌تواند خسارت مذکور را از طریق مراجع قضایی مطالبه و وصول کند؛ به علاوه به دانشگاه حق می‌دهد به منظور استیفای حقوق خود، از طریق دادگاه، معادل وجه مذکور در ماده ۴ را از محل توقیف کتابهای عرضه شده نگارنده برای فروش، تامین نماید.

ماده ۶: اینجانب مهدی سعادتمند طرزجان دانشجوی رشته مهندسی پزشکی-بیوالکتریک مقطع دکتری تعهد فوق وضمانت اجرایی آن را قبول کرده، به آن ملتزم می شوم.

نام و نام خانوادگی:

تاریخ و امضا:

دانشکده فنی و مهندسی

رساله دوره دکتری مهندسی پزشکی-بیوالکتریک

ناحیه‌بندی تصاویر MRI قلبی با استفاده از مرز فعال خودنسبی

مهدی سعادتمند طرزجان

استاد راهنما:

دکتر حسن قاسمیان

خرداد ۱۳۸۹

تقدیم به

همسر مهربانم، به پاس
زحمات بی‌دریغش

و

تقدیم به هدیه آسمانی‌مان
بهارفاطمه

تقدیر و تشکر

اکنون که با عنایات خداوند توفیق انجام این رساله را یافته‌ام، بر خود واجب می‌دانم که از زحمات عزیزانی که در انجام این رساله یاریگر بودند، تقدیر و تشکر نمایم.

سپاسگزارم پدر و مادر پرمهرم را که بزرگترین حامیان و مشوق من بودند.

و سپاس فراوان از برادران و خواهر بی‌نظیرم

و سپاسگزارم مادر همسرم را و به یاد پدر بزرگوارش.

سپاس بیشمار از جناب آقای دکتر قاسمیان، استاد راهنمای ارجمند، که با صبر، دقت و بزرگواری راه‌گشای مراحل انجام رساله بودند.

سپاس فراوان از جناب آقای دکتر محلوجی‌فر و جناب آقای دکتر میران‌بیگی (مدیریت فعلی و پیشین گروه) که مرا با حسن مشاوره خود در طول دوره دکتری راهنمایی و یاری نمودند.

سپاس از جناب آقای دکتر ابریشمی‌مقدم، آقای دکتر کبیر، آقای دکتر ظروفی و آقای دکتر محلوجی‌فر که با مطالعه دقیق رساله و ارائه نکات ارزشمند بر غنای آن افزوده و زحمت داوری رساله را تقبل نمودند.

از دوستان عزیزم آقای مهندس دردآیی، آقای مهندس محمدزاده و آقای مهندس گلی نیز نهایت تشکر را دارم.

چکیده

ناحیه‌بندی تصاویر MRI قلبی (به منظور استخراج بطن چپ) بواسطه حضور نویز و تغییر شکل بطن طی یک سیکل قلبی وظیفه‌ای دشوار می‌باشد. از دیدگاه کلینیکی ناحیه‌بندی مرز بطن چپ و استخراج مخزن خون در اندازه‌گیری پارامترهای قلبی، تشخیص بیماری‌ها و مطالعه حرکت دیواره بطن طی یک سیکل کاربرد دارد. مرزهای فعال به عنوان ابزاری مؤثر برای پاسخ به نیاز فوق شناخته شده‌اند. در این رساله، با استفاده از تبدیل موجک و نگاشت‌های خودنسبی انقباضی یک نیروی خارجی جدید برای مرزهای فعال پارامتری ارائه شده است. مرز فعال خودنسبی بدلیل ویژگی‌های قابل توجهی چون بازسازی گسستگی‌های مرز، مقاوم بودن در برابر نویز، استخراج مرزهای ضعیف، دامنه جذب وسیع و حجم محاسباتی کم، روشی مناسب برای ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی می‌باشد. همچنین، به منظور اثبات همگرایی مرز فعال خودنسبی، ویژگی‌های نگاشت‌های خودنسبی به صورت تحلیلی بررسی شده و رفتارهای آنها اثبات گردیده است. پس از آن، از روش پیشنهادی برای ناحیه‌بندی تصاویر چهاربعدی تشدید مغناطیسی قلبی استفاده گردیده است. برای این منظور، ابتدا، مرز فعال خودنسبی در قالب مرزهای هندسی پیاده‌سازی شده است. سپس، با توسعه روش «مرز فعال هندسی بدون لبه» عملکرد آن در استخراج فرورفتگی‌های مرز خصوصا در نواحی با روشنایی غیریکنواخت بهبود یافته است. در نهایت، با ترکیب دو روش اخیر، الگوریتمی کارآمد برای ناحیه‌بندی تصاویر قلبی ارائه گردیده است. نتایج تجربی بیانگر کارایی و عملکرد قابل قبول روش پیشنهادی با توجه به نتایج ناحیه‌بندی دستی توسط دو متخصص قلب، در مقایسه با چند الگوریتم رقیب دیگر می‌باشد.

کلمات کلیدی: مرزهای فعال، مرز فعال خودنسبی، سیستم نگاشت خودنسبی، تبدیل موجک، مرز فعال هندسی بدون لبه، ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

فهرست مطالب

فصل اول: ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ۱

۱-۱- مقدمه ۱

۱-۲- برخی روش‌های تشخیص در بیماری‌های قلب و عروق ۱

۱-۲-۱- الکتروکاردیوگرافی ۲

۱-۲-۲- آزمون استرس یا ورزش ۲

۱-۲-۳- کاتتریزاسیون قلب ۳

۱-۲-۴- رادیولوژی قفسه سینه ۴

۱-۲-۵- ونتریکولوگرافی رادیونوکلئید ۴

۱-۲-۶- توموگرافی رایانه‌ای با تابش تک فوتونی (SPECT) ۵

۱-۲-۷- توموگرافی با تابش پوزیترون ۷

۱-۲-۸- اکوکاردیوگرافی ۷

۱-۲-۹- توموگرافی رایانه‌ای (با تابش اشعه X) ۸

۱-۲-۱۰- تصویربرداری تشدید مغناطیسی ۹

۱-۳- کاربردهای ناحیه‌بندی تصاویر CMR ۱۰

۱-۴- مشکلات ناحیه‌بندی تصاویر CMR ۱۲

۱-۵- کاربرد مدل‌های فرم‌پذیر در ناحیه‌بندی تصاویر CMR ۱۳

۱-۶- مرز فعال خودنسبی ۱۴

۱-۷- نوآوری‌ها ۱۵

۱-۸- فصل‌بندی این رساله ۱۶

۱-۹- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی ۱۷

فصل دوم: ناحیه‌بندی تصاویر با استفاده از مدل‌های فرم‌پذیر ۱۸

۲-۱- مقدمه ۱۸

۲-۲- مدل‌های پارامتری و هندسی ۱۸

۲-۲-۱- مرزهای پارامتری ۱۹

۲-۲-۱-۱- فرمول‌بندی نیروی دینامیکی ۲۰

۲-۲-۱-۲- ارتباط فرمول‌بندی‌های کیمنه‌سازی انرژی و نیروی دینامیکی ۲۱

۲-۲-۱-۳- نیروی‌های خارجی استاتیک و دینامیک ۲۱

۲-۲-۲- مرزهای هندسی ۲۲

۲-۲-۲-۱- تئوری تکامل منحنی ۲۲

۲-۲-۲-۲- روش سطح تراز ۲۳

۲-۲-۲-۳- رابطه بین مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری و هندسی ۲۴

۲-۳- مدل‌های فرم‌پذیر مبتنی بر لبه ۲۵

۲-۳-۱- مدل‌های پارامتری مبتنی بر لبه ۲۵

۲-۳-۱-۱- مرز پتانسیل گوسی چند مقیاسی ۲۶

۲-۳-۱-۲- مدل بالون ۲۶

۲-۳-۱-۳- مرز فعال پتانسیل فاصله ۲۷

۲-۳-۱-۴- مرز فعال فاصله دینامیکی ۲۸

۲-۳-۱-۵- مرز فعال تقابلی ۲۹

۲-۳-۱-۶- مرز پتانسیل وفقی ۳۰

۲-۳-۱-۷- مرز فعال جهت‌دار ۳۱

۲-۳-۱-۸- شار بردار گرادیان ۳۲

۲-۳-۱-۹- شار بردار گرادیان با حفظ لبه‌های ضعیف ۳۴

۲-۳-۱-۱۰- شار بردار گرادیان در راستای عمود ۳۴
۲-۳-۱-۱۱- شار بردار گرادیان جهت‌دار دینامیکی ۳۵
۲-۳-۲- مدل‌های هندسی مبتنی بر لبه ۳۷
۲-۳-۲-۱- مرز هندسی کوتاهترین طول ۳۸
۲-۴- مدل‌های فرم‌پذیر مبتنی بر ناحیه ۳۹
۲-۴-۱- مدل‌های پارامتری ناحیه‌ای ۴۰
۲-۴-۲- تابعی مامفورد-شاه ۴۱
۲-۴-۳- مدل‌های هندسی ناحیه‌ای ۴۲
۲-۴-۳-۱- نواحی فعال هندسی ۴۳
۲-۴-۳-۲- مرزهای فعال بدون لبه ۴۴
۲-۴-۳-۳- مرز فعال بدون لبه در حالت تکه‌ای-نرم ۴۵
۲-۴-۳-۴- مرزهای هندسی ناحیه‌ای مبتنی بر مدل‌های آماری ۴۷
۲-۵- مدل‌های فرم‌پذیر مبتنی بر پردازش قاب ۴۸
۲-۵-۱- روش تطبیق باینری محلی ۴۸
۲-۵-۲- روش لانکتن و تاننبام ۵۰
۲-۶- مدل‌های فرم‌پذیر مبتنی بر شکل ۵۲
۲-۶-۱- مدل فوریه فرم‌پذیر ۵۳
۲-۶-۲- مدل شکل فعال ۵۴
۲-۶-۳- مدل نمایش فعال ۵۷
۲-۶-۴- استفاده از توابع چگالی احتمال ۵۸
۲-۶-۵- استفاده از شکل‌های هندسی ۵۹
۲-۶-۵-۱- مدل فوق‌بیضی‌گون فرم‌پذیر ۵۹
۲-۶-۵-۲- مرز هندسی STACS ۶۱
۲-۷- مدل‌های فرم‌پذیر تزویجی ۶۳

۲-۸- جمع‌بندی ۶۵

فصل سوم: مرز فعال خودنسبی ۶۶

۳-۱- مقدمه ۶۶

۳-۲- سیستم نگاشت خودنسبی ۶۸

۳-۲-۱- نگاشت‌های خودنسبی ۶۸

۳-۲-۲- الگوریتم IS برای استخراج مرز ۷۱

۳-۳- مرز فعال خودنسبی ۷۲

۳-۳-۱- محاسبه ضرایب موجک ۷۳

۳-۳-۲- استخراج نگاشت‌های خودنسبی ۷۳

۳-۳-۳- محاسبه زیرنیروها در مقیاس‌های مختلف موجک ۷۵

۳-۳-۴- ترکیب زیرنیروها ۷۶

۳-۳-۵- تکامل مرز فعال ۷۷

۳-۳-۶- تعداد مقیاس‌های موجک ۷۸

۳-۳-۷- پیاده‌سازی دینامیکی ۷۸

۳-۳-۸- حجم محاسباتی ۷۹

۳-۴- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۸۱

فصل چهارم: بررسی تحلیلی سیستم نگاشت خودنسبی ۸۳

۴-۱- مقدمه ۸۳

۴-۲- مبانی تحلیلی ۸۶

۴-۲-۱- رابطه تابع هزینه نگاشت‌های خودنسبی با تابعی مافورد-شاه ۸۶

۴-۲-۲- پاسخ بدیهی ۸۸

۴-۲-۳- مینیمم‌های صفر ۸۹

۴-۲-۳-۱- مکان هندسی مینیمم‌های صفر برای یک لبه ۸۹
۴-۲-۳-۲- رفتار جذب/دفع کنندگی برای یک لبه ۹۲
۴-۲-۳-۳- توسعه نتایج برای چند لبه همرس ۹۳
۴-۲-۳-۴- حالت کلی برای همه مینیمم‌های عمومی صفر ۹۶
۴-۲-۴- توسعه نتایج برای مینیمم‌های محلی ۹۷
۴-۲-۵- حالت کلی ۱۰۱
۴-۲-۵-۱- تابع هزینه ساده شده برای قاب‌های تکه‌ای ۱۰۱
۴-۲-۵-۲- مشتقات سویی ۱۰۲
۴-۲-۵-۳- پیوستگی و مشتق‌پذیری تابع هزینه ۱۰۳
۴-۲-۵-۴- مکان هندسی عمومی مینیمم‌های محلی ۱۰۴
۴-۲-۵-۵- شرایط مینیمم‌های محلی/عمومی برای لبه‌های موازی ۱۰۶
۴-۲-۵-۶- مکان هندسی مینیمم‌های عمومی برای لبه‌های ناموازی ۱۰۹
۴-۲-۵-۷- شرایط مینیمم‌های محلی/عمومی برای لبه‌های ناموازی ۱۱۰
۴-۲-۵-۸- حالت کلی برای همه مینیمم‌های عمومی ۱۱۱
۴-۲-۶- رفتار CEP ۱۱۲
۴-۳- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۱۳

فصل پنجم: بررسی ویژگی‌های مرز فعال خودنسبی ۱۱۵
۵-۱- مقدمه ۱۱۵
۵-۲- واسط گرافیکی کاربر ۱۱۶
۵-۳- معیارهای ارزیابی ۱۱۶
۵-۴- تصاویر مصنوعی ۱۱۷
۵-۵- حساسیت به پارامترها ۱۱۸
۵-۶- دامنه جذب وسیع ۱۲۰

۵-۷- تطبیق بر گوشه‌ها ۱۲۲
۵-۸- بازسازی گسستگی‌ها و فرورفتگی‌های مرز ۱۲۳
۵-۹- قابلیت توقف منحنی بر روی لبه‌های ضعیف ۱۲۵
۵-۱۰- مقاومت در برابر نویز ۱۲۷
۵-۱۱- بررسی نتایج حاصل برای تصاویر پزشکی ۱۳۰
۵-۱۲- بررسی نتایج برای تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ۱۳۵
۵-۱۳- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۳۶

فصل ششم: مرزهای فعال هندسی مبتنی بر نیروهای خودنسبی ۱۳۸
۶-۱- مقدمه ۱۳۸
۶-۲- مرز فعال هندسی خودنسبی (GD-SAS) ۱۳۸
۶-۳- مرز فعال هندسی CV بهبود یافته (ECV) ۱۴۰
۶-۴- مرز فعال هندسی ترکیبی (CV-SAS) ۱۴۴
۶-۵- تنظیم پارامترها در CV-SAS ۱۴۵
۶-۶- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۴۶

فصل هفتم: ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ۱۴۷
۷-۱- مقدمه ۱۴۷
۷-۲- پایگاه تصاویر قلبی ۱۴۷
۷-۲-۱- مجموعه تصاویر 4DHD ۱۴۸
۷-۲-۱-۱- پیش‌پردازش ۱۴۹
۷-۲-۱-۲- ناحیه‌بندی دستی توسط متخصص قلب ۱۴۹
۷-۳- ناحیه‌بندی تصاویر قلبی ۱۵۰
۷-۳-۱- ناحیه‌بندی تصاویر ۲+۱ بعدی قلبی با استفاده از ED-SAS ۱۵۰

۷-۳-۲- روش پیشنهادی برای ناحیه‌بندی تصاویر CMR چهار بعدی ۱۵۴
۷-۳-۲-۱- نتایج تجربی ۱۵۶
۷-۴- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۶۲

فصل هشتم: نتیجه‌گیری ۱۶۳

ضمیمه الف: الگوریتم IS بهبود یافته ۱۶۶
الف-۱- مقدمه ۱۶۶
الف-۲- الگوریتم Ida بهبودیافته ۱۶۶

ضمیمه ب: حجم محاسباتی الگوریتم IS ۱۷۰
ب-۱- مقدمه ۱۷۰
ب-۲- حجم محاسباتی IS ۱۷۰

ضمیمه ج: فیلتر لبه‌یاب خودنسبی ۱۷۱
ج-۱- مقدمه ۱۷۱
ج-۲- فیلتر لبه‌یاب خودنسبی ۱۷۱

ضمیمه د: برخی نتایج شبیه‌سازی‌ها ۱۷۶

ضمیمه ه: پیاده‌سازی عددی مرزهای هندسی ۱۸۱

منابع ۱۸۲

فهرست شکل‌ها

شکل ۱-۱: قدرت تفکیک کم و شکل پیچیده بافت‌ها در تصاویر پزشکی: (a) یک تصویر MR دو بعدی از بطن چپ قلب و (b) یک تصویر سه بعدی از مغز [۱۰]. ۱

شکل ۱-۲: (چپ) محل قرار گرفتن انشقاق‌های الکتروکاردیوگراف بر روی بدن و (راست) دوازده سیگنال حاصل از آنها..... ۲

شکل ۱-۳: دو تصویر نمونه حاصل از آنژیوگرافی عروق کرونر قلب..... ۳

شکل ۱-۴: سه تصویر رادیولوژی قفسه سینه از سه جهت..... ۴

شکل ۱-۵: یک تصویر ونتریکولوگرافیک از بیماری با انسداد دریچه پولمونری (پیکان کوچک) و دو حفره دهلیز راست (پیکان بزرگ). ۵

شکل ۱-۶: تصاویر SPECT قلبی در سه وضعیت محور کوتاه (جفت ردیف اول)، عمودی (جفت ردیف وسط) و افقی (جفت ردیف پایین) بدون تصحیح اسکاتر (ردیف اول در هر جفت) و با تصحیح اسکاتر (ردیف دوم در هر جفت).... ۶

شکل ۱-۷: نمونه‌ای از تصاویر PET قلبی. ۶

شکل ۱-۸: نمونه‌ای از تصاویر اکوکاردیوگرافیک (چپ) معمولی و (راست) داپلر رنگی. ۸

شکل ۱-۹: تصاویر چهاربعدی حاصل از اکوکاردیوگراف سه بعدی (به ترتیب از چپ به راست و از بالا به پایین). ۹

شکل ۱-۱۰: یک تصویر CT قلبی..... ۱۱

شکل ۱-۱۱: چهار تصویر CMR مربوط به چهار مقطع مختلف. ۱۲

شکل ۱-۱۲: دو کاربرد از مدل‌های فرم‌پذیر برای استخراج مرز اشیا در تصاویر پزشکی. (a) استخراج دیواره داخلی بطن چپ قلب انسان در یک تصویر CMR با استفاده از یک مرز فعال. مرز دایره‌ای شکل اولیه با رنگ خاکستری و پاسخ نهایی (پس از همگرایی) با رنگ سفید نشان داده شده است [۱۵]. (b) بازسازی سطح غشای مغزی در یک تصویر MR سه بعدی با استفاده از یک سطح فرم‌پذیر [۱۰]. ۱۴

شکل ۲-۱: ناحیه‌بندی مرز بطن چپ در یک تصویر CT با استفاده از مدل بالون [۳۹]. (a) تصویر اصلی، (b) تصویر لبه، (c) منحنی اولیه، (d)-(f) مراحل مختلف تغییر شکل منحنی در طول تکامل مرز فعال. ۲۷

شکل ۲-۲: (چپ) ناحیه‌بندی بطن چپ و دیگر ساختارهای قلبی با استفاده از مدل بالون با ویژگی ضدبه‌همریختگی و (راست) رویه سه‌بعدی قلب حاصل از گرافیک کامپیوتری [۱۲].....۲۸

شکل ۲-۳: (a) یک تصویر CT از قلب سگ و (b) نتیجه ناحیه‌بندی آن توسط نیروی فنری [۳۹]. ۲۹

شکل ۲-۴: ناحیه‌بندی یک تصویر CMR با استفاده از GVF [۱۳۳]. (چپ) منحنی اولیه حاصل از پیش‌پردازش برای ناحیه‌بندی بطن چپ، (وسط) مرز نهایی اندوکارد و منحنی اولیه مربوط به مرز اپیکارد و (راست) مرزهای اندوکارد و اپیکارد نهایی. ۳۳

شکل ۲-۵: ناحیه‌بندی بطن چپ در یک تصویر CMR با استفاده از NGVF [۴۵]. ۳۵

شکل ۲-۶: مقایسه عملکرد GVF، DGVF و DDGVF در ناحیه‌بندی بطن چپ در سه تصویر اکوکاردیوگرافیک [۴۶]. (ستون اول) تصویر مرجع و منحنی اولیه، (ستون دوم) پاسخ‌های GVF، (ستون دوم) پاسخ‌های DGVF و (ستون دوم) پاسخ‌های DDGVF.....۳۶

شکل ۲-۷: (ستون اول) تابع سطح تراز اولیه و (ستون دوم) پاسخ نهایی مرز هندسی کوتاهترین طول [۲]. ۳۸

شکل ۲-۸: ناحیه‌بندی قلب سگ در یک تصویر اولتراسونیک [۶۰]. (چپ) منحنی اولیه و (راست) پاسخ ناحیه‌بندی روش JBU. ۳۹

شکل ۲-۹: ناحیه‌بندی بطن چپ در تصاویر اکوکاردیوگرافیک در انتهای فازهای (ردیف اول) دیاستول و (ردیف دوم) سیستول با استفاده از تبدیل حوضچه و مرزهای فعال پارامتری [۲۳].....۴۲

شکل ۲-۱۰: ناحیه‌بندی رگ‌های خونی در تصویر رادیولوژی (X-ray) توسط الگوریتم VC [۸۸]. ۴۵

شکل ۲-۱۱: استخراج مرزهای اندوکارد و اپیمارد در سه تصویر CMR مربوط به فازهای (چپ) انتهای دیاستول، (وسط) مابین دیاستول و سیستول و (راست)انتهای سیستول؛ با استفاده از روش LGW [۱۳۵]. ۴۶

شکل ۲-۱۲: ناحیه‌بندی رگ‌های خونی در تصویر رادیولوژی (X-ray) توسط مرز فعال LBF [۸۸]. ۵۰

شکل ۲-۱۳: ناحیه‌بندی بطن‌های چپ و راست در یک (a) تصویر CMR با استفاده از روش LT و تابع انرژی YTW (تفکیک متوسط‌ها) به ازای شعاع‌های محلی (b) r=3، (c) r=5، (d) r=7، (e) r=9 و (f) r=15 به منظور مشخص کردن مقیاس، در هر تصویر یک نمونه از قاب دایره‌ای-شکل محلی (B) به صورت خط‌چین نشان داده شده است [۸۹].....۵۳

شکل ۲-۱۴: ناحیه‌بندی بطن چپ در یک تصویر اکوکاردیوگرافیک با استفاده از مدل شکل فعال [۱۴۳]. (a) تصویر مرجع، (b) موقعیت اولیه مدل و موقعیت مدل پس از (c) ۸۰ و (d) ۲۰۰ مرحله تکرار. ۵۶

شکل ۲-۱۵: ناحیه‌بندی بطن چپ، بطن راست و عضله قلبی در تصاویر CMR خرگوش، در یک سیکل قلبی، با استفاده از روش STACS [۱۳۶]..... ۶۲

شکل ۳-۱. (a) یک نگاشت خودنسبی انقباضی و (b) یک مدل خودنسبی انقباضی شامل ۵ نگاشت. ۶۹

شکل ۳-۲. نتایج مربوط به الگوریتم IS و نسخه تصحیح شده آن برای شکل‌های کاشی و گل. (d،a) منحنی‌های اولیه. همچنین قاب‌های برد اولیه برای شکل گل، نیز نشان داده شده است؛ نتایج الگوریتم IS (e،b) و (f،c) الگوریتم بهبودیافته..... ۷۰

شکل ۳-۳. نمودار قابی مرز فعال خودنسبی..... ۷۲

شکل ۳-۴. یکتا نبودن بردار بهینه عمومی در یک نگاشت خودنسبی ممکن است سبب بروز ابهام شود. در اینجا که M شامل تنها یک لبه می‌باشد، هر نقطه از خط WLL، یک بردار بهینه عمومی (به عنوان مثال، متناظر با مراکز قاب‌های W_1، W_2 و W_3) را معرفی می‌کند. اما، بهترین مرکز قاب W ممکن است در راستای عمود بر مرز مطلوب (در اینجا، مرکز قاب W_2) باشد. ۷۴

شکل ۳-۵. پیاده‌سازی قاب‌های دیسکی. (a) محاسبه دقیق تابع هزینه با استفاده از درونیابی دوخطی. (b) تخمین قاب دیسکی بر اساس درونیابی نزدیکترین همسایه. مرکز هر قاب با یک نقطه لوزی-شکل نشان داده شده است. ۸۰

شکل ۴-۱. شش قاب دامنه مورد استفاده در مطالعه تحلیلی خصوصیات نگاشت‌های خودنسبی. در قاب‌های دامنه (M) مذکور، آرایش لبه‌ها به صورت ذیل می‌باشد: (a) فقط یک لبه (یعنی L_1)؛ (b) دو لبه متقاطع (یعنی L_1 و L_2)، (c) چهار لبه همرس (یعنی L_1 تا L_4)؛ (d)، (e) سه لبه ناهمرس (یعنی L_1 تا L_3) با به ترتیب r=0.5 و r=0.2؛ و (f) دو لبه موازی (یعنی L_1 و L_2) با اندازه گرادیان مختلف..... ۸۷

شکل ۴-۲. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-a (با تنها یک لبه در M). توجه کنید که خط مکان هندسی C_1 با خط لبه L_1 موازی می‌باشد..... ۹۱

شکل ۴-۳. محدوده مقادیر قابل قبول r_m (r<1) و r_ω (r>1) بر حسب مقادیر مختلف γ برای یک نگاشت انقباضی شامل قاب M با دو لبه متقاطع. ۹۴

شکل ۴-۴. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-b که قاب دامنه آن شامل دو لبه متقاطع می‌باشد..... ۹۵

شکل ۴-۵. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-c که قاب دامنه آن شامل چهار لبه همرس می‌باشد. ۹۷

شکل ۴-۶. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-d (r_m=0.5) که قاب دامنه آن شامل سه لبه ناهمرس می‌باشد. ۱۰۰

شکل ۴-۷. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-d (r_m=0.2) که قاب دامنه آن شامل سه لبه ناهمرس می‌باشد. ۱۰۰

شکل ۴-۸. (a) لبه L_i دو ناحیه مجزا با شدت روشنایی‌های I_i^+ (ناحیه روشنتر) و I_i^- (ناحیه تاریکتر) را از هم جدا می‌کند. (b) در یک قاب تکه‌ای ثابت، اندازه گرادیان به استثنای اجزای دو طرف لبه، همواره صفر است. (c) محور طول منحنی در راستای لبه. ۱۰۲

شکل ۴-۹. گرادیان‌های جزئی در نقطه A (خارج از همه WLL-ها) در تعادل هستند. قاب M شامل (a) سه لبه موازی (مشابه با شکل‌های ۴-۱-d و ۴-۱-e) و (b) دو لبه موازی است. ۱۰۴

شکل ۴-۱۰. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱۰-b. هر نقطه بین C_1 و C_2 بیانگر یک LOWC است. ۱۰۶

شکل ۴-۱۱. قاب دامنه M شامل سه لبه ناهمرس (یعنی L_1، L_2، و L_3، مشابه با شکل‌های ۴-۱-d و ۴-۱-e) می‌باشد. (a) قاب‌های دامنه W^0 (خطوط خط‌چین) ، W^- (خطوط توپر)، و W^+ (خطوط نقطه-خط‌چین) به ترتیب، با بردارهای انتقال $\boldsymbol{\tau}_i$، $\boldsymbol{\tau}_i^+ = \boldsymbol{\tau}_i + \Delta\boldsymbol{\tau}_i$، و $\boldsymbol{\tau}_i^- = \boldsymbol{\tau}_i - \Delta\boldsymbol{\tau}_i$ بدست آمده‌اند. (b) قاب برد به مرکز $C_{(1,2)}$. ۱۰۷

شکل ۴-۱۲. تغییرات e_W- بر حسب مراکز مختلف W (داخل قاب M) برای نگاشت انقباضی شکل ۴-۱-f. ۱۰۸

شکل ۵-۱. واسط گرافیکی کاربر برای ارزیابی عملکرد مرز فعال خودنسبی و پنج الگوریتم رقیب شامل مرز گوسی، بالون، GVF، GGVF، و CV. ۱۱۶

شکل ۵-۲. (ردیف اول) تصاویر مصنوعی مورد استفاده برای ارزیابی عملکرد مرز فعال خودنسبی در مقایسه با دیگر الگوریتم‌ها و (ردیف دوم) مرز مطلوب مربوط به هر یک. ۱۱۷

شکل ۵-۳. تغییرات ψ_{av} و ψ_{mx} برحسب k_d برای ES-SAS و ED-SAS. ۱۱۸

شکل ۵-۴. تغییرات ψ_{av} و ψ_{mx} برحسب θ برای ES-SAS و ED-SAS. ۱۱۹

شکل ۵-۵. نتایج ES-SAS و ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3) با θ=0.2 و θ=0.9 در مقایسه با پاسخ‌های بالون (σ_{BLN}=0.5, f_p=0.5)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=100) برای تصویر Flower8. ..... ۱۲۰

شکل ۵-۶. (a) زیرنیروهای مربوط به تصویر Flower8 و سه مقیاس موجک متوالی آن و (b) میدان نیروی خودنسبی حاصل. ۱۲۱

شکل ۵-۷. مقایسه نتایج ES-SAS و ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3, θ=0.2) با بالون (σ_{BLN}=0.5, f_p=±0.5)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=150 and 60) به ازای دو منحنی اولیه متفاوت برای Test..... ۱۲۳

شکل ۵-۸. مقایسه میدان‌های نیروی GVF، GGVF و ES-SAS برای تصویر مصنوعی Room. ۱۲۴

شکل ۵-۹. نمای نزدیک از نیروهای حول و حوش گسستگی بالایی در تصویر مصنوعی Room برای GVF، GGVF و ES-SAS. ناحیه همگرایی نیروها در هر الگوریتم، توسط یک بیضی نشان داده شده است. ۱۲۴

شکل ۵-۱۰. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=2, θ=0.2) با بالون (σ_{BLN}=0.5, f_p=0.5 and -0.77)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=150 and 50) به ازای دو منحنی اولیه مختلف برای Room. ۱۲۵

شکل ۵-۱۱. مقایسه میدان‌های نیروی GVF، GGVF و ES-SAS برای تصویرمصنوعی WEL. ۱۲۶

شکل ۵-۱۲. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3, θ=0.02) با بالون (σ_{BLN}=0.5, f_p=0.9)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.03, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.06, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=100) به ازای دو منحنی اولیه مختلف برای تصویر WEL. ۱۲۶

شکل ۵-۱۳. تغییرات ψ_{av} و ψ_{mx} برحسب SNR برای ES-SAS، ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3, θ=0.2)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.1, λ_{GVF}=200) و GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100). ۱۲۷

شکل ۵-۱۴. مقایسه نتایج ES-SAS و ED-SAS با GVF و GGVF برای تصویر Flower6 نویزی. ۱۲۸

شکل ۵-۱۵. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3, θ=0.05) با بالون (σ_{BLN}=2.5, f_p=-0.5)، GVF (σ_{GVF}=0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=200) برای تصویر پزشکی Cell..... ۱۳۰

شکل ۵-۱۶. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=0, n=3, θ=0.2) با بالون (σ_{BLN}=7.0, f_p=-0.1)، GVF (σ_{GVF}=1.5, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=2.5, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.2, λ_{CV}=170) برای تصویر پزشکی Chest. ۱۳۱

شکل ۵-۱۷. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=1.0, n=3, θ=0.2) با بالون (σ_{BLN}=7.0, f_p=-0.01)، GVF (σ_{GVF}=2.0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=2.0, κ=0.2, λ_{GGVF}=100) و CV (α=0.5, λ_{CV}=300) برای تصویر پزشکی Heart..... ۱۳۲

شکل ۵-۱۸. مقایسه نتایج ES/ED-SAS (σ_{SAS}=2.0, n=4, θ=0.05) با بالون (σ_{BLN}=9.0, f_p=-0.3)، GVF (σ_{GVF}=5.0, μ=0.1, λ_{GVF}=200)، GGVF (σ_{GGVF}=5.0, κ=0.05, λ_{GGVF}=50) و CV (α=0.3, λ_{CV}=400) برای