

الحمد لله



دانشکده مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات
گروه هوش مصنوعی

بهبود اثر مصنوعات فلزی برای تشخیص مقطع نگاری کامپیوتری دندان پزشکی

دانشجو:

رضا عبادی

استاد راهنما:

دکتر حمید حسن پور

استاد مشاور:

مهندس محمد حسین خسروی

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

بهمن ۱۳۹۳



مدیریت تحصیلات تکمیلی
فرم شماره (۶)

باسمه تعالی

شماره: ۶۰۹ رفک
تاریخ: ۱۵ اردیبهشت ۹۴
ویرایش:

فرم صورت جلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) نتیجه ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای رضا عبادی رشته مهندسی کامپیوتر گرایش هوش مصنوعی تحت عنوان بهبود اثر مصنوعات فلزی برای تشخیص مقطع نگاری کامپیوتری دندان پزشکی که در تاریخ ۱۳۹۳/۱۱/۱۲ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد :

قبول (با درجه : بسیار خوب امتیاز : ۱۶) دفاع مجدد مردود

۱- عالی (۲۰ - ۱۹)

۲- بسیار خوب (۱۸/۹۹ - ۱۸)

۳- خوب (۱۷/۹۹ - ۱۶)

۴- قابل قبول (۱۵/۹۹ - ۱۴)

۵- نمره کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	دکتر حمید حسن پور		
۲- استاد مشاور	مهندس محمد حسین خسروی		
۳- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	مهندس محسن فرهادی	مربی	
۴- استاد ممتحن	دکتر وحید ابوالقاسمی	استاد	
۵- استاد ممتحن	دکتر علیرضا احمدی فرد	استاد	

رئیس دانشکده : امضاء



تعهد نامه

اینجانب رضا عبادی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی کامپیوتر-هوش مصنوعی دانشکده مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه بهبود اثر مصنوعات فلزی برای تشخیص مقطع نگاری کامپیوتری دندان پزشکی تحت راهنمایی دکتر حمید حسن پور متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

* متن این صفحه نیز باید در ابتدای نسخه های تکثیر شده پایان نامه وجود داشته باشد

تقدیم به پدر و مادر عزیزتر از جانم

با آرزوی آنکه پروردگار منان سایه ایشان را بر من مستدام نماید

و دعاهای خیر ایشان را لایق من بداند

زیرا هر آنچه دارم و خواهم داشت از سر لطف و دعاهای آنهاست

سپاس‌گزاری

در طول تحصیل در دانشگاه صنعتی شاهرود به عنوان دانشجوی کارشناسی ارشد، افتخار آشنایی با اساتید برجسته‌ای داشتم. به ویژه استاد راهنمای خود، جناب آقای دکتر حمید حسن‌پور که به لحاظ راهنمایی‌های مناسب، ایده‌های نو و تشویق به پژوهش در طول انجام این پایان‌نامه، و از اینکه با صبر و متانت من را راهنمایی کرده‌اند، نهایت قدردانی را دارم. علاوه بر مطالب علمی و فنی، نکات ارزنده‌ای از شخصیت والا، تجربه فراوان و اخلاق حرفه‌ای ایشان آموختم. همچنین از رهنمودهای آقای مهندس محمدحسین خسروی که در این پایان‌نامه استاد مشاور اینجانب بوده‌اند، تشکر می‌نمایم.

چکیده

تصاویر پزشکی تهیه شده به کمک اشعه ایکس از اندام‌های حاوی کاشت فلزی اغلب با خرابی‌هایی همراه هستند. این خرابی‌ها به صورت خطوط متمرکز روشن و سایه‌هایی حول کاشت فلزی ظاهر می‌شوند که اطلاعات مربوط به ساختار بیولوژیکی نواحی مورد بررسی را از بین می‌برند.

در این پایان‌نامه روشی ارائه شده است که توسط آن می‌توان اثرات مصنوعات فلزی را در تصاویر مقطع‌نگاری کامپیوتری به میزان قابل توجهی کاهش داد. از آنجا که در مقطع‌نگاری کامپیوتری دنباله‌ای از برش‌های مقطعی متوالی در فواصل اندک از ناحیه گرفته می‌شود، اثر مصنوعات فلزی در همه مناطق به یک میزان نمی‌باشد. بر این اساس می‌توان از اطلاعات مقاطع سالم موجود برای بهبود تصویر مقاطع خراب استفاده نمود. در این پایان‌نامه به منظور بهسازی اثر مصنوعات فلزی، تصاویر با استفاده از تبدیل Radon که یک تبدیل انتگرال خطی در زوایای مختلف است به حوزه سینوگرام منتقل می‌شوند. سپس سینوگرام مقاطع مختلف به کمک فیلتر همومورفیک به دو مؤلفه روشنایی و بازتابش تجزیه می‌شوند. بررسی‌های ما نشان می‌دهند که خرابی ناشی از مصنوعات فلزی بیشتر در مؤلفه روشنایی سینوگرام ظاهر می‌شود. در این تحقیق برای کاهش اثر مصنوعات فلزی در مؤلفه روشنایی سینوگرام خراب، دو روش معرفی شده است. در روش اول، مؤلفه روشنایی با استفاده از دانش اخذشده از مؤلفه روشنایی مقاطع قبل و در یک پردازش سلسله مراتبی بهبود می‌یابد. در روش دوم، مؤلفه روشنایی سینوگرام مقاطع حاوی خرابی با استفاده درون‌یابی خطی، بدون نیاز به اطلاعات مقاطع قبلی و سپس با بکارگیری مؤلفه بازتابش همان مقطع مورد باسازی قرار می‌گیرد.

نتایج بدست آمده از دو روش ارائه شده نشان می‌دهند که اثر مصنوعات فلزی به میزان قابل

توجهی با حفظ اطلاعات ساختار بیولوژیکی بافت‌ها کاهش یافته است.

کلمات کلیدی: کاهش اثر مصنوعات فلزی، فیلتر همومورفیک، مدل روشنایی-بازتابش، سینوگرام، تصویر پزشکی

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- روشی مبتنی بر فیلتر همومورفیک برای کاهش اثر مصنوعات فلزی در تصویربرداری

مقطع‌نگاری کامپیوتری دندان‌پزشکی ، مجله برق دانشگاه تبریز، ۱۳۹۳.

فهرست مطالب

۱	فصل اول: مقدمه
۲	۱- مقدمه
۲	۱-۱- مقطع‌نگاری کامپیوتری
۴	۱-۲- تصویربرداری از اندام‌های حاوی مصنوعات فلزی
۶	۱-۳- روش پیشنهادی
۸	۱-۴- ساختار پایان‌نامه
۹	فصل دوم: مفاهیم پایه
۱۰	۲- مفاهیم پایه
۱۰	۲-۱- مقدمه
۱۰	۲-۲- روش‌های تصویربرداری دستگاه‌های CT
۱۴	۲-۳- تصویربرداری در CT (پرتو موازی)
۱۶	۲-۴- بازبایی تصویر از سینوگرام
۱۹	۲-۵- اثر مصنوعات فلزی
۲۱	۲-۶- جمع‌بندی
۲۳	فصل سوم: کاهش اثر مصنوعات فلزی
۲۴	۳- کاهش اثر مصنوعات فلزی
۲۴	۳-۱- مقدمه
۲۴	۳-۲- مروری بر کارهای گذشته
۲۸	۳-۳- کاهش اثر مصنوعات فلزی در تصویر/ روش پیشنهادی
۴۳	۳-۴- جمع‌بندی
۴۵	فصل چهارم: نتایج
۴۶	۴- نتایج
۴۶	۴-۱- مقدمه

۴۶	۲-۴- مجموعه داده
۴۸	۳-۴- موارد ارزیابی
۵۲	۴-۴- ارزیابی نتایج
۶۵	۵-۴- جمع بندی
۶۷	فصل پنجم: نتیجه گیری
۶۸	۵- نتیجه گیری
۶۸	۱-۵- جمع بندی
۶۹	۲-۵- پیشنهادات
۷۰	مراجع

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: شمای کلی یک نوع دستگاه تصویربرداری CT ۳
- شکل ۲-۱: دو نمونه تصویر حاصل از تصویربرداری CT ۴
- شکل ۳-۱: نمونه مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی ۵
- شکل ۱-۲: شمای کلی روش تصویربرداری دستگاه پرتو موازی ۱۱
- شکل ۲-۲: شمای کلی تصویربرداری دستگاه پرتو کیفی ۱۲
- شکل ۳-۲: شمای کلی تصویربرداری دستگاه پرتو مخروطی ۱۳
- شکل ۴-۲: تصویر هندسی تصویربرداری پرتو موازی ۱۴
- شکل ۵-۲: یک نمونه سینوگرام ۱۵
- شکل ۶-۲: تعدادی فیلتر استاندارد حوزه فرکانس برای روش بازتابی فیلتر شده ۱۸
- شکل ۷-۲: دو نمونه مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی ۱۹
- شکل ۸-۲: نمونه‌ای از سخت شدگی پرتو ۲۰
- شکل ۹-۲: شمای ریشه اثر پراکندگی ۲۱
- شکل ۱۰-۲: نمونه‌ای از اثر پراکندگی ۲۱
- شکل ۱-۳: روال کلی روش‌های مبتنی بر درون‌یابی ۲۷
- شکل ۲-۳: شمای کلی تبدیل همومورفیک مبتنی بر موجک به کار رفته در روش پیشنهادی ۳۰
- شکل ۳-۳: سینوگرام سه تصویر متفاوت برای بررسی اثر نویز بر مولفه‌های روشنایی و بازتابش ۳۲
- شکل ۴-۳: تصاویر حوزه مکان سینوگرام‌های شکل ۳-۳ ۳۳
- شکل ۵-۳: فلوچارت مرحله اول بازسازی سلسله‌مراتبی ۳۶
- شکل ۶-۳: دو سینوگرام متفاوت در مرحله اول فرآیند بازسازی روش پیشنهادی ۳۷
- شکل ۷-۳: تصاویر در حوزه مکان داده‌های شکل ۶-۳ ۳۷
- شکل ۸-۳: فلوچارت مرحله دوم فرآیند بازسازی سلسله‌مراتبی ۳۹
- شکل ۹-۳: دو نمونه فرآیند بازسازی نهایی روش پیشنهادی ۴۰
- شکل ۱۰-۳: تصاویر در حوزه مکان داده‌های شکل ۹-۳ ۴۰

- شکل ۳-۱۱: شمای کلی روش بهبود مولفه‌ای درون‌یابی خطی..... ۴۲
- شکل ۳-۱۲: نتیجه روش بهبود مولفه‌ای درون‌یابی خطی برای دو نمونه متفاوت..... ۴۳
- شکل ۴-۱: نمونه مقاطع موجود در مجموعه داده استفاده شده..... ۴۷
- شکل ۴-۲: مراحل الگوریتم بهبود اثر مصنوعات فلزی درون‌یابی خطی (روش LI)..... ۴۹
- شکل ۴-۳: مراحل کار بهبود اثر مصنوعات فلزی نرمال شده..... ۵۱
- شکل ۴-۴: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نويز کم..... ۵۳
- شکل ۴-۵: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نويز متوسط..... ۵۴
- شکل ۴-۶: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نويز زياد..... ۵۵
- شکل ۴-۷: مقایسه ساختار تصویر پس از کاهش اثر مصنوعات فلزی با روش‌های دیگر..... ۵۸
- شکل ۴-۸: ارزیابی رسم نمودار..... ۶۲
- شکل ۴-۹: ارزیابی رسم نمودار..... ۶۳
- شکل ۴-۱۰: ارزیابی رسم نمودار..... ۶۴

فصل اول:

مقدمه

۱- مقدمه

۱-۱- مقطع‌نگاری کامپیوتری

تصویربرداری مقطع‌نگاری کامپیوتری (CT)^۱ به وسیله اشعه ایکس^۲ یکی از روش‌های تصویربرداری پزشکی است که به عنوان یک روش تصویربرداری قابل اعتماد به صورت گسترده برای تصویربرداری از بیماران استفاده می‌شود. این روش تصویربرداری می‌تواند تصاویر مقطعی^۳ از ناحیه خاصی تولید کند [۱-۳]. این مقاطع با فواصل اندک از یکدیگر تهیه می‌شوند که می‌توان تصویر سه‌بعدی آن ناحیه را با استفاده از این مقاطع استخراج کرد [۴]. تصویربرداری CT از همان اصول فیزیکی رادیوگرافی^۴ برای تصویربرداری استفاده می‌کند، بدین صورت که یک منبع خارجی، اشعه ایکس را پرتاب می‌کند و در سمت مقابل گیرنده‌ها آن اشعه را دریافت می‌کنند و میزان میرایی^۵ شیء موجود در میدان تصویربرداری (FOV) حساب می‌شود [۱، ۲، ۴، ۵]. با این تفاوت که در CT عمل پرتاب و دریافت اشعه ایکس در فواصل و زوایای مختلف صورت می‌گیرد اما در رادیوگرافی تصویربرداری در یک زاویه و به صورت مقطعی انجام می‌شود. تصاویر رادیوگرافی در واقع میزان میرایی یک ناحیه را به صورت تصویر دوبعدی نشان می‌دهند و اطلاعات مربوط به عمق را از بین می‌برند. در شکل ۱-۱ شمای کلی یک دستگاه تصویربرداری CT را مشاهده می‌کنید.

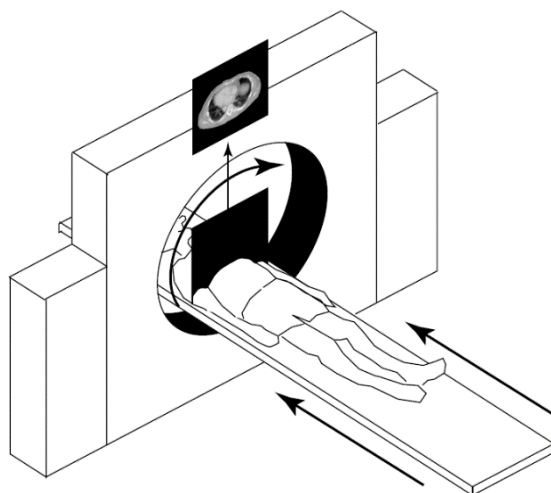
^۱ Computed Tomography

^۲ X-ray

^۳ Cross-Section

^۴ Radiography

^۵ Attenuation



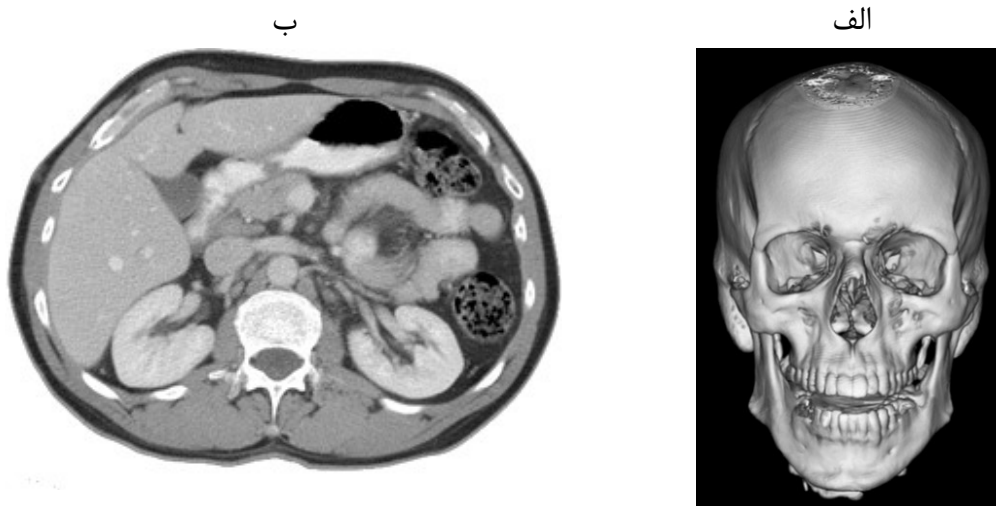
شکل ۱-۱: شمای کلی یک نوع دستگاه تصویربرداری CT. [۱]

دستگاه‌های تصویربرداری CT هر کدام یکی از روش‌های تصویربرداری موجود را به‌عنوان روش تصویربرداری برای خود انتخاب می‌کنند. هر روش تصویربرداری عمل پرتاب و دریافت اشعه ایکس را در حالت‌ها و زوایای مختلفی انجام می‌دهد و هر کدام از این روش‌ها داده مخصوص به خود را تولید می‌کنند. در دستگاه تصویربرداری CT، بر اساس روش تصویربرداری دستگاه از الگوریتم‌های بازیابی مختلفی برای به دست آوردن مقدار هر وکسل استفاده می‌شود، که نتیجه آن یک تصویر سه‌بعدی خواهد بود. سه روش معمول که در دستگاه‌های تصویربرداری CT استفاده می‌شود عبارت‌اند از: روش پرتو موازی^۱، روش پرتو قیفی^۲، روش پرتو مخروطی^۳[۲-۵]. در فصل بعد به‌طور مختصر این روش‌های تصویربرداری بیان شده‌اند. در شکل ۱-۲ نمونه تصویر سه‌بعدی و تصویر یک مقطع تصویربرداری شده توسط دستگاه CT را مشاهده می‌کنید.

^۱ Parallel-Beam

^۲ Fan-Beam

^۳ Cone-Beam



شکل ۱-۲: دو نمونه تصویر حاصل از تصویربرداری CT. الف: تصویر سه بعدی بدست آمده از تصویربرداری CT، ب: تصویر مقطعی حاصل از تصویربرداری CT.

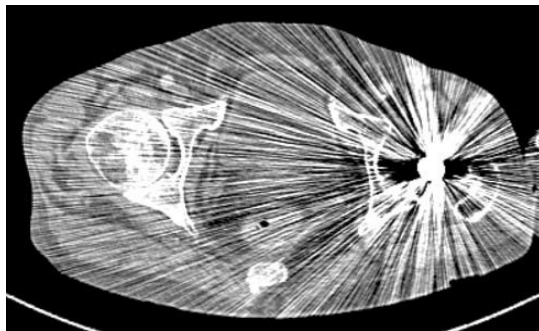
۱-۲- تصویربرداری از اندام‌های حاوی مصنوعات فلزی

یکی از مشکلات مهم مقطع‌نگاری کامپیوتری به وسیله اشعه ایکس، وجود اشیاء چگالی بالا (مانند پلاتین و پر کردن دندان‌ها) در بدن برخی از بیماران است [۲، ۶-۱۱]، زیرا ضریب تضعیف پرتو در اشیاء چگالی بالا مانند کاشت‌های فلزی^۱ خیلی بیشتر از بافت‌های^۲ تشکیل‌دهنده بدن است [۱، ۲، ۷، ۱۲]. به دلیل تضعیف پرتو توسط این اشیاء مقدار ناکافی از فوتون‌ها به گیرنده می‌رسند که باعث خراب شدن داده می‌شوند. در صورتی که داده ناقص به گیرنده‌ها برسد، پس از بازیابی تصویر به کمک یکی از

^۱ Metallic Implant

^۲ Tissue

الگوریتم‌های مختلف بازیابی، هنگام نمایش مقطعی که فلز در آن وجود دارد، نویزهایی^۱ در آن مشاهده می‌گردند. این نویزها به صورت خط‌های درخشان و سایه‌هایی در اطراف شیء فلزی در تصویر ظاهر می‌شوند که به آن‌ها اثر مصنوعات فلزی^۲ گفته می‌شود [۲, ۱۰, ۱۳, ۱۴]. وجود این نویزها در تصویر باعث دشوار شدن تحلیل و تفسیر تصویر برای پزشک یا حتی کاربردهای دیگر می‌شود. در شکل ۳-۱ تصویر مقطعی حاوی اثر مصنوعات فلزی را مشاهده می‌کنید.



شکل ۳-۱: نمونه مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی.

تا به حال روش‌های مختلفی برای رفع این نوع نویزها ارائه شده است. دو دسته مهم این روش‌ها، روش‌های تکمیل پرتو^۳ و روش‌های تکراری^۴ هستند [۲, ۷, ۱۴-۱۶]. در روش‌های تکمیل پرتو، داده‌هایی که تحت تأثیر شیء فلزی قرار می‌گیرند با انواع مختلف تکنیک‌های بازیابی داده از بین رفته مانند درون‌یابی خطی بازسازی می‌شوند. در روش تکراری، داده خراب را با استفاده از شبیه‌سازی اصول فیزیک اشعه ایکس، شبیه‌سازی اصول تصویربرداری دستگاه‌ها و مدل‌های مختلف آماری بازسازی می‌کنند، که بار محاسباتی زیادی دارند [۲, ۱۴-۱۶].

^۱ در این پایان نامه جهت حفظ خوانایی و درک مطلب از عبارت "نویز" به جای عبارت "اثر مصنوعات" مکرراً استفاده شده است. باید توجه داشت که تعریف این دو عبارت یکسان نمی‌باشد.

^۲ Metallic Artifacts

^۳ Projection Completion

^۴ Iterative

در بین روش‌های موجود، روش درون‌نگاری^۱ در حوزه سینوگرام بیشتر مورد استفاده قرار گرفته است [۸، ۱۷]. در این روش بازسازی، محل‌هایی را که تحت تأثیر شیء فلزی قرار گرفته‌اند را با استفاده از روش‌های آستانه گذاری در سینوگرام جدا می‌کنند و آن قسمت را به عنوان داده از بین رفته تلقی می‌کنند سپس با استفاده از تکنیک‌های درون‌نگاری سعی در بازسازی آن محل‌ها می‌شود [۱۷].

۱-۳- روش پیشنهادی

یکی از تکنیک‌های موجود در پردازش تصاویر مدل روشنایی-بازتابش^۲ است که در این مدل تصویر $f(x, y)$ به صورت ترکیب دو مؤلفه روشنایی صحنه $e(x, y)$ و قابلیت بازتابش اشیاء $r(x, y)$ تعریف می‌شود. در این مدل، مؤلفه‌ها طبق رابطه ۱-۱ که در زیر آمده است با هم در ارتباط هستند [۱۸، ۱۹].

$$f(x, y) = r(x, y) \cdot e(x, y) \quad 1-1$$

در این پایان‌نامه، با الهام از نتایج [۱۹] که نشان داده است نویزها برحسب رفتار در یکی از مؤلفه‌ها اثر بیشتری نسبت به مؤلفه دیگر دارند، اثر مصنوعات فلزی بر مؤلفه‌های روشنایی و بازتابش مورد بررسی قرار گرفتند. یکی از ابزارهای قدرت‌مند تبدیل تصویر به مدل روشنایی-بازتابش فیلتر همومورفیک است که می‌توان با استفاده از آن تصویر را به دو مؤلفه روشنایی و بازتابش تجزیه کرد. در این تحقیق برای بررسی اثر مصنوعات فلزی در دو مؤلفه روشنایی و بازتابش از این فیلتر استفاده شده است. بررسی‌ها نشان می‌دهند که خرابی‌های ناشی از مصنوعات فلزی، مؤلفه روشنایی را بیشتر از مؤلفه بازتابش تحت تأثیر خود قرار می‌دهد و نویز در این دو مؤلفه به صورت متفاوت ظاهر می‌گردد. جزئیات

^۱ Inpaint

^۲ Illumination-Reflectance

این مطالعه در فصل سوم این پایان نامه آمده است. در این پایان نامه عمل بازسازی فقط بر روی مؤلفه روشنایی تصویر صورت گرفته است و دو روش بازسازی برای این مؤلفه در نظر گرفته شده است. همچنین از آنجا که نویزها به صورت خط‌های متمرکز و سایه‌هایی در تصویر ظاهر می‌گردند برای بدست آوردن محل نویزها در تصویر، تصویر با استفاده از تبدیل Radon که یک تبدیل انتگرال خطی در زوایای مختلف است به حوزه سینوگرام فرستاده شده است و عمل بهسازی در این حوزه انجام می‌شود. روش پیشنهادی برای بازسازی تصاویر از یک تصویر به‌عنوان دانش اولیه بازسازی استفاده می‌کند. روش اول در حالت کلی شامل دو مرحله است. در مرحله اول، سینوگرام تصویر خراب و سینوگرام تصویر سالم اولیه به مدل روشنایی-بازتابش تبدیل می‌شوند. مؤلفه روشنایی حاوی تغییرات اندکی است که روشنایی محیط تصویربرداری شده را نشان می‌دهد و مؤلفه بازتابش ساختار تصویر را شامل می‌شود [۱۸، ۲۰، ۲۱]، از این‌رو از مؤلفه روشنایی تصویر سالم اولیه می‌توان به‌عنوان دانش اولیه برای رفع اثر نویز استفاده کرد. در این مرحله مؤلفه روشنایی تصویر سالم اولیه با مؤلفه بازتابش تصویر خراب مطابق رابطه ۱-۱ ادغام می‌شود که تصویر بهبود داده‌شده مرحله اول از آن حاصل می‌شود. در مرحله بعد، سینوگرام خراب با استفاده از ماسک غیرخطی با سینوگرام بدست آمده در مرحله قبل ترکیب می‌شود که در اینجا نتیجه نهایی روش اول به دست می‌آید. در روش دوم مکان کاشت‌های فلزی در سینوگرام مشخص می‌شود و مقادیر آنجا به‌عنوان داده از دست رفته در نظر گرفته می‌شود. سپس با استفاده از روش درون‌یابی خطی آن محل‌ها درون‌یابی می‌شوند که سینوگرام الگو اولیه از آن حاصل می‌شود. سپس سینوگرام الگو به مؤلفه‌های روشنایی-بازتابش تجزیه می‌شود و از مؤلفه روشنایی آن برای بازسازی مؤلفه روشنایی سینوگرام خراب استفاده می‌شود. طبق نتایج، روش دوم بار محاسباتی کمتری نسبت به روش اول دارد و دقت بازسازی آن از روش اول نیز بهتر است.

درواقع در روش اول نشان داده می‌شود که بهبود مؤلفه‌های تصویر برای این نوع نویزها بسیار مؤثر خواهد بود و در روش دوم نشان داده شده است که به کار بردن ساده‌ترین روش بهبود اثر مصنوعات فلزی (درون‌یابی خطی) در کنار بهبود مؤلفه‌های بسیار به دقت آن افزوده است. با این کار نشان داده می‌شود که روش پیشنهادی می‌تواند یک مرحله پس پردازش^۱ مؤثر برای انواع مختلف روش‌های بازسازی موجود باشد و بکار بردن آن‌ها با افزودن این مرحله پردازش می‌تواند دقت عمل آن‌ها را بالا ببرد.

۴-۱- ساختار پایان‌نامه

این پایان‌نامه متشکل از پنج فصل است که به صورت زیر تنظیم گردیده است.

فصل دوم: مفاهیم پایه که در تصویربرداری CT در این پایان‌نامه مورد نیاز است در آن مطرح شده است. از جمله این مباحث، روش کار دستگاه‌های تصویربرداری CT و روش‌های مختلف تصویربرداری، تبدیل Radon و ارتباط آن با تصویربرداری CT، بازیابی تصویر مقطعی و اثر مصنوعات فلزی هستند.

فصل سوم: در این فصل ابتدا مروری بر کارهای گذشته آمده است. سپس مدل روشنایی-بازتابش که یکی از تکنیک‌های پردازش تصاویر است مطرح گردیده است. در ادامه آن بهبود تصویر به صورت مؤلفه‌ای بررسی شده و در نهایت روش پیشنهادی این پایان‌نامه در این فصل مستقر شده است.

فصل چهارم: در این فصل نتایج حاصل از روش پیشنهادی قرار گرفته، با روش‌های دیگر مقایسه شده و در مورد نتایج بحث‌هایی آمده است.

فصل پنجم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات برای کارهای آینده در این فصل مطرح گردیده است.

^۱ Post-Process

فصل دوم:

مفاهیم پایه

۲- مفاهیم پایه

۲-۱- مقدمه

در این فصل با مفاهیم پایه که در تصویربرداری پزشکی مورد نیاز است پرداخته می‌شود. از جمله مباحث این فصل می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

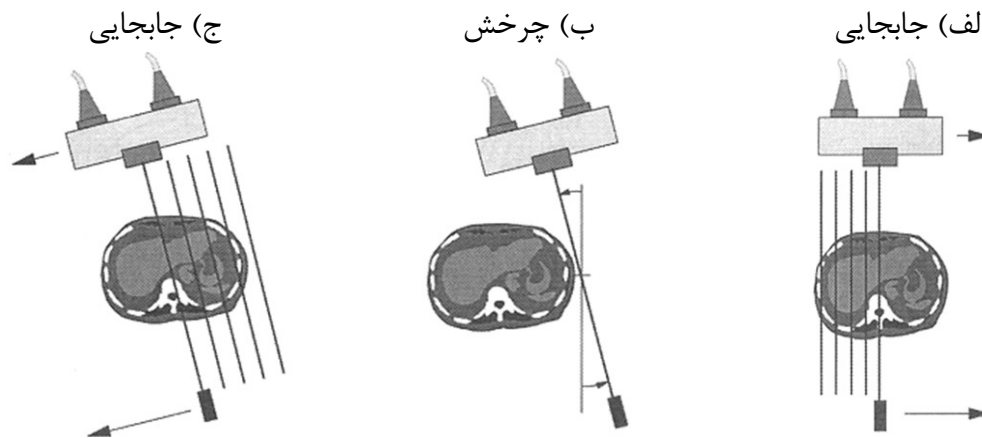
بخش روش‌های مختلف تصویربرداری CT که در آن مختصری در مورد روش‌های استاندارد موجود برای تصویربرداری دستگاه‌های CT بحث می‌شود. بخش تبدیل Radon که در آن تبدیل ریاضی Radon معرفی می‌گردد و ارتباط آن با یکی از روش‌های تصویربرداری پزشکی نشان داده می‌شود. بخش روش‌های بازیابی تصویربرداری پزشکی که در آن دو روش مهم بازیابی تصویر از دستگاه‌های CT معرفی خواهد شد. بخش اثر مصنوعات فلزی که در آن اثر مصنوعات فلزی معرفی می‌شوند و مختصری در مورد دلیل به وجود آمدن این اثرات گفته می‌شود.

۲-۲- روش‌های تصویربرداری دستگاه‌های CT

در فصل یک روش کلی تصویربرداری دستگاه‌های CT و تفاوت این روش تصویربرداری با تصویربرداری رادیوگرافی بیان شد. همچنین گفته شد که دستگاه‌های تصویربرداری CT هر کدام می‌توانند طبق یک مدلی عمل تصویربرداری را انجام دهند و برای بازیابی تصویر طبق مدل بکار رفته در دستگاه CT از الگوریتم متناسب با آن استفاده کنند. در ادامه سه روش استاندارد تصویربرداری پرتو موازی، پرتو قیفی و پرتو مخروطی که در دستگاه‌های تصویربرداری CT به کار رفته است بیان شده‌اند.

۲-۲-۱- پرتو موازی

روش تصویربرداری پرتو موازی، یکی از روش‌های تصویربرداری دستگاه‌های CT است که در اولین نسل از دستگاه‌های تصویربرداری CT استفاده می‌شد [۴]. در این روش تصویربرداری فرستنده و گیرنده اشعه ایکس موازی با یکدیگر بر روی یک خط حرکت می‌کنند. پس از رسیدن به انتهای مسیر، فرستنده و گیرنده با درجه معینی حول منطقه تصویربرداری می‌چرخند و دوباره عمل پرتاب و دریافت اشعه ایکس صورت می‌گیرد. عمل چرخش تا ۱۸۰ یا ۳۶۰ درجه انجام می‌شود و تصویر یک مقطع از آن به دست می‌آید. این عمل برای مقاطع مختلف در فواصل اندک انجام می‌شود. با داشتن تصاویر این مقاطع می‌توان تصویر سه‌بعدی ناحیه موردنظر را با استفاده از الگوریتم‌های بازیابی تولید کرد. در شکل ۱-۲ شمای کلی تصویربرداری به روش پرتو موازی آمده است.

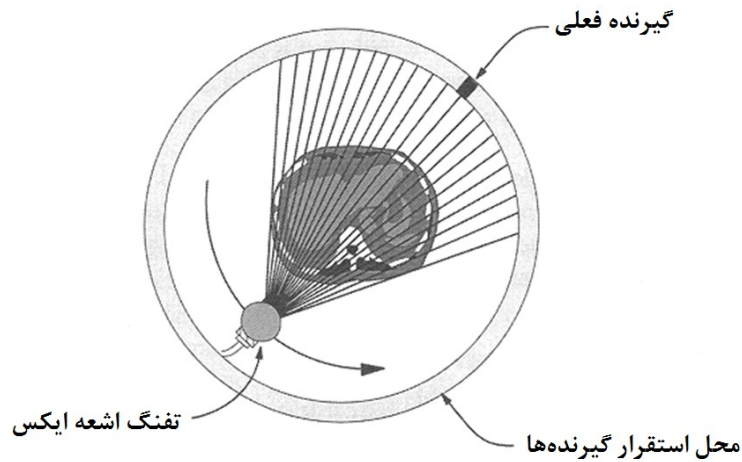


شکل ۱-۲: شمای کلی روش تصویربرداری دستگاه پرتو موازی. [۲۲]

۲-۲-۲- پرتو قیفی

یکی دیگر از روش‌های تصویربرداری CT، تصویربرداری به روش پرتو قیفی است. در این روش تصویربرداری، گیرنده‌های اشعه ایکس حول منطقه تصویربرداری مستقر شده‌اند و فرستنده اشعه ایکس در هر بار چرخش اشعه

ایکس را در زاویه‌های مختلفی پرتاب می‌کند. این عمل در فواصل مختلف برای تصویربرداری از مقاطع تکرار می‌شود. با قرارگیری تصاویر به دست آمده از این روش تصویربرداری در کنار یکدیگر، تصویر سه‌بعدی از شیء حاصل می‌شود. در شکل ۲-۲ شمای کلی تصویربرداری به روش پرتو قیفی آمده است.



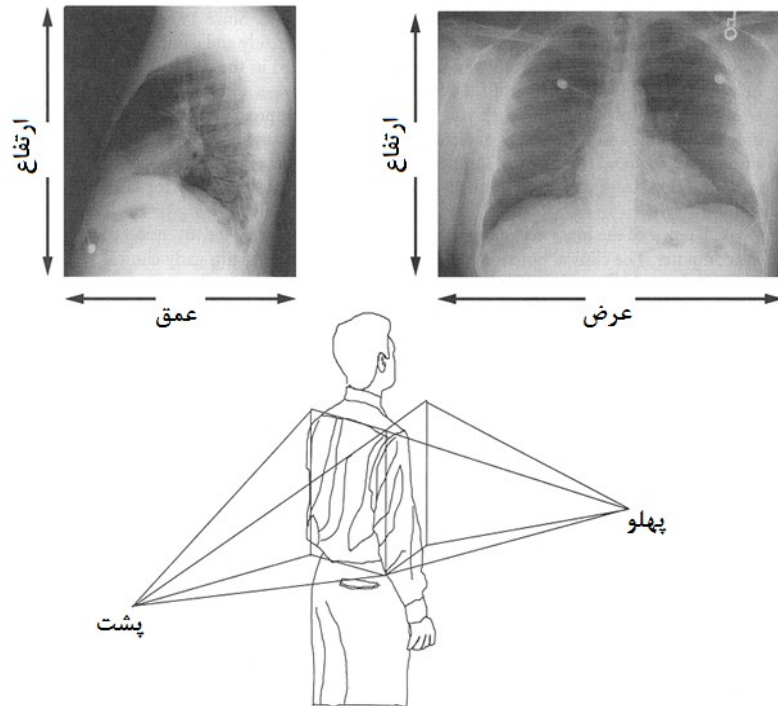
شکل ۲-۲: شمای کلی تصویربرداری دستگاه پرتو قیفی. [۲۲]

۲-۲-۳- پرتو مخروطی

یکی از آخرین نسل‌های تصویربرداری سه‌بعدی، مقطع‌نگاری مخروطی است که می‌تواند یک تصویر سه‌بعدی با دقت و کیفیت بالایی از شیء موردنظر تهیه کند. این روش تصویربرداری به دلیل تشعشع پایین آن نسبت به انواع دیگر روش‌های تصویربرداری CT، ترجیح داده می‌شود. در شکل ۳-۲ شمای کلی تصویربرداری پرتو مخروطی آمده است.

در دستگاه‌های تصویربرداری پرتو مخروطی برای تصویربرداری در یک سمت تفنگ پرتاب اشعه ایکس و در مقابل آن صفحه‌ای از گیرنده‌های اشعه ایکس قرار دارد. در این روش تصویربرداری تفنگ اشعه ایکس، پرتو را در جهات و زوایای مختلفی متناسب با گیرنده مقابل آن پرتاب می‌کند. عمل پرتاب و دریافت اشعه ایکس در

چرخش‌های مختلف حول FOV انجام می‌شود. در هر چرخش یک تصویر دوبعدی از شیء توسط گیرنده‌ها دریافت شده و میزان میرایی شیء محاسبه می‌شود. هر کدام از این تصاویر مانند تصاویر رادیوگرافی هست که در زاویه‌های متفاوتی از FOV تهیه شده‌اند. با داشتن این تصاویر می‌توان تصویر سه‌بعدی شیء را با استفاده از الگوریتم^۱ FDK محاسبه کرد. در [۲۳] مفصلاً انواع مختلف روش‌های بازسازی تصویر پرتو مخروطی توضیح داده شده است.



شکل ۲-۳: شمای کلی تصویربرداری دستگاه پرتو مخروطی. [۲۲]

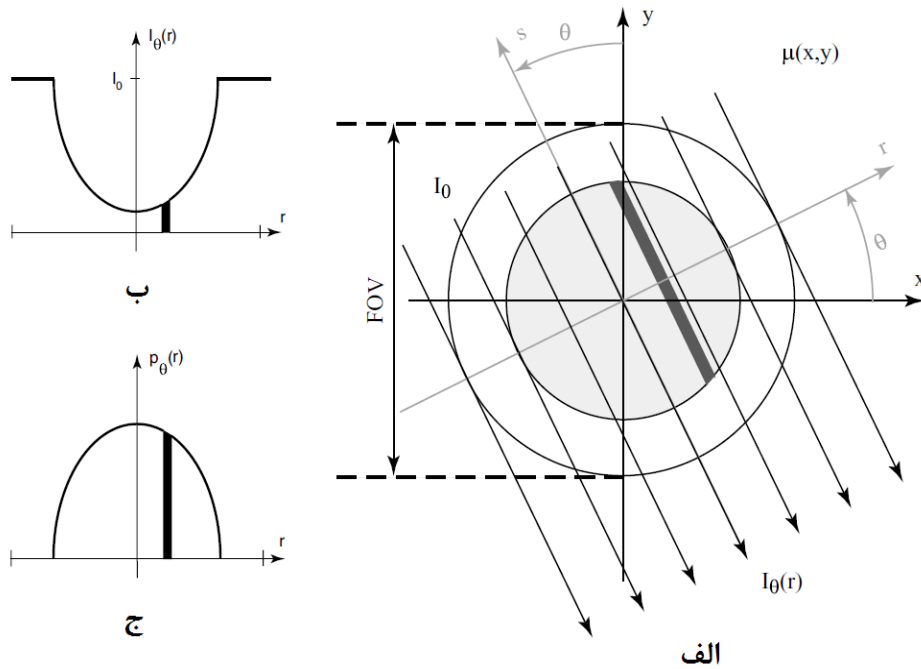
^۱ Feldkamp, Davis and Kress

۳-۲- تصویربرداری در CT (پرتو موازی)

سیستم تصویربرداری پرتو موازی که در شکل ۴-۲ (الف) آمده است را در نظر بگیرید. در این سیستم شیء در محور z منطقه تصویربرداری قرار می‌گیرد، تفنگ و گیرنده اشعه ایکس حول آن با زاویه θ می‌چرخند که مختصات r - s را به وجود می‌آورند. دو مختصات x - y و r - s با یکدیگر طبق رابطه‌های ۱-۲ و ۲-۲ که در زیر آمده‌اند با یکدیگر ارتباط دارند [۱، ۲، ۵].

$$\begin{bmatrix} r \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad ۱-۲$$

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r \\ s \end{bmatrix} \quad ۲-۲$$



شکل ۴-۲: تصویر هندسی تصویربرداری پرتو موازی. الف: نمای هندسی سیستم پرتو موازی، ب: شدت میرایی شیء در $I_\theta(r)$ ، ج: میزان میرایی شیء که از تبدیل لگاریتم $I_\theta(r)$ حاصل می‌شود. [۱]

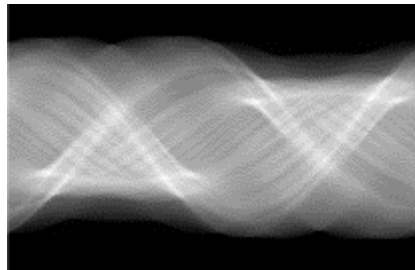
پرتو با شدت I_0 بدون تضعیف از تفنگ اشعه ایکس پرتاب می‌شود. در مقابل گیرنده‌ها پرتوها را به صورت تابع شدت تضعیف $I_\theta(r)$ دریافت می‌کنند. در شکل ۲-۴ (ب) نمایی از این تابع آمده است. تابع شدت تضعیف طبق رابطه ۲-۳ قابل بیان است [۱, ۲, ۵].

$$I_\theta(r) = I_0 e^{-\int_{L(r,\theta)} \mu(r \cdot \cos\theta - s \cdot \sin\theta, r \cdot \sin\theta + s \cdot \cos\theta) ds} \quad ۳-۲$$

در رابطه ۲-۳، $L(r,\theta)$ نشان‌دهنده r -امین پرتو در لحظه چرخش با زاویه θ است. در نهایت میزان تضعیف پرتو توسط شیء درون FOV که در شکل ۲-۴ (ج) با $p_\theta(r)$ نشان داده شده است، طبق رابطه ۲-۴ محاسبه می‌شود [۱, ۲].

$$p_\theta(r) = -\ln\left(\frac{I_\theta(r)}{I_0}\right) \quad ۴-۲$$

میزان تضعیف $p_\theta(r)$ را می‌توان برای θ های مختلفی در بازه ۰ تا 2π محاسبه کرد. با قرار دادن $p_\theta(r)$ ها با θ های مختلف داده $p(r,\theta)$ حاصل می‌شود. این داده سینوگرام نامیده می‌شود [۱, ۲]. در شکل ۲-۵ یک نمونه سینوگرامی که با قرار دادن $p_\theta(r)$ ها با θ های در بازه ۰ تا 2π حاصل شده است را می‌توانید مشاهده کنید.



شکل ۲-۵: یک نمونه سینوگرام حاصل از قرار دادن $p_\theta(r)$ ها با θ های در بازه ۰ تا 2π کنار یکدیگر.

۲-۳-۱- تبدیل Radon

در ریاضیات تبدیل تابع $f(x,y)$ به پرتوهای موازی $p(r,\theta)$ تبدیل Radon گفته می‌شود. این تبدیل، Forward Projection (FP) نیز نامیده می‌شود و یکی از تبدیلات مهم در تصاویر پزشکی است [۲, ۲۴]. طبق تعریف تبدیل Radon، این تبدیل شیء را به صورت انتگرال‌های خطی در زوایای مختلف تفسیر می‌کند. این تعریف بسیار مشابه روش تصویربرداری پرتو موازی در دستگاه‌های تصویربرداری CT است که طبق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$p(r, \theta) = R\{f(x, y)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds \quad ۵-۲$$

تبدیل Radon به صورت مبسوط در [۲۵] مورد بررسی قرار گرفته است. از جمله کاربردهای این تبدیل می‌توان به پیدا کردن محل خط مستقیم در صفحه اشاره کرد.

۲-۴- باز یابی تصویر از سینوگرام

داده‌هایی که توسط دستگاه‌های تصویربرداری CT تهیه می‌شوند در حالت عادی اطلاعات کافی ندارند، به‌ویژه داده به دست آمده از روش‌های تصویربرداری پرتو موازی و پرتو قیفی که سینوگرام تولید می‌کنند. در روش پرتو مخروطی داده به دست آمده در هر زاویه مانند یک تصویر رادیوگرافی است و کاربرد آن در حالت عادی در حد تصویر رادیوگرافی است یعنی در واقع مانند تصویر رادیوگرافی اطلاعات مربوط به عمق را ندارد. برای به دست آوردن اطلاعات عمق و اطلاعات مربوط به بافت‌ها در هر مقطع، باید داده به دست آمده به نحوی پردازش شود و اطلاعات سه‌بعدی از آن استخراج شوند.

برای استخراج تصویر از داده‌های دستگاه‌های تصویربرداری CT، بر اساس روش کار دستگاه، روش‌های مختلفی برای این عمل وجود دارد. در اینجا روش پرتو موازی مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

انواع بازیابی تصاویر از روی پرتو آن‌ها به‌طور مبسوط در [۵] و [۲۶] بیان شده است.

۲-۴-۱- بازیابی مستقیم^۱

بازیابی مستقیم عمل بازگردانی را بر اساس ارتباط مختصات صفحه r-s و صفحه x-y انجام می‌دهد. رابطه

کلی این روش بازیابی به‌صورت زیر است [۱, ۲, ۵, ۲۴]:

$$\hat{f}(x, y) = B \{p(r, \theta)\} = \int_0^{\pi} p(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta, \theta) d\theta \quad ۶-۲$$

این روش تقریب خوبی از تصویر را ایجاد می‌کند اما تصویر به دست آمده از آن در مقایسه با تصویر اصلی

Blur می‌شود [۱, ۲, ۵] به عبارتی، در تصاویر پزشکی میزان تضعیف به دست آمده ارتباطی با میزان تضعیف شئ اصلی ندارد.

۲-۴-۲- بازیابی فیلتر شده^۲

بازیابی فیلتر شده (FBP) نمونه اصلاح‌شده از بازیابی مستقیم است که در آن برای رفع مشکل Blur شدن

تصویر یک مرحله فیلتر نیز اضافه شده است. مراحل این روش به‌صورت زیر است [۱, ۲].

^۱ Direct Back-Projection

^۲ Filtered Back-Projection

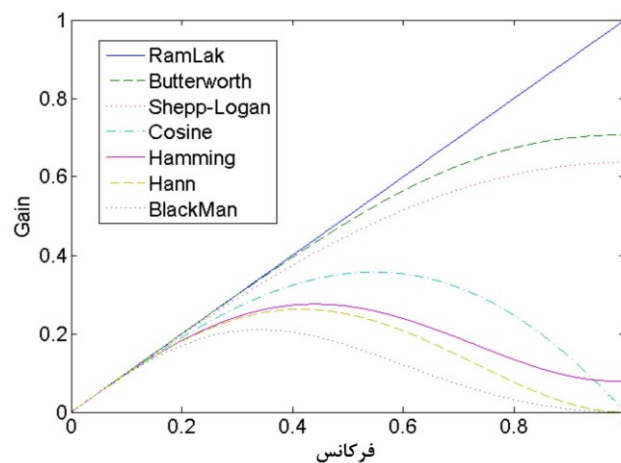
- در مرحله اول سینوگرام $p(r, \theta)$ فیلتر می‌شود (فیلتر یک بعدی برای θ های متفاوت) که به صورت رابطه ۷-۲ این عمل انجام می‌شود:

$$\hat{p}_\theta(r) = p_\theta(r) * h(r) \quad 7-2$$

- تصویر توسط سینوگرام فیلتر شده به صورت بازیابی مستقیم بازیابی می‌شود. طبق رابطه ۸-۲ این عمل صورت می‌پذیرد.

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^\pi \hat{p}(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta, \theta) d\theta \quad 8-2$$

معمولا عمل فیلتر در حوزه فرکانس صورت می‌گیرد و همچنین تعدادی فیلتر استاندارد برای این روش بازیابی تعریف شده‌اند. در شکل ۶-۲ تعدادی از فیلترهای استاندارد را می‌توانید مشاهده کنید. تفاوت این فیلترها در میزان تیزی^۱ تصویر حاصل از آنهاست که در این حالت با توجه به نمودار فرکانسی این فیلترها، فیلتر RamLak بیشترین میزان تیزی را فراهم می‌کند.

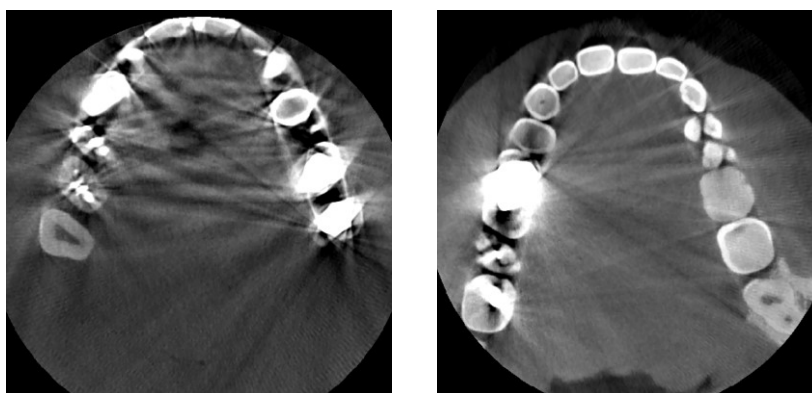


شکل ۶-۲: تعدادی فیلتر استاندارد حوزه فرکانس برای روش بازیابی فیلتر شده.

^۱ Sharpness

۲-۵- اثر مصنوعات فلزی

یکی از مشکلات مهم روش تصویربرداری CT، وجود اشیاء چگالی بالا در بدن برخی از بیماران است، زیرا ضریب تضعیف پرتو در اشیاء چگالی بالا مانند کاشت‌های فلزی خیلی بیشتر از بافت‌های تشکیل‌دهنده بدن است. به دلیل تضعیف پرتو توسط این اشیاء مقدار ناکافی از فوتون‌ها به گیرنده می‌رسد که باعث خراب شدن داده حس شده توسط گیرنده می‌شود. در صورتی که داده خراب به گیرنده‌ها برسد، هنگام نمایش تصویر، نویزهایی در آن مشاهده می‌گردند. این نویزها به صورت خط‌های درخشان و سایه‌هایی در اطراف شیء فلزی در تصویر دیده می‌شوند و کیفیت تصویر را به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهند. این نویزها به اثر مصنوعات فلزی در تصاویر پزشکی معروف هستند. وجود این نویزها در تصویر باعث دشوار شدن تحلیل و تفسیر تصویر برای پزشک می‌شود. در شکل ۲-۷ دو نمونه مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی آمده است.



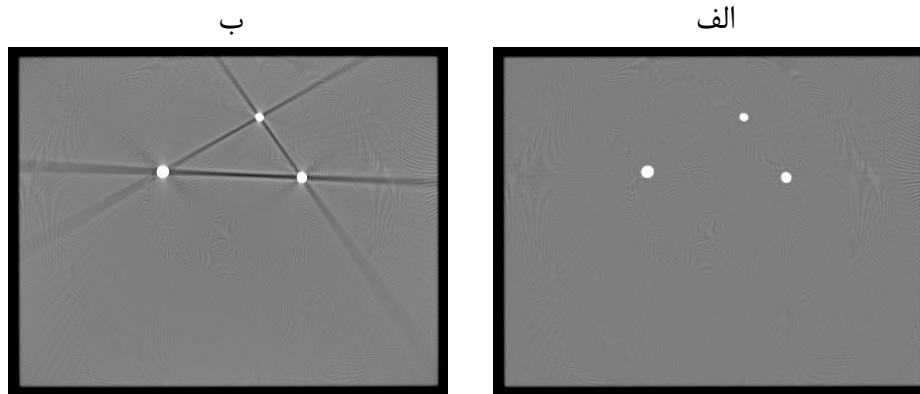
شکل ۲-۷: دو نمونه مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی

این نویزها به دلایل متفاوت به وجود می‌آیند و طبق رفتاری که دارند به گروه‌های مختلفی تقسیم می‌شوند [۱]- [۳]. در ادامه دو دسته مهم از این نویزها معرفی شده‌اند.

۲-۵-۱- سخت شدگی پرتو^۱

این نویز از آنجایی به وجود می‌آید که فرستنده اشعه ایکس، چند فوتون با انرژی‌های متفاوت را پرتاب می‌کند. در هنگام عبور فوتون‌ها از شیء درون FOV، میزان تضعیف به انرژی فوتون عبوری مرتبط است و هرچه انرژی بیشتر باشد ضریب تضعیف کمتر است. در این صورت ضریب تضعیف از حالت خطی بودن خارج می‌شود در صورتی که بازیابی تصویر ضریب تضعیف را خطی در نظر می‌گیرد.

در شکل ۲-۸ نمونه‌ای از سخت شدگی پرتو آمده است.



شکل ۲-۸: نمونه‌ای از سخت شدگی پرتو. الف: تصویر اصلی، ب: تصویر با اثر سخت شدگی پرتو. [۱]

۲-۵-۲- پراکندگی^۲

یکی دیگر از نویزهایی که در تصویربرداری CT رخ می‌دهد اثر پراکندگی است. ریشه این نویز به خارج شدن فوتون‌ها از مسیر اصلی خود در هنگام عبور از شیء بازمی‌گردد. مقدار فوتون‌های زیادی از مسیر اصلی خود

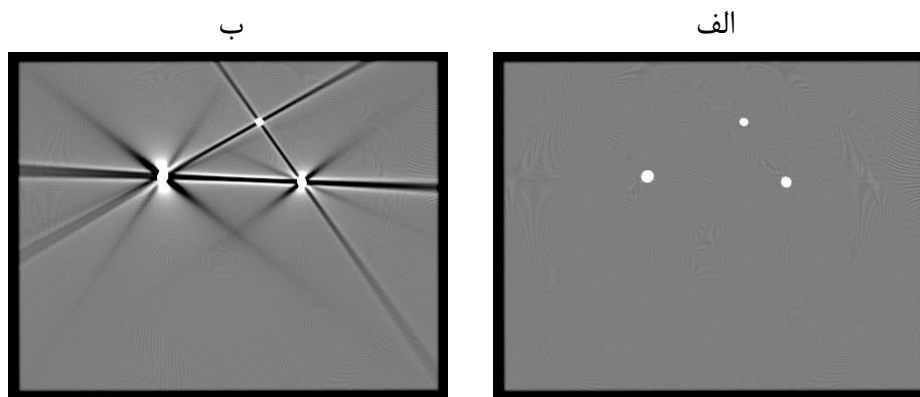
^۱ Beam Hardening

^۲ Scatter

منحرف می‌شوند که می‌توانند به گیرنده دیگری برخورد کنند و میزان تضعیف را تغییر دهند. این تغییر مانند سخت‌شدگی پرتو ضریب تضعیف را از حالت خطی بودن خارج می‌کند و در بازیابی تصویر نویزهایی تولید می‌کند. در شکل ۹-۲ شمایی از ریشه اثر پراکندگی دیده می‌شود. همچنین در شکل ۱۰-۲ اثر پراکندگی در هنگام بازیابی تصویر آمده است.



شکل ۹-۲: شمایی ریشه اثر پراکندگی. اشعه با شدت I_0 که پس از برخورد به شیء از مسیر اصلی منحرف می‌شود و به گیرنده دیگری برخورد می‌کند.



شکل ۱۰-۲: نمونه‌ای از اثر پراکندگی. الف: تصویر اصلی، ب: تصویر با اثر پراکندگی. [۱]

۲-۶- جمع‌بندی

در این فصل به مفاهیم پایه مربوط به تصویربرداری CT اشاره شد و سه نوع از روش‌های مهم تصویربرداری در دستگاه‌های تصویربرداری بیان شدند. در ادامه تبدیل Radon به‌عنوان تبدیل مهم در پردازش تصاویر پزشکی معرفی گردید و ارتباط آن با روش تصویربرداری پرتو موازی نشان داده شد. همچنین دو روش بازیابی مستقیم و

فیلتر شده به عنوان روش‌های بازیابی تصاویر پزشکی به صورت مقطع‌نگاری بیان شدند. در نهایت اثر مصنوعات فلزی و دلیل به وجود آمدن دو نوع از آن‌ها مطرح گردید.

فصل سوم:

کاهش اثر مصنوعات فلزی

۳- کاهش اثر مصنوعات فلزی

۳-۱- مقدمه

در فصل‌های پیشین بیان شد که یکی از مهم‌ترین مشکل‌های تصویربرداری CT وجود اشیاء چگالی بالا مانند کاشت‌های فلزی در بدن برخی از بیماران است. وجود این اشیاء باعث ایجاد نویزهایی در تصویر می‌شود که به شدت کیفیت تصویر را تحت تأثیر خود قرار می‌دهند. این نویزها تحت عنوان اثر مصنوعات فلزی شناخته شده هستند و در تصویر به صورت خطوط متمرکز روشن و سایه‌هایی حول شیء فلزی دیده می‌شوند.

در این فصل، به روش پیشنهادی جهت کاهش اثر مصنوعات فلزی پرداخته شده است. قبل از پرداختن به روش پیشنهادی ابتدا بر کارهای انجام شده در این زمینه مروری خواهیم داشت. پس از آن روش پیشنهادی جهت کاهش اثر مصنوعات فلزی بیان خواهد شد.

۳-۲- مروری بر کارهای گذشته

تا به حال روش‌های مختلفی برای رفع اثر مصنوعات فلزی ارائه شده است. دو دسته مهم روش‌های کاهش اثر مصنوعات فلزی، روش‌های تکمیل پرتو و روش‌های بازسازی تکراری هستند [۲، ۱۶]. در ادامه به طور خلاصه بر این روش‌ها مروری شده است.

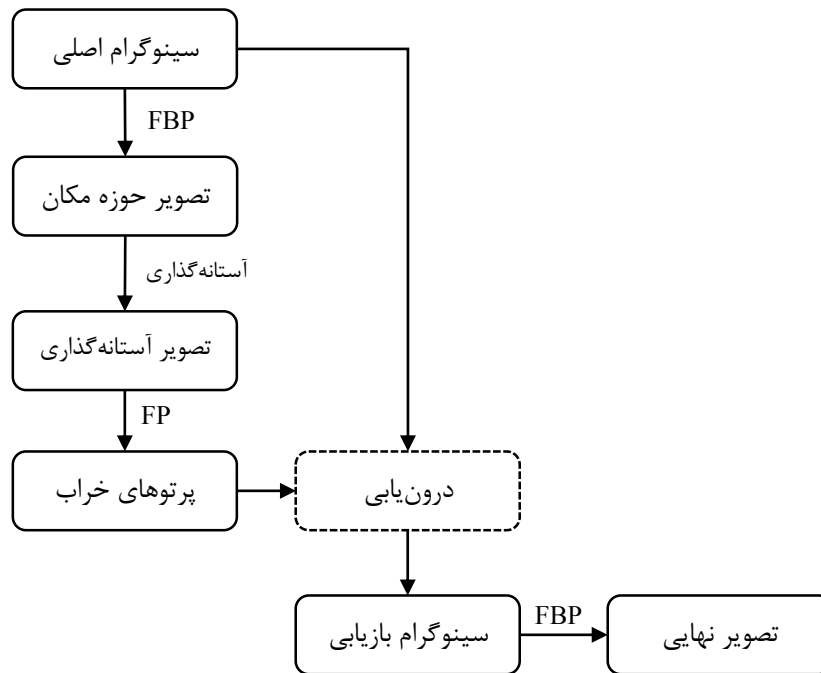
• روش‌های تکمیل پرتو:

در سال‌های اخیر این گروه بازسازی مورد توجه محققان واقع شده و اخیراً اغلب روش‌های ارائه شده برای حذف اثر مصنوعات فلزی متعلق به این گروه بازسازی هستند. در این گروه بازسازی، پرتوهایی که از قسمت فلزی می‌گذرند را به‌عنوان پرتوهای خراب در نظر می‌گیرند. در واقع این روش‌ها به این اصل استوارند که پرتوهای عبوری از فلز، حاوی ترکیب چندین نويز متفاوت هستند و با تخمین این ناحیه از سینوگرام می‌توان به نتیجه قابل توجهی دست یافت. برای این کار قسمت‌هایی از سینوگرام که در مسیر کاشت‌های فلزی قرار گرفته است به‌عنوان داده از بین رفته تلقی می‌شوند. سپس آن قسمت‌ها با استفاده از روش‌های مختلف تخمین مانند درون‌یابی خطی بازگردانده می‌شوند. نتیجه این تخمین سینوگرام بهبود داده شده خواهد بود و تصویر بازیابی شده بهبود قابل توجهی نسبت به حالت اولیه آن خواهد داشت. دقت این روش‌های بازسازی شدیداً به دقت جدا کردن فلز از تصویر وابسته است و این قسمت گام مهمی در این روش‌های بازسازی به حساب می‌آید.

اولین روش بازسازی مبتنی بر تکمیل پرتو (درون‌یابی) در [۲۷] معرفی شد که برای بازسازی سینوگرام از درون‌یابی خطی استفاده کرده است. پس از آن روش‌های تکمیل پرتو مختلفی در قالب همان چارچوب معرفی شدند و برای بهبود نتیجه الگوریتم‌های مختلف درون‌یابی را به کار بستند. چارچوب کلی روش تکمیل پرتو در شکل ۳-۱ به تصویر کشیده شده است. ایده کلی این روش‌ها پیدا کردن محل مصنوعات فلزی در سینوگرام و جایگزینی آنها با مقادیر تخمینی بدست آمده است. از جمله کارهای انجام شده در حوزه تکمیل پرتو می‌توان به موارد زیر اشاره کرد.

در [۲۸] در مرحله اول تصویر را با استفاده از فیلتر میانگین نرم کرده سپس آن را به حوزه سینوگرام می‌برد و در مرحله بعد از آن با آستانه‌گذاری محل فلزها را می‌یابد و با استفاده از درون‌یابی خطی چند جمله‌ای محل

مقادیر آن قسمت از سینوگرام را تخمین می‌زند و تصویر بهبود داده شده را بدست می‌آورد. در [۲۹] یک بار تصویر را با استفاده از درون‌یابی خطی و بار دیگر با استفاده فیلتر معرفی شده در [۳۰] بهبود داده و با استفاده از تابع وزن دهی نتیجه آنها را با هم ادغام کرده است تا تصویر بهبود داده نهایی بدست بیاید. در [۱۱] تصویر را با استفاده از فیلتر گوسی فیلتر می‌کند آنگاه تصویر فیلتر شده را با استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی k-mean به چند دسته تقسیم می‌کند که تصویر مدل از آن استخراج می‌شود. سپس محل فلزها را در سینوگرام تصویر اصلی جدا کرده و آنها را با مقادیر متناظر در سینوگرام تصویر مدل جایگزین می‌کند. در [۳۱] بافت‌ها را با استفاده از آستانه‌گذاری از هوا جدا می‌کند سپس یک تصویر دودویی از آن تولید می‌کند. تصویر دودویی را به حوزه سینوگرام می‌برد و سینوگرام اصلی را بر سینوگرام تصویر دودویی تقسیم می‌کند. سپس سینوگرام بدست آمده را با استفاده از درون‌یابی خطی بازسازی می‌کند و آن را در سینوگرام تصویر دودویی ضرب کرده که سینوگرام نهایی بدست می‌آید. در [۸] از همان ایده که در [۳۱] آمده است استفاده کرده با این تفاوت که بجای ایجاد تصویر دودویی، تصویر را با استفاده از فیلتر گوسی فیلتر می‌کند و با آستانه‌گذاری به سه قسمت هوا، بافت نرم و استخوان‌ها تقسیم کرده و به دو قسمت هوا و بافت‌های نرم مقدار ثابت می‌دهد و به عنوان تصویر اولیه در نظر می‌گیرد. سپس تصویر اولیه را به حوزه سینوگرام می‌برد و سینوگرام تصویر اصلی را بر سینوگرام تصویر اولیه تقسیم می‌کند که حاصل آن سینوگرام نرمال شده است. سینوگرام نرمال را با استفاده از درون‌یابی خطی بازسازی کرده و آن را در سینوگرام تصویر اولیه ضرب می‌کند. در نهایت فلزها را به تصویر نهایی اضافه کرده که حاصل آن تصویر بهبود داده شده نهایی است. در [۲] چند روش برای بخش‌بندی مکان کاشت‌های فلزی ارائه شده است.



شکل ۳-۱: روال کلی روش‌های مبتنی بر درون‌یابی

• روش‌های بازسازی تکراری:

روش‌های بازسازی تکراری سعی می‌کنند که اصول تصویربرداری دستگاه‌ها و رفتار فیزیکی پرتو را هنگام عبور از شیء فلزی طبق روش‌های آماری و جبری مدل‌سازی کنند. سپس براساس مدل احتمالی، پرتوهای خراب را بازیابی می‌کنند. دقت این روش‌های بازسازی شدیداً به مدل طراحی شده برای بازیابی بستگی دارد [۱۶]. معمولاً مدل‌های بکار رفته در این روش‌ها دارای پیچیدگی‌های زیادی است که باعث بالا رفتن بار محاسباتی دستگاه‌ها می‌شوند، از این رو از این روش‌ها در دستگاه‌های تصویربرداری CT استفاده نمی‌شود. برخی از محققان برای کاهش بار محاسباتی این روش‌های بازیابی سعی کرده‌اند مدل‌های فیزیکی با پیچیدگی پایین‌تری طراحی کنند و برخی نیز ترکیبی از مدل فیزیکی پیچیده و مدل فیزیکی ساده را جهت بهبود دقت و سرعت ارائه داده‌اند [۱۶].

۳-۳- کاهش اثر مصنوعات فلزی در تصویر / روش پیشنهادی

در این پایان نامه دو روش جدید کاهش اثر مصنوعات فلزی مبتنی بر فیلتر همومورفیک ارائه شده است. فیلتر همومورفیک به عنوان یکی از تکنیک‌های پردازش تصاویر، می‌تواند تصویر $f(x, y)$ را به صورت ترکیب دو مولفه روشنایی صحنه $e(x, y)$ و قابلیت بازتابش اشیاء $r(x, y)$ تجزیه کند. در مدل روشنایی بازتابش ارتباط دو مولفه طبق رابطه ۱-۳ تعریف می‌شود [۱۸].

$$f(x, y) = r(x, y) \cdot e(x, y) \quad 1-3$$

در این تحقیق، با الهام از کار [۱۹] که در آن نشان داده شد نویزها بر اساس رفتار ممکن است در یکی از مولفه‌ها اثر بیشتری نسبت به مولفه دیگر داشته باشند. مدل روشنایی و بازتابش تصویر را به صورت ترکیب دو مولفه روشنایی صحنه و قابلیت بازتاب اشیاء درون صحنه در نظر می‌گیرد. بدین معنی که روشنایی که در صحنه وجود دارد مقداری از آن روشنایی توسط شیء جذب شده و مقداری نیز بازتاب می‌کند. در تصویربرداری CT نیز یک اشعه ایکس با میزان اولیه فرستاده می‌شود و این اشعه توسط شیء درون FOV به صورت غیرخطی تضعیف می‌شود، در واقع میزانی از این اشعه توسط شیء جذب شده و مقداری از آن عبور می‌کند. در این حالت باعث می‌شود که تصویر تهیه شده از دستگاه تصویربرداری CT دارای مولفه‌هایی چون مولفه‌های روشنایی و بازتابش باشد. از این رو اثر مصنوعات فلزی بر روی مولفه‌های روشنایی و بازتابش در این تصاویر مورد بررسی قرار گرفتند. بررسی‌ها نشان می‌دهند که این نوع خرابی‌ها مولفه روشنایی را بیشتر از مولفه بازتابش تحت تاثیر خود قرار می‌دهند (جزئیات این مطالعه در بخش‌های بعدی همین فصل آمده است). از این رو در این تحقیق، بهسازی مولفه‌ای جهت کاهش اثرات مصنوعات فلزی در نظر گرفته شده است و عمل بازسازی فقط بر روی مولفه روشنایی صورت گرفته است.

در ادامه قبل از پرداختن به روش پیشنهادی، ابتدا مدل روشنایی-بازتابش بیان می‌شود. سپس به طور خلاصه بهسازی مولفه‌ای بیان شده است و در قسمت بهسازی مولفه‌ای، اثر مصنوعات فلزی در مولفه‌های تصویر نشان داده شده است. در ادامه آن، روش پیشنهادی آمده است.

۳-۳-۱- مدل روشنایی-بازتابش

در مقدمه بیان شد که تصویر می‌تواند به صورت ترکیب دو مؤلفه روشنایی و بازتابش در نظر گرفته شود که مولفه روشنایی شدت روشنایی موجود در تصویر را مشخص می‌کند و مولفه بازتابش مقدار بازتاب روشنایی توسط شیء است. همواره مؤلفه روشنایی به صورت تغییرات اندک در تصویر دیده می‌شود و مؤلفه بازتابش که شامل بافت اصلی تصویر است، تغییرات سریع در تصویر را تشکیل می‌دهد. یکی از روش‌های تبدیل تصویر به مدل روشنایی-بازتابش، فیلتر همومورفیک مبتنی بر موجک است. برای اینکه بتوان این دو مؤلفه را بسادگی از هم جدا کرد باید عمل ضرب در معادله ۳-۱ به عمل جمع تبدیل شده و سپس فیلتر مورد نظر بر روی آن اعمال گردد. برای این منظور از تبدیل لگاریتم طبیعی استفاده می‌شود و معادله ۳-۱ به صورت رابطه ۳-۲ نوشته می‌شود.

$$\ln(f(x, y)) = \ln(r(x, y)) + \ln(e(x, y)) \quad ۳-۲$$

برای کوتاه کردن معادله ۳-۲ مقادیر ۳-۳ را تعریف می‌کنیم:

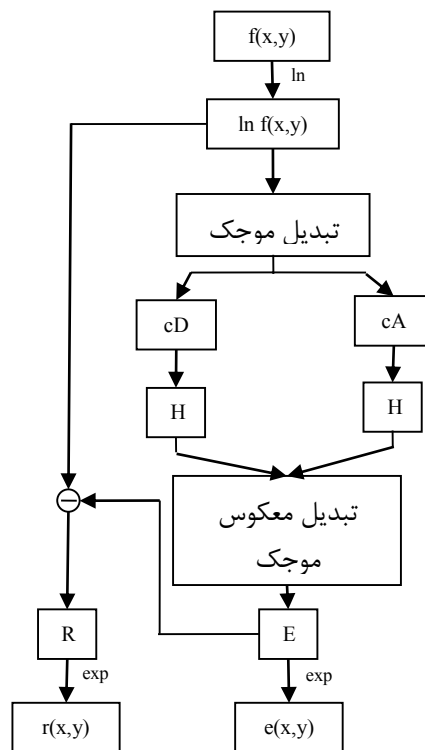
$$\begin{aligned} F &= \ln(f(x, y)) \\ R &= \ln(r(x, y)) \\ E &= \ln(e(x, y)) \end{aligned} \quad ۳-۳$$

با در نظر گرفتن ۳-۳ معادله ۳-۲ به صورت رابطه ۴-۳ تغییر می‌کند.

$$F = R + E$$

۴-۳

فیلتر همومورفیک یک فیلتر در حوزه فرکانس است که قابلیت کنترل مولفه‌های روشنایی و بازتابش را به خوبی در اختیار ما قرار می‌دهد [۱۹]. این قابلیت برای بررسی و رفع نویزها در این دو مولفه به صورت جداگانه بسیار مفید است. در این تحقیق برای تجزیه تصویر به دو مؤلفه روشنایی و بازتابش از فیلتر همومورفیک مبتنی بر موجک استفاده شده است. شمای کلی محاسبه تبدیل همومورفیک مبتنی بر موجک که در این تحقیق استفاده شده است را می‌توانید در شکل ۲-۳ مشاهده کنید.



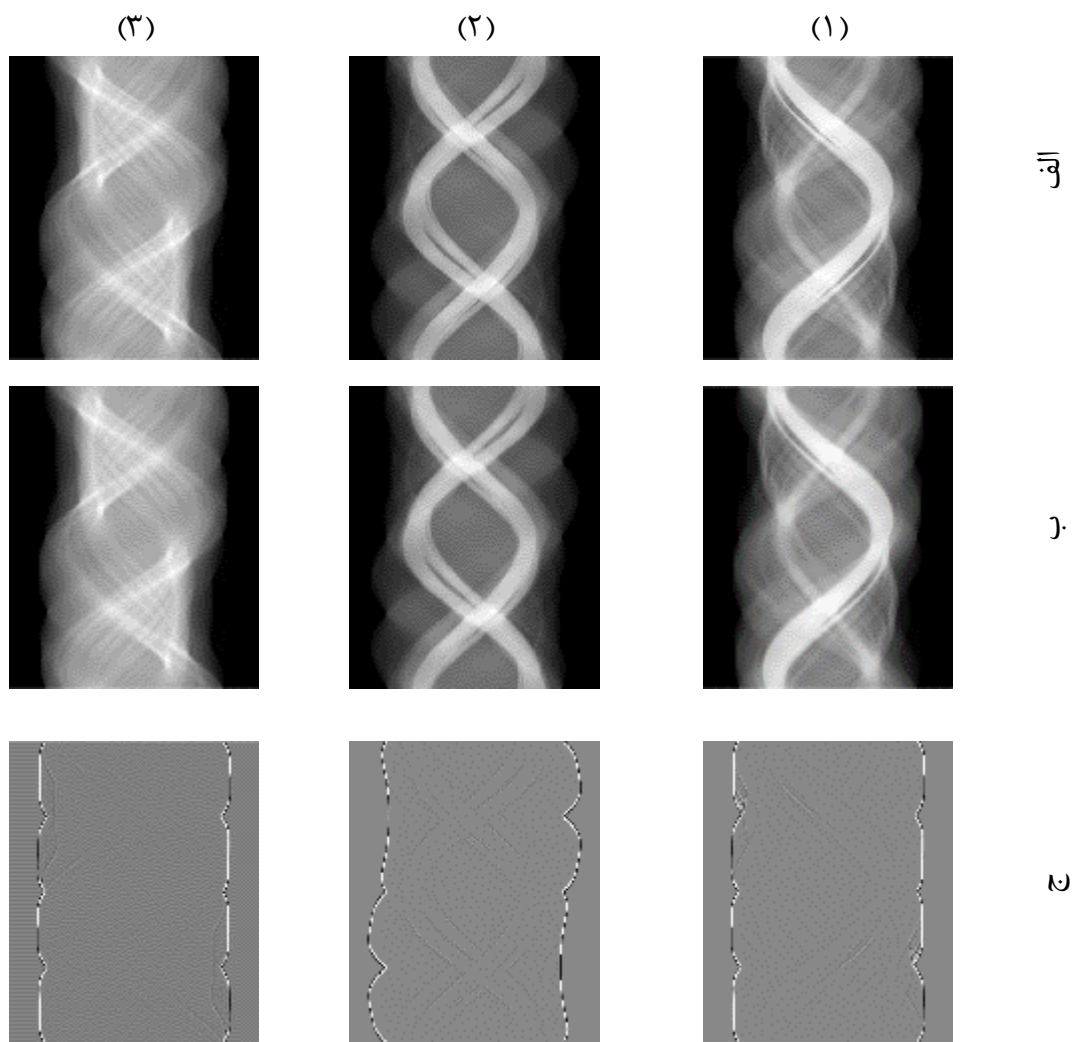
شکل ۲-۳: شمای کلی تبدیل همومورفیک مبتنی بر موجک به کار رفته در روش پیشنهادی. که در آن $f(x,y)$ تصویر ورودی، cA ضریب approximation، cD ضرایب جزئیات افقی، عمودی و مورب، H نشان دهنده فیلتر گوسی پایین‌گذر، E مولفه روشنایی در فضای لگاریتم طبیعی، R مولفه بازتابش در فضای لگاریتم طبیعی، $e(x,y)$ و $r(x,y)$ به ترتیب مولفه‌های روشنایی و بازتابش نهایی حاصل از فیلتر همومورفیک هستند.

۳-۳-۲- بهبود مولفه‌ای تصویر

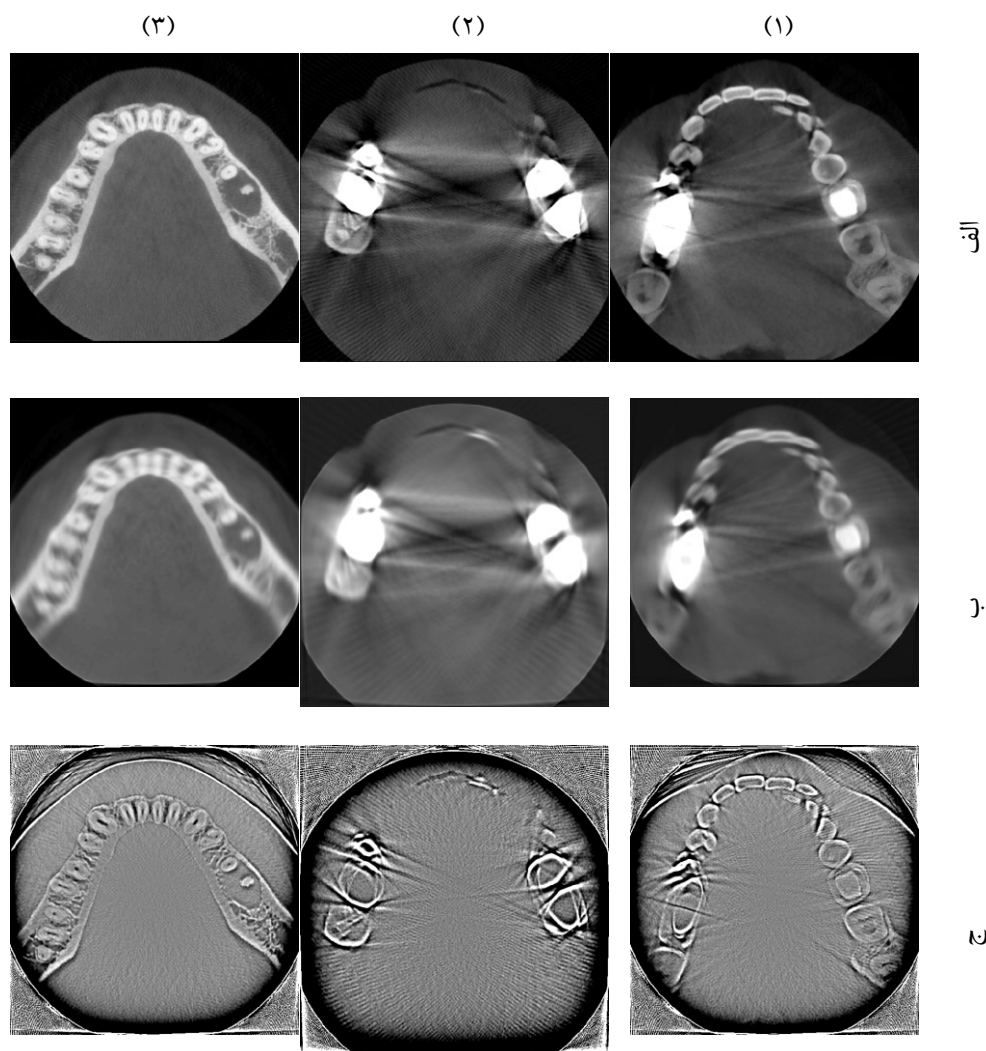
در هنگام تهیه تصویر به دلیل عوامل محیطی، محدودیت‌های دستگاه‌های تصویربرداری و یا عوامل دیگر از این قبیل، تصاویر دچار مشکلات و خرابی‌هایی می‌شوند که اثر مستقیم بر کیفیت آن‌ها دارد. در [۱۹] نشان داده شده است که خرابی‌ها براساس رفتار ممکن است در هر مولفه به گونه‌ای ظاهر شوند و برای بهبود موثر تصاویر، اثر نویز در هر مولفه بررسی شود و طبق اثر آن روشی جهت رفع نویز در آن مولفه اتخاذ شود. این عمل باعث می‌شود که اطلاعات موجود در مولفه دیگر دچار تغییر نشوند که منجر به نتیجه موثرتر در بهبود کیفیت می‌شود.

در این پایان‌نامه نیز با الهام از [۱۹]، اثر مصنوعات فلزی در دو مولفه روشنایی و بازتابش مورد بررسی قرار گرفتند. برای بررسی اثر مصنوعات فلزی در مولفه‌های روشنایی و بازتابش، سینوگرام تصویر به این دو مولفه تجزیه شده، سپس با استفاده از تبدیل معکوس سینوگرام دو مولفه به حوزه مکان تبدیل شده و میزان اثر نویز در هر مولفه به صورت جداگانه نشان داده شده است. در شکل ۳-۴ نتیجه این عملیات را برای سه تصویر ورودی متفاوت مشاهده می‌کنید.

همانطور که در شکل ۳-۴ قابل مشاهده است، اثر نویز در مولفه روشنایی به مراتب بیشتر از اثر آن در مولفه بازتابش است. در واقع مولفه بازتابش حاوی ساختار بافت‌ها می‌باشد. بنابراین با رفع اثر نویز در مولفه روشنایی می‌توان به نتیجه قابل توجهی در کاهش اثر نویز دست یافت.



شکل ۳-۳: سینه‌گرام سه تصویر متفاوت برای بررسی اثر نویز بر مولفه‌های روشنایی و بازتابش، در ستون‌های ۱ و ۲، سینه‌گرام حاوی نویز و ستون ۳ نمونه سینه‌گرام عاری از نویز آمده است. الف: سینه‌گرام تصویر اولیه، ب: مولفه روشنایی، ج: مولفه بازتابش.



شکل ۳-۴: تصاویر حوزه مکان سینوگرام‌های شکل ۳-۳. الف: تصویر بدست آمده از تبدیل معکوس سینوگرام شکل ۳-۳(الف)، ب: تصویر بدست آمده از تبدیل معکوس سینوگرام شکل ۳-۳(ب)، ج: تصویر بدست آمده از تبدیل معکوس سینوگرام شکل ۳-۳(ج).

۳-۳-۳- روش پیشنهادی

در این تحقیق دو روش پیشنهادی برای بازسازی اثر مصنوعات فلزی معرفی شده است. در هر دو روش برای بازسازی تصاویر حاوی اثر مصنوعات فلزی از حوزه سینوگرام تصاویر استفاده شده است. سینوگرام یک تصویر در اینجا با استفاده از قرار گرفتن انتگرال‌های خطی زوایای مختلف یک تصویر در کنار هم بدست می‌آید (روش پرتو موازی). به عمل تبدیل تصویر به سینوگرام، forward-projection (FP) نیز گفته می‌شود [۲]. در نتیجه تبدیل تصویر به حوزه سینوگرام، تصویر $f(x, y)$ به حوزه $p(r, \theta)$ منتقل می‌شود که در آن r خط انتگرال‌گیری و θ زاویه چرخش در لحظه انتگرال‌گیری است. در این پایان‌نامه از تبدیل Radon که در [۳۲] معرفی شده، استفاده شده است. تبدیل معکوس سینوگرام به چندین روش امکان‌پذیر است که به روش‌های filtered back-projection (FBP) شناخته شده هستند. در اینجا از FBP معرفی شده در [۵] برای بازسازی تصویر استفاده شده است. در ادامه به دو روش پیشنهادی این تحقیق پرداخته شده است.

۳-۳-۳-۱- روش اول: بازسازی سلسله مراتبی

از آنجا که تصاویر مقطع‌نگاری کامپیوتری در فواصل اندک به صورت مقطعی از یک ناحیه گرفته می‌شوند، می‌توان از تصویر سالم موجود در این مجموعه مقاطع به عنوان دانش اولیه برای فرآیند بازسازی استفاده کرد. در روش بازیابی ترتیبی برای بهسازی، تصاویر مقاطع مختلف به کمک فیلتر همومورفیک به دو مولفه روشنایی و بازتابش تجزیه می‌شوند. بررسی‌های ما نشان می‌دهند که خرابی ناشی از مصنوعات فلزی در مولفه روشنایی ظاهر می‌شود. در این روش برای کاهش اثر نویز مولفه روشنایی سینوگرام خراب، مولفه روشنایی خراب با استفاده از دانش اخذ شده از مولفه روشنایی مقاطع قبل و به صورت ترتیبی بهبود می‌یابد. این روش بازسازی به صورت کلی شامل دو مرحله است. در مرحله اول مولفه روشنایی سینوگرام خراب به صورت ترتیبی بازسازی می‌شود. این

مرحله از بازسازی بر روی تمامی قسمت‌های سینوگرام اثر می‌گذارد. سپس در مرحله دوم قسمتی از سینوگرام خراب توسط یک ماسک غیرخطی با سینوگرام متناظر حاصل از مرحله اول ادغام می‌شود که نتیجه نهایی این روش بدست می‌آید. جزئیات این دو مرحله بازسازی در ادامه آمده است.

• مرحله یک: بازسازی سلسله مراتبی

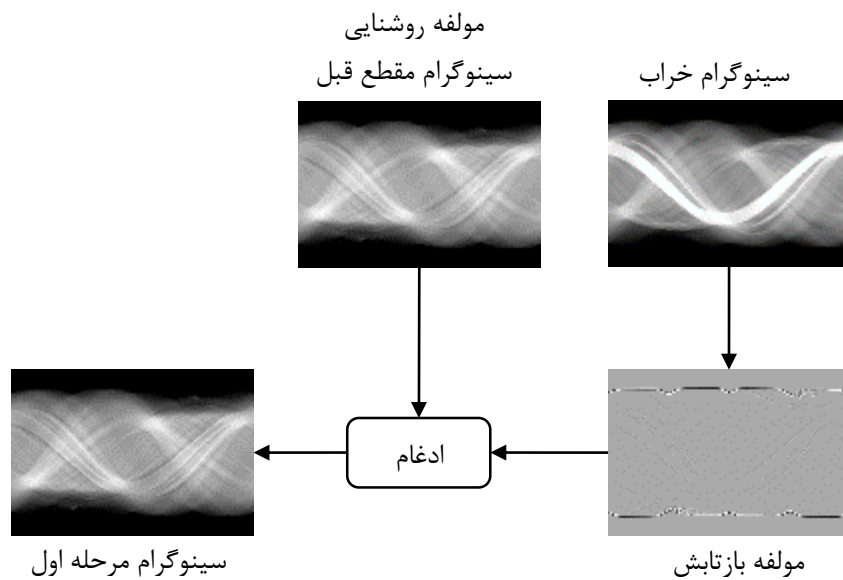
در بازسازی ترتیبی دنباله تصاویر CT، سینوگرام‌های تصاویر مورد بررسی قرار می‌گیرند. در مواجهه با اولین سینوگرام حاوی اثر مصنوعات فلزی $P_{c(n)}(r, \theta)$ ، مولفه روشنایی آن توسط مولفه روشنایی سینوگرام قبلی $i_{r(n-1)}(r, \theta)$ جایگزین می‌شود. پس از ترکیب این مولفه روشنایی با مولفه بازتابش سینوگرام خراب $r_{c(n)}(r, \theta)$ با معکوس فیلتر همومورفیک، تصویر بازسازی می‌شود. سینوگرام حاصل از این عمل، سینوگرام سالم $P_{r(n)}(r, \theta)$ فرض شده و جایگزین سینوگرام اولیه می‌شود. این روند برای بقیه سینوگرام‌های موجود در مجموعه سینوگرام‌های حاوی اثر مصنوعات فلزی به صورت ترتیبی تکرار می‌شود.

با توجه به توضیحات این بخش، برای بدست آوردن نتیجه مرحله اول روش پیشنهادی می‌توان از رابطه

۵-۳ که در زیر آمده است، استفاده کرد:

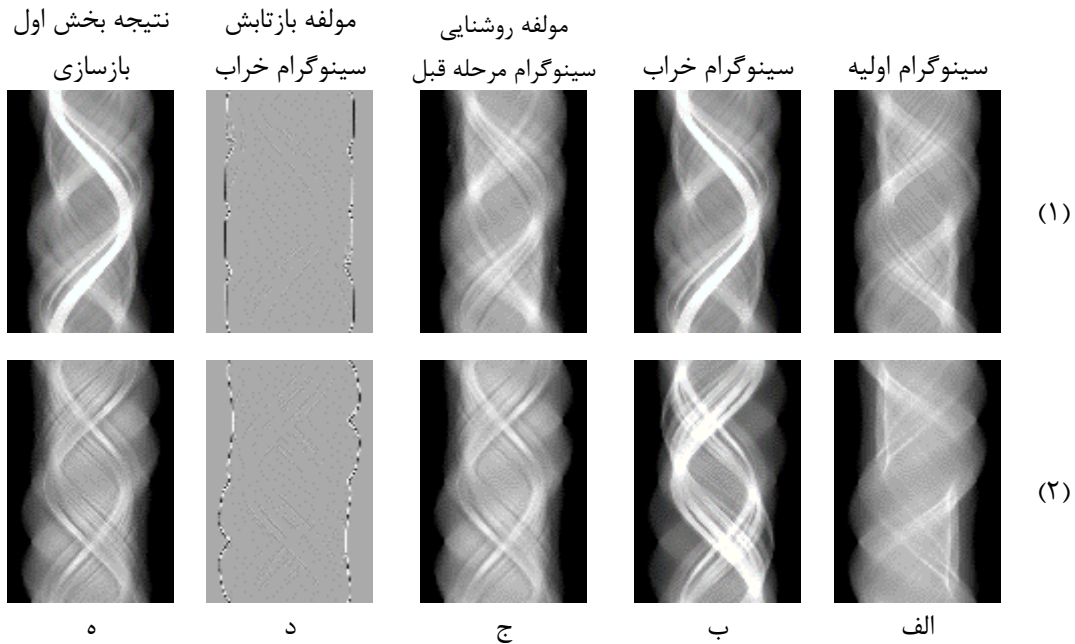
$$P_{r(n)}(r, \theta) = i_{r(n-1)}(r, \theta) \cdot r_{c(n)}(r, \theta) \quad ۵-۳$$

در شکل ۵-۳ روال کلی این مرحله از فرایند بازسازی آمده است.

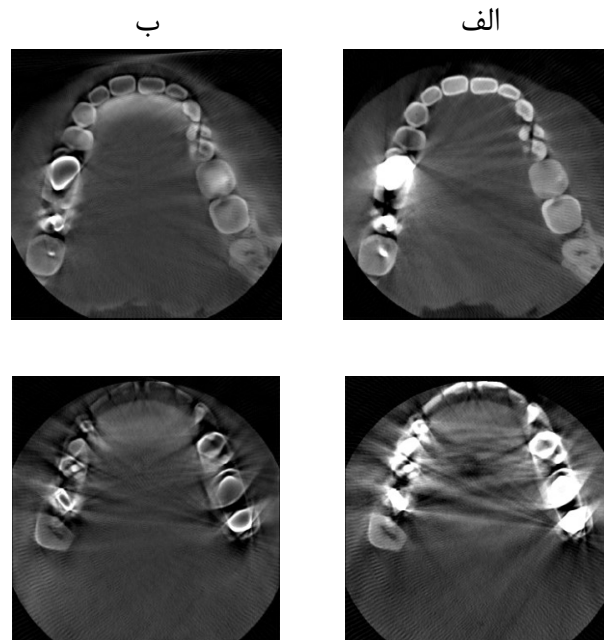


شکل ۳-۵: فلوجارت مرحله اول بازسازی سلسله‌مراتبی

در شکل ۳-۶ می‌توانید نمونه‌ای از نتایج مرحله‌ای این بخش را مشاهده کنید. همچنین در شکل ۳-۷ می‌توانید نتیجه مربوط به این مرحله بازسازی را در حوزه مکان که با تبدیل معکوس سینوگرام بدست آمده است مشاهده نمایید.



شکل ۳-۶: دو سینوگرام متفاوت ۱ و ۲ در مرحله اول فرآیند بازسازی روش پیشنهادی. الف: سینوگرام اولین تصویر سالم قبل از تصویر خراب، ب: سینوگرام تصویر خراب فعلی، ج: مولفه روشنایی سینوگرام تصویر متناظر در ستون الف، د: مولفه بازتابش سینوگرام خراب فعلی مربوط به ستون ب، ه: نتیجه فرآیند بازسازی سینوگرام ستون ب.



شکل ۳-۷: تصاویر در حوزه مکان داده‌های شکل ۳-۶. الف: تصویر خراب حاصل از تبدیل معکوس سینوگرام خراب شکل ۳-۶-ب، ب: تصویر حوزه مکان نتیجه مرحله اول فرآیند بازسازی شکل ۳-۶-ه.

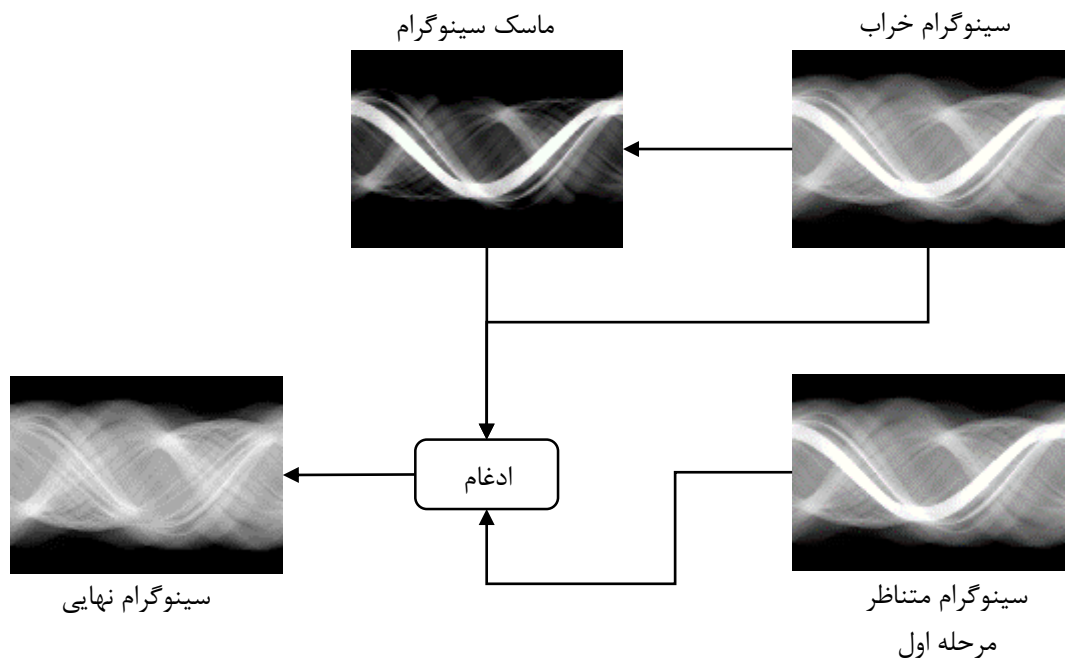
همانطور که در شکل ۳-۶ و شکل ۳-۷ دیده می‌شود، میزان زیادی از نویزها برطرف شده است و همچنین سینوگرام آن به سینوگرام تصاویر سالم نزدیک‌تر شده است. اما اگر دقیق به تصویر بدست آمده توجه شود برخی از قسمت‌های عاری از نویز تصویر تحت تاثیر فرایند بازسازی قرار گرفته‌اند. در واقع، تغییر کامل مولفه روشنایی باعث نتیجه منفی در آن قسمت از تصویر شده است. این نتیجه منفی در مرحله بعدی این روش بازسازی با استفاده از ادغام تصویر اصلی و تصویر این مرحله رفع شده است. در ادامه جزئیات ادغام دو تصویر آمده است.

• مرحله دو: بازسازی نهایی

در مرحله اول بازسازی، عمل بازسازی بر روی کل سینوگرام اعمال شده است. بنابراین قسمت‌های عاری از نویز در سینوگرام نیز تحت تاثیر این فرایند قرار می‌گیرند. برای رفع این مشکل یک ماسک غیرخطی $P_{t(n)}(r, \theta)$ از سینوگرام خراب $P_{c(n)}(r, \theta)$ محاسبه می‌شود. برای محاسبه این ماسک ابتدا مقدار میانگین سینوگرام $P_{r(n)}(r, \theta)$ محاسبه شده و به عنوان عدد آستانه گذاری انتخاب می‌شود. سپس سینوگرام خراب با این عدد، آستانه‌گذاری شده و مقادیر بیشتر از این عدد استخراج می‌شوند. مقادیر استخراج شده نرمال می‌شوند و به عنوان ماسک غیرخطی در این مرحله استفاده می‌شوند. سپس سینوگرام ماسک غیرخطی به عنوان ضریب، جهت ترکیب سینوگرام خراب و سینوگرام متناظر $P_{r(n)}(r, \theta)$ حاصل از مرحله اول، به کار می‌رود که نتیجه آن سینوگرام بازسازی شده نهایی $g_n(r, \theta)$ است. در این حالت قسمت‌هایی از سینوگرام که اثر نویز در خود ندارند دچار تغییر نمی‌شوند و در بدست آمدن نتیجه نهایی کمک فراوانی می‌کنند. رابطه ترکیب سینوگرام‌ها به صورت زیر است.

$$g_n(r, \theta) = P_{t(n)}(r, \theta) \cdot P_{r(n)}(r, \theta) + (1 - P_{t(n)}(r, \theta)) \cdot P_{c(n)}(r, \theta) \quad ۳-۶$$

در شکل ۳-۸ فلوچارت این مرحله از فرایند بازسازی قابل مشاهده است.

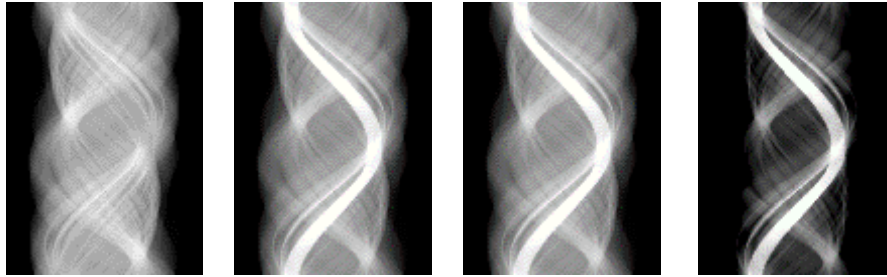


شکل ۳-۸: فلوچارت مرحله دوم فرایند بازسازی سلسله مراتبی

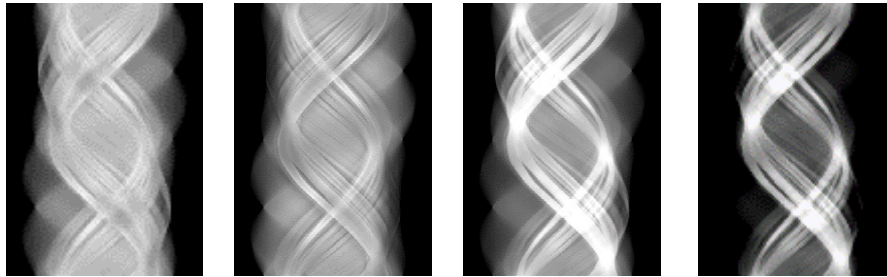
نمونه ای از خروجی بازسازی نهایی را برای دو سینوگرام متفاوت در شکل ۳-۹ مشاهده می کنید و در شکل ۳-۱۰ تبدیل معکوس سینوگرام مربوط به این مرحله بازسازی آمده است.

همانطور که در شکل ۳-۱۰ قابل مشاهده است، اثر مصنوعات فلزی به صورت قابل توجهی کاهش یافته است و مشکل بخش قبل نیز در آن مشاهده نمی شود و قسمت‌هایی از تصویر که اثر نویز در آنها وجود ندارد دچار تغییر منفی نشده‌اند.

سینوگرام نهایی سینوگرام متناظر سینوگرام خراب ماسک غیرخطی



(۱)



(۲)

د

ج

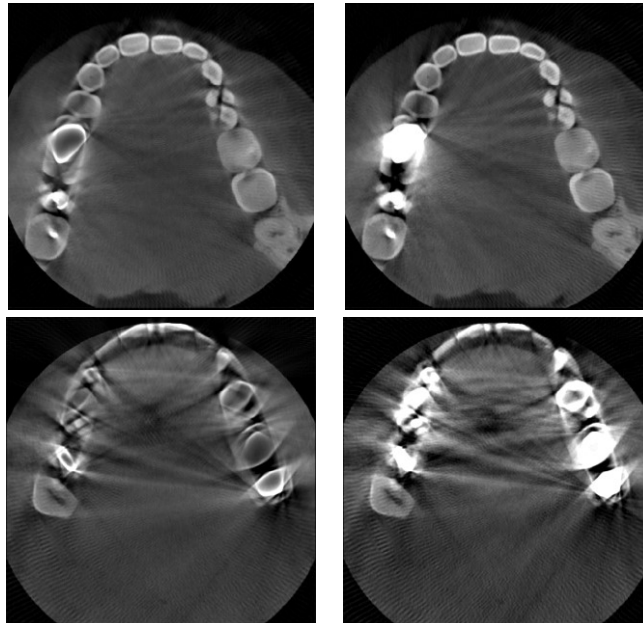
ب

الف

شکل ۳-۹: دو نمونه ۱ و ۲ فرآیند بازسازی نهایی روش پیشنهادی. الف: ماسک غیرخطی، ب: سینوگرام خراب، ج: سینوگرام متناظر حاصل از مرحله اول بازسازی، د: نتیجه نهایی فرآیند بازسازی.

ب

الف

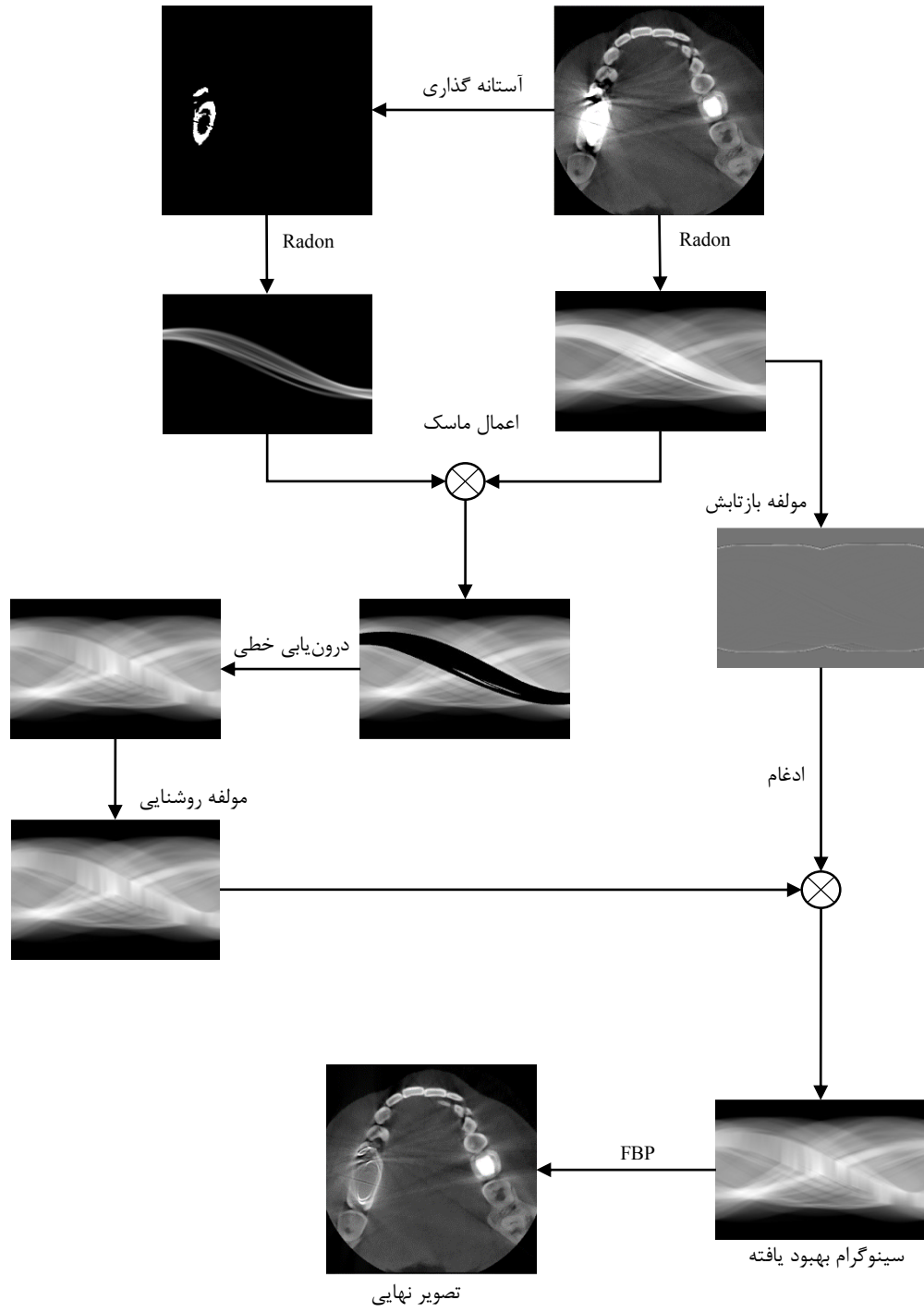


شکل ۳-۱۰: تصاویر در حوزه مکان داده‌های شکل ۳-۹. الف: تصویر خراب در حوزه مکان شکل ۳-۹-ب و ب: تصویر بهبود داده شده به روش پیشنهادی در حوزه مکان شکل ۳-۹-د.

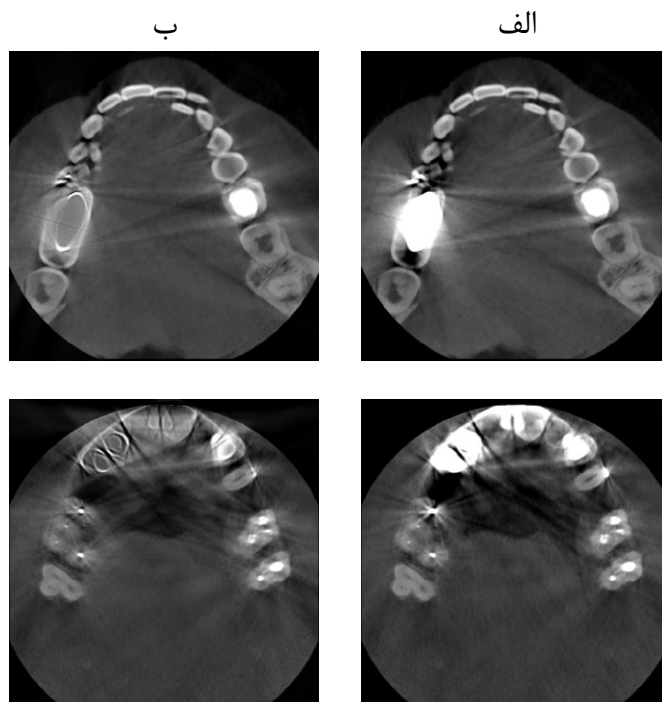
۳-۳-۲- روش دوم: استفاده از درون‌یابی خطی

در روش بهبود مولفه‌ای درون‌یابی خطی، مانند روش اول از تکنیک بهبود مولفه‌ای تصویر استفاده شده است. در این روش نیز مولفه روشنایی سینوگرام خراب مورد ویرایش قرار گرفته و مولفه بازتابش آن دچار تغییر نمی‌گردد.

در روش بهبود مولفه‌ای درون‌یابی خطی، قسمت‌های فلز در تصویر حوزه مکان با استفاده از آستانه گذاری جدا می‌شوند. سپس تصویر آستانه‌گذاری شده و تصویر خراب، هر دو با استفاده از تبدیل Radon به حوزه سینوگرام فرستاده می‌شوند. سینوگرام تصویر آستانه‌گذاری به عنوان ماسک برای سینوگرام تصویر خراب استفاده می‌شود و محلهایی که قسمت فلزی وجود دارد به عنوان داده از بین رفته در نظر گرفته می‌شوند و از سینوگرام خراب حذف می‌شوند. سپس محلهای حذف شده با استفاده از درون‌یابی خطی بازیابی می‌شوند. سینوگرام بازیابی شده به عنوان الگوی بازسازی برای سینوگرام خراب در نظر گرفته می‌شود. در ادامه سینوگرام بازیابی شده و سینوگرام خراب هر دو به کمک فیلتر همومورفیک به مولفه‌های روشنایی و بازتابش تجزیه می‌شوند. سپس مولفه روشنایی سینوگرام بازیابی شده به عنوان دانش اولیه برای بازسازی سینوگرام خراب در نظر گرفته می‌شود و جایگزین مولفه روشنایی سینوگرام خراب می‌گردد. در ادامه مولفه روشنایی سینوگرام بازیابی شده با مولفه بازتابش سینوگرام خراب با استفاده از معکوس فیلتر همومورفیک ادغام می‌شود. نتیجه این عملیات سینوگرام بهبود داده شده نهایی خواهد بود. آنگاه سینوگرام نهایی با استفاده از FBP به حوزه مکان فرستاده می‌شود که تصویر بهبود داده شده از آن حاصل شود. در شکل ۳-۱۱ شمای کلی روش بهبود مولفه‌ای درون‌یابی خطی که در این قسمت توضیح داده شد، آمده است. همچنین در شکل ۳-۱۲ نتیجه اعمال این روش بر روی دو نمونه متفاوت را مشاهده می‌کنید.



شکل ۱۱-۳: شمای کلی روش بهبود مولفه‌ای درونیابی خطی



شکل ۳-۱۲: نتیجه روش بهبود مولفه‌های درونیابی خطی برای دو نمونه متفاوت. الف: تصویر خراب، ب: تصویر حاصل از روش دوم.

۳-۴- جمع‌بندی

در ابتدای این فصل مروری بر برخی از کارهای گذشته برای بهبود اثر مصنوعات انجام شده است. پس از آن مدل روشنایی-بازتابش مطرح گردید و بهبود مولفه‌های تصویر نیز معرفی شد و بیان شد که نویزها بر اساس رفتاری که دارند، اثرات متفاوتی بر مولفه‌های تصویر می‌گذارند و یکی از روش‌های موثر بهبود کیفیت تصاویر انتخاب روش مناسب بهسازی برای هر مولفه است. پس از آن اثر مصنوعات فلزی بر روی مولفه‌های روشنایی و بازتابش مورد مطالعه قرار گرفتند و دیده شد که اثر مصنوعات فلزی، مولفه روشنایی را بیشتر تحت تاثیر خود قرار می‌دهند. سپس برای رفع اثر نویزها در مولفه روشنایی دو روش جهت اصلاح مولفه روشنایی سینیوگرام در این فصل پیشنهاد داده شد که نتایج قابل توجهی از آنها حاصل شده است.

فصل چہارم:

نتیجہ

۴- نتایج

۴-۱- مقدمه

در فصل سوم روش پیشنهادی این پایان‌نامه مطرح گردید، همچنین چندین روش مختلف موجود در زمینه بهبود اثر مصنوعات فلزی نیز در آن فصل معرفی شدند. در این فصل ابتدا مجموعه داده استفاده شده در این پایان‌نامه معرفی خواهد شد. پس از آن نتایج بدست آمده دو روش پیشنهادی این پایان‌نامه با دو روش استاندارد موجود در زمینه کاهش اثر مصنوعات فلزی مقایسه می‌شوند. از آنجا که در این زمینه تصاویر سالم برای ارزیابی کمی در دسترس نیستند، در اینجا ارزیابی‌ها به صورت کیفی انجام شده است. مقایسه بر اساس دو پارامتر کیفیت و حفظ اطلاعات ساختاری بافت‌ها انجام می‌شود. همچنین ارزیابی‌های رسم نمودار خط^{۲۴}، میانگین و $SD^{۲۵}$ ناحیه‌ای نیز برای ارزیابی عملکرد روش‌های مختلف در نظر گرفته شده است.

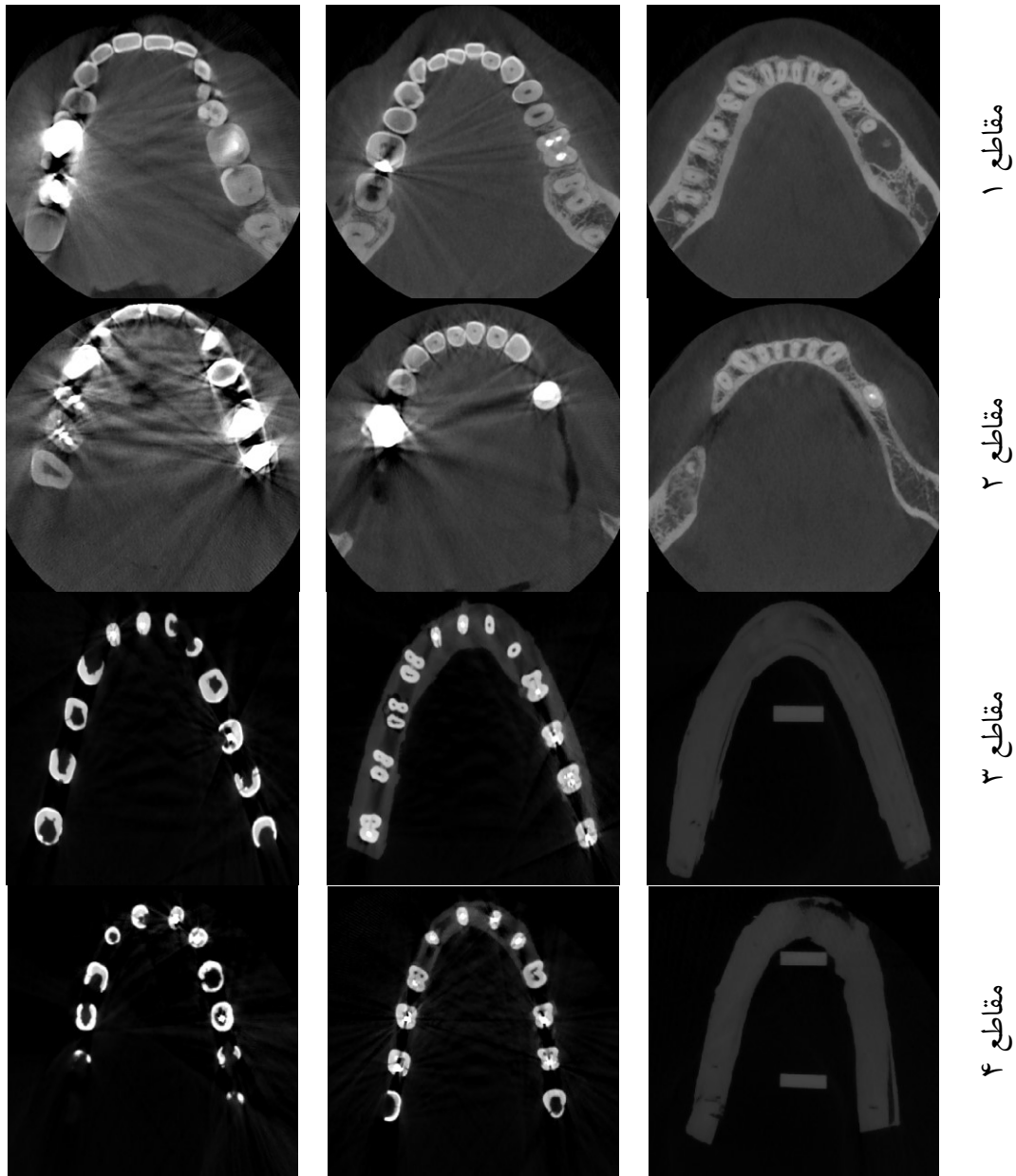
۴-۲- مجموعه داده

مجموعه داده‌ای که در این پایان‌نامه استفاده شده است حاوی ۱۱ نمونه مختلف مقطع‌نگاری است. عمل مقطع‌نگاری با دستگاه CT به روش تصویربرداری پرتو مخروطی صورت گرفته و تصاویر به صورت مقاطع جدا در قالب فایل DICOM جمع‌آوری شده‌اند. هر نمونه مقطع‌نگاری شامل چندین تصویر از مقاطع مختلف یک ناحیه هستند که با فاصله اندک از یکدیگر تهیه شده‌اند. در بین این ۱۱ نمونه، ۲ نمونه تصویربرداری از ناحیه فک و دهان انسانی است که از کاشت‌های فلزی استفاده کرده و مابقی نمونه‌ها از دندان‌های مصنوعی و فضای مصنوعی

^{۲۴} Line Profile

^{۲۵} Standard Division

تصویر برداری شده است. در مجموع، این مجموعه داده شامل ۲۴۵۵ مقطع است که از این تعداد مقاطع، ۹۳۰ مقطع آن مربوط به ۲ نمونه تصویربرداری شده از انسان است. هر نمونه مقطع‌نگاری متشکل از چندین مقطع سالم و همچنین چندین مقطع حاوی اثر مصنوعات فلزی است. در شکل ۱-۴ نمونه‌ای از مقاطع این مجموعه داده را مشاهده می‌کنید.



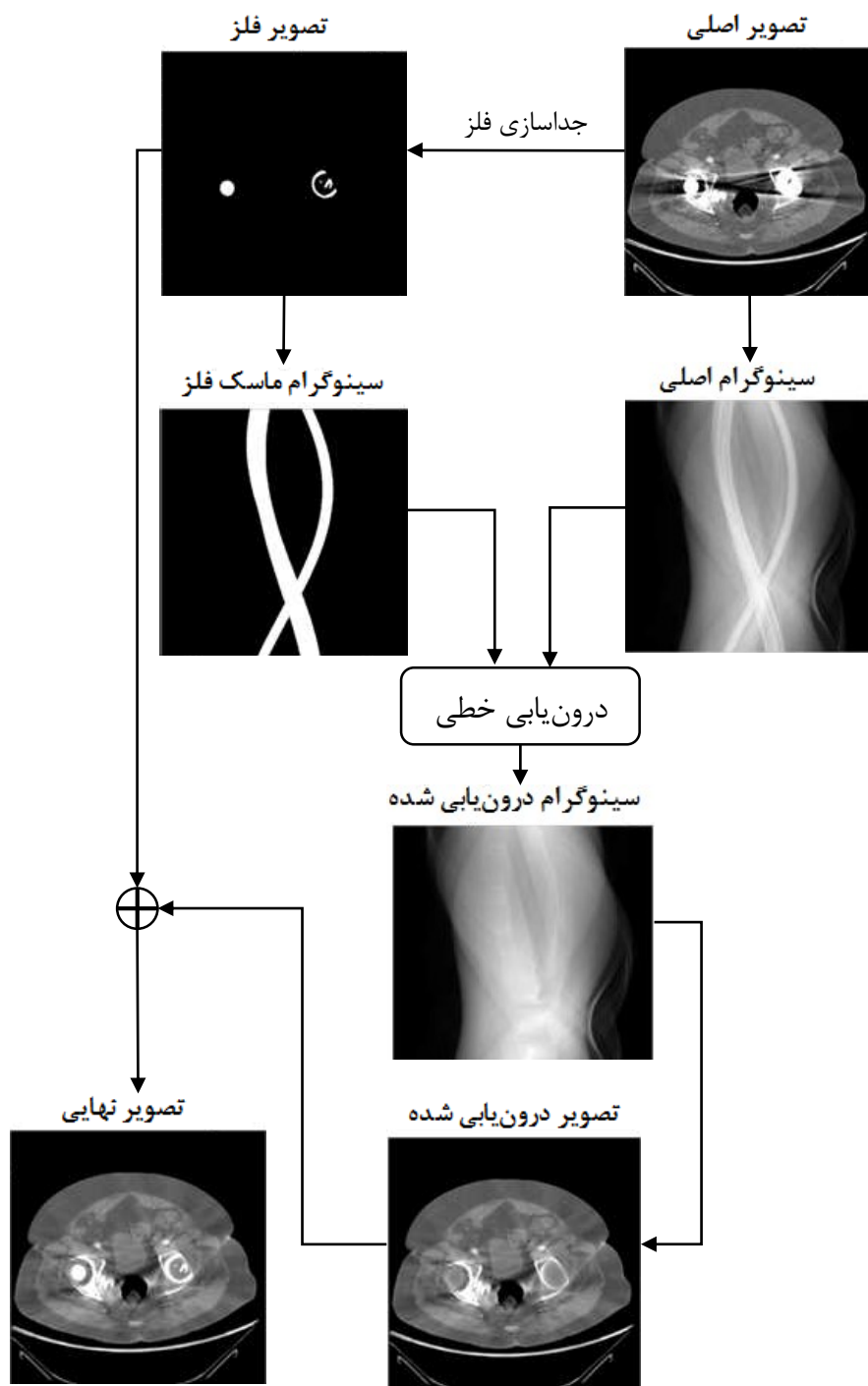
شکل ۱-۴: نمونه مقاطع موجود در مجموعه داده استفاده شده.

۴-۳- موارد ارزیابی

برای ارزیابی نتایج روش پیشنهادی، دو پارامتر کیفیت تصویر و ماندگاری ساختار بافتها در تصویر پس از کاهش اثر مصنوعات فلزی، به عنوان دو پارامتر مهم ارزیابی در نظر گرفته شده‌اند. این پارامترها با دو روش استاندارد کاهش اثر مصنوعات فلزی مقایسه می‌شوند. یکی از روشها کاهش اثر مصنوعات فلزی با استفاده از درونیابی خطی است و دیگری کاهش اثر مصنوعات فلزی نرمال شده نام دارد که در [۸] آمده است. روش بهبود بوسیله درونیابی خطی از این پس با نام روش LI و بهبود نرمال شده با نام روش NMAR اشاره می‌شوند. در فصل سوم در مورد این دو روش مختصری توضیح داده شده است. در ادامه روش محاسبه آنها به صورت دقیقتر بیان شده است.

روش LI:

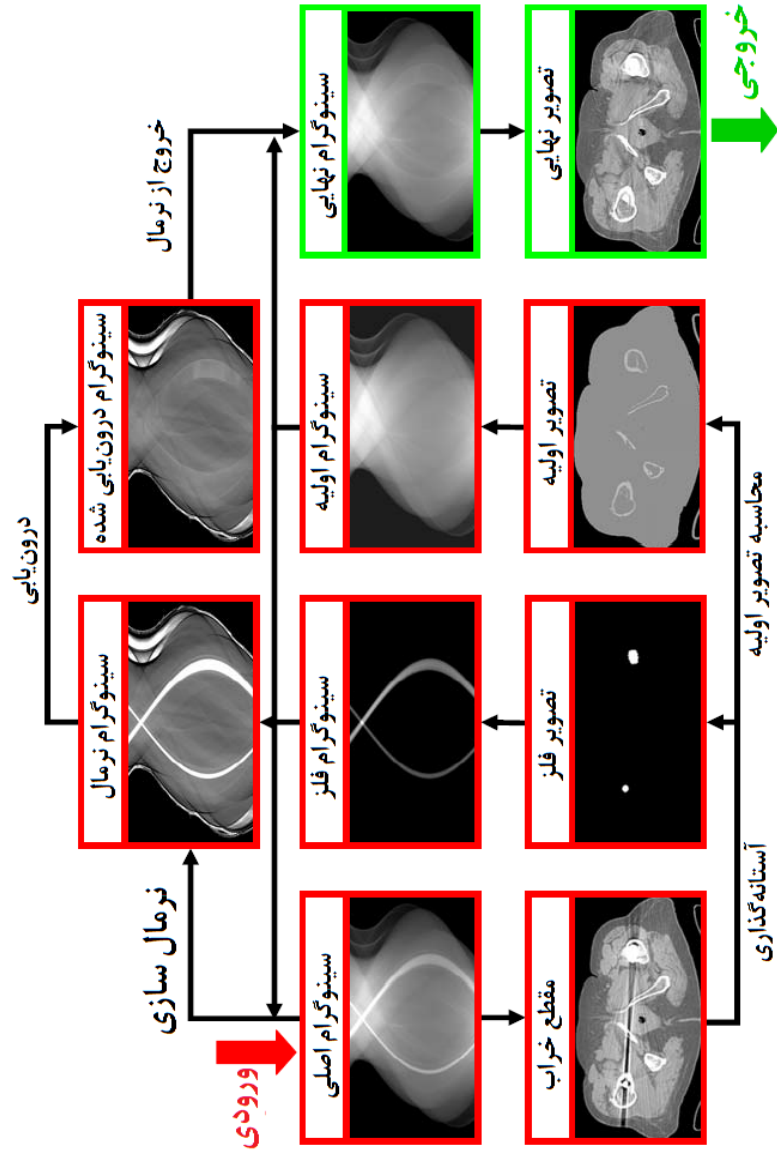
در روش بهبود اثر مصنوعات فلزی با استفاده از درونیابی خطی، در شروع کار با استفاده از آستانه‌گذاری مکان فلزها از تصویر حوزه مکان جدا می‌شوند. سپس تصویر حوزه مکان و تصویر فلزها با استفاده از تبدیل Radon به حوزه سینوگرام فرستاده می‌شوند. سینوگرام تصویر فلز به عنوان ماسک برای سینوگرام تصویر اصلی عمل می‌کند و مکان‌هایی که سینوگرام فلز مقدار دارد، در سینوگرام تصویر اصلی به عنوان داده از بین رفته تلقی می‌شود. سپس برای بدست آوردن مقادیر از بین رفته سینوگرام تصویر اصلی، آن داده‌ها را با استفاده از تکنیک درونیابی خطی تخمین می‌زنند. در این روش از درونیابی خطی یک بعدی برای زوایای مختلف سینوگرام استفاده شده است. سپس سینوگرام بدست آمده با استفاده از FBP به حوزه مکان فرستاده می‌شود و فلزها در تصویر بازگردانده می‌شوند. در شکل ۴-۲ مراحل کار این روش بهسازی به تصویر کشیده شده است.



شکل ۴-۲: مراحل الگوریتم بهبود اثر مصنوعات فلزی درون‌یابی خطی (روش LI). [۳۳]

روش NMAR:

در بهبود اثر مصنوعات فلزی نرمال شده، تصویر اصلی را با استفاده از فیلتر گوسی نرمال کرده سپس با استفاده از آستانه گذاری یک تصویر اولیه از آن تهیه می‌کند. تصویر اولیه را همراه با تصویر اصلی به حوزه سینوگرام می‌فرستد. سپس از سینوگرام تصویر اولیه برای نرمال سازی سینوگرام تصویر اصلی استفاده کرده است. بدین صورت که سینوگرام تصویر اصلی را بر سینوگرام تصویر اولیه تقسیم می‌کند. آنگاه سینوگرام نرمال شده را با استفاده از روش درون‌یابی خطی (مانند روش LI) بهبود می‌دهد. سپس سینوگرام درون‌یابی شده را در سینوگرام تصویر اولیه ضرب کرده و آن را به حوزه مکان باز می‌گرداند. همچنین فلزها را به این تصویر می‌افزاید که نتیجه نهایی آن حاصل می‌شود. در مراحل کار این روش آمده است.



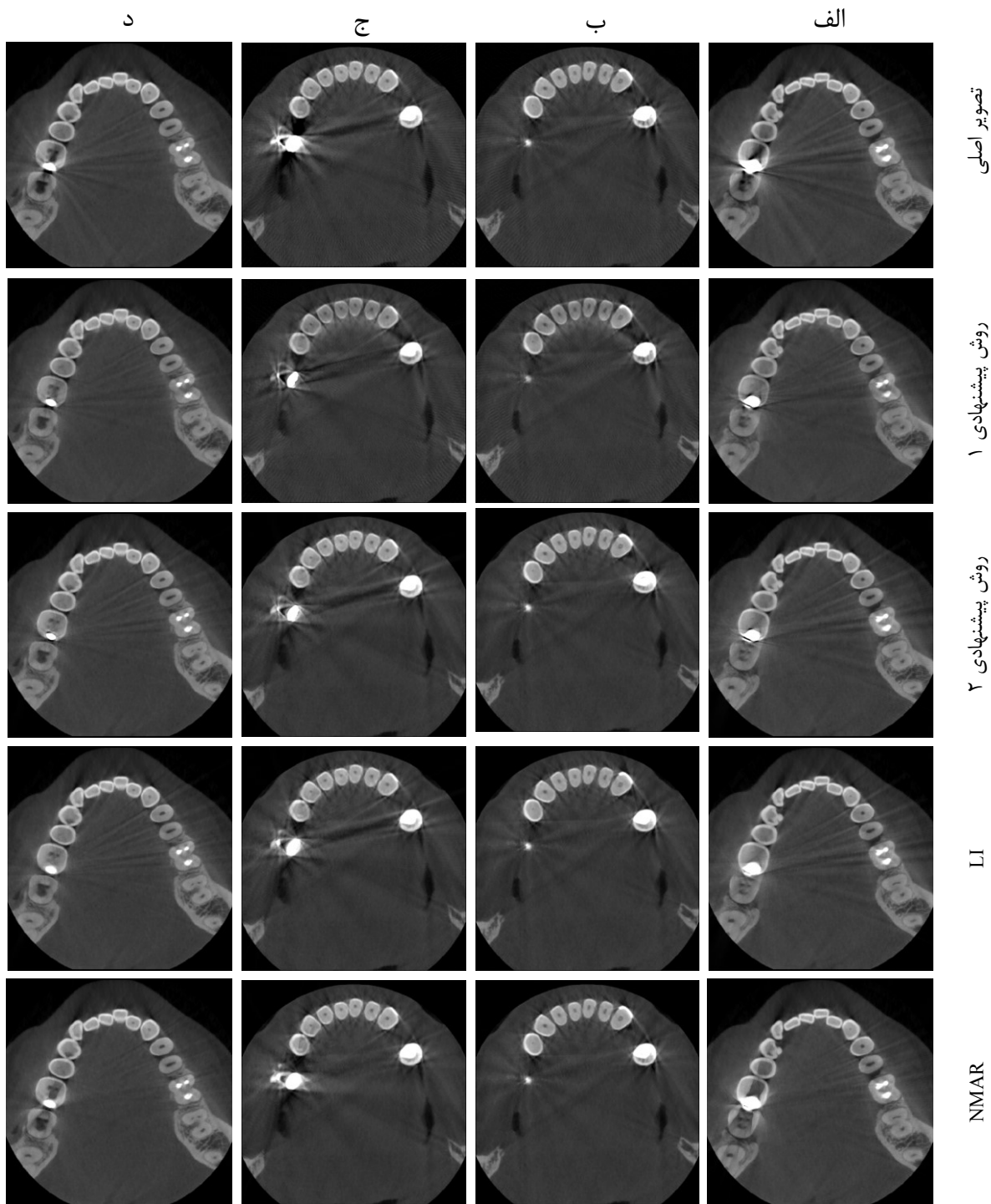
شکل ۳-۴: مراحل کار بهبود اثر مصنوعات فلزی نرمال شده (روش NMAR). [۸]

۴-۴- ارزیابی نتایج

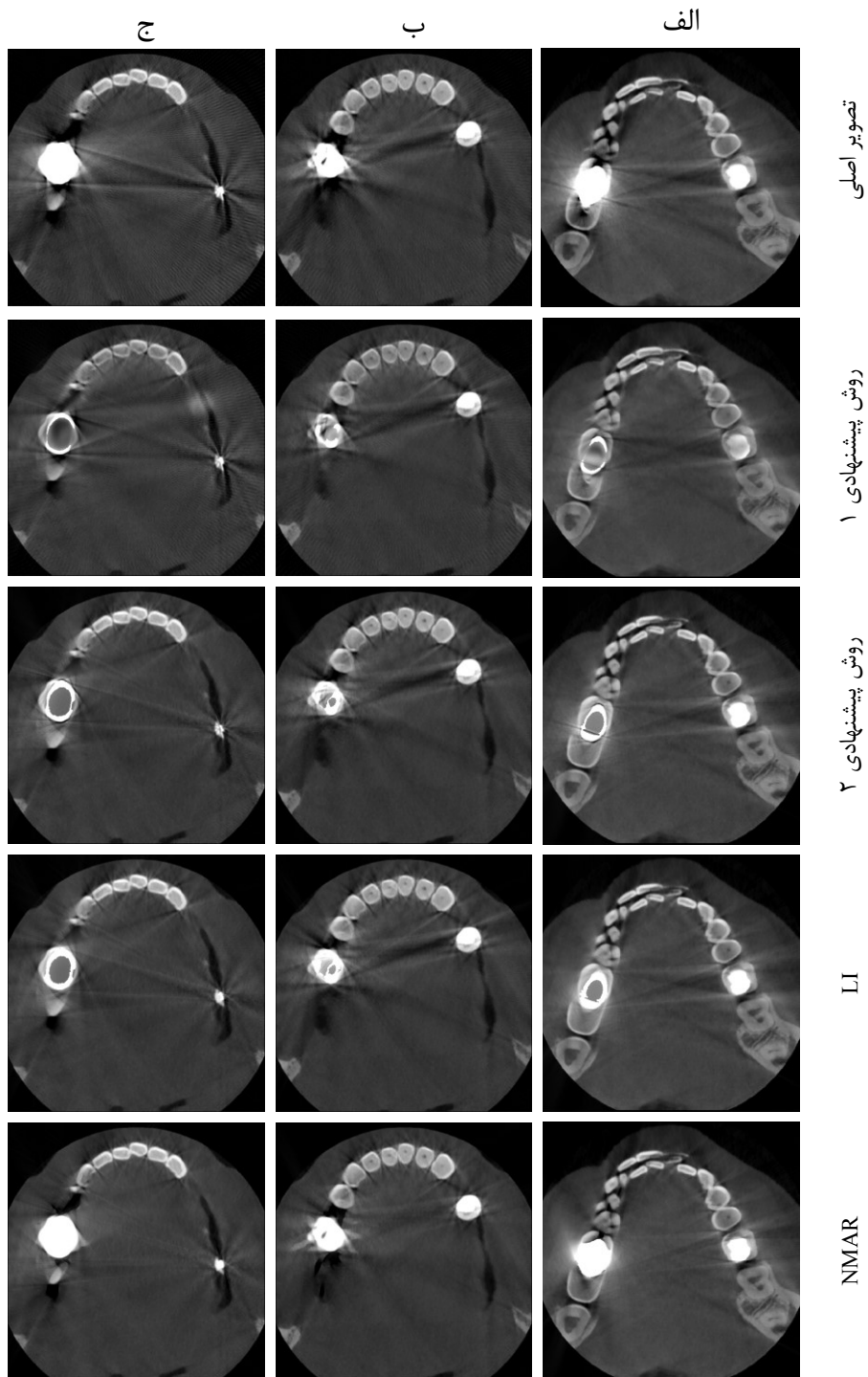
همانطور که بیان شد برای ارزیابی نتایج دو پارامتر مهم کیفیت و حفظ ساختار بیولوژیکی در تصویر بدست آمده مورد نظر هستند. ارزیابی در حالت‌های مختلف میزان شدت نویز انجام خواهد شد و نتایج مربوط به هر کدام قرار داده می‌شود. از آنجا که در تصویربرداری پزشکی تصاویر سالم مقاطع مختلف در دسترس نیستند و همچنین اطلاعات دقیقی در مورد میزان تضعیف پرتو توسط بافت‌های بدن موجود نیست، ارزیابی کمی در حالت عادی ممکن نیست. برای ارزیابی فقط می‌توان از روش‌های ساده مانند میانگین یک ناحیه استفاده کرد یا اینکه ارزیابی‌ها به صورت کیفی انجام شوند [۳۴] که در اینجا ارزیابی کیفی تصویر، رسم نمودار مکان خاص، میانگین و SD انجام شده است.

۴-۴-۱- ارزیابی کیفیت

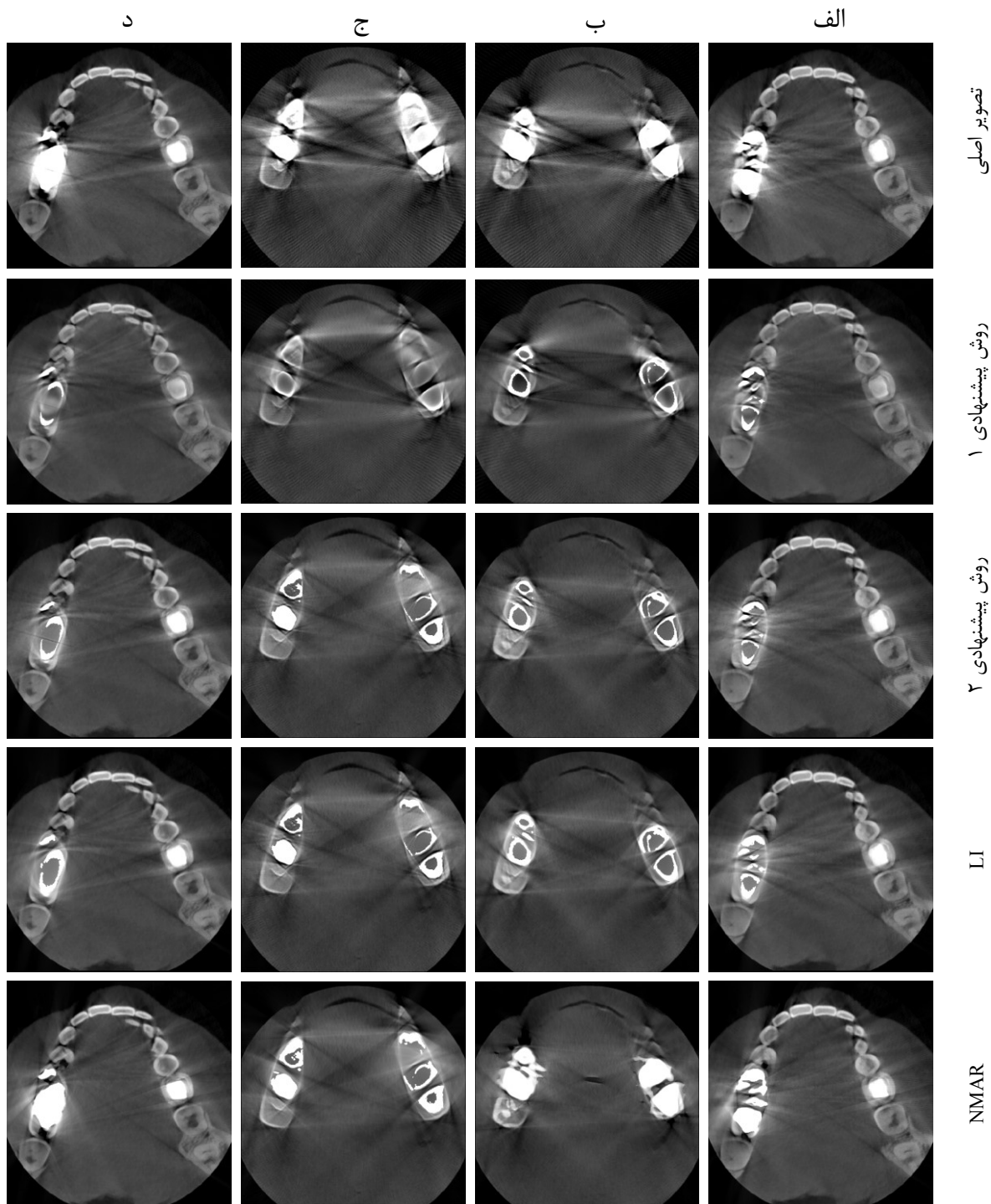
در این مرحله از ارزیابی مقاطعی با شدت نویزهای متفاوت (کم، متوسط و زیاد) از مجموعه داده استخراج شده‌اند. سپس این مقاطع با استفاده از روش‌های کاهش اثر مصنوعات فلزی ذکر شده بهسازی شده‌اند و نتایج بهسازی این روش‌ها به صورت کیفی ارزیابی شده است. در شکل ۴-۴، شکل ۴-۵ و شکل ۴-۶ نتایج مختلف روش‌های بهسازی را مشاهده می‌کنید.



شکل ۴-۴: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نویز کم



شکل ۴-۵: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نویز متوسط



شکل ۴-۶: نتیجه روش‌های مختلف برای مقاطع با شدت نویز زیاد

نتیجه ارزیابی کیفیت

۱- مقاطع با شدت نویز کم

با توجه به تصاویر شکل ۴-۴، روش پیشنهادی ۱، روش پیشنهادی ۲ و روش LI، در کاهش نویز تصاویر در قسمت بافت‌های نرم و همچنین سایه‌های حول فلز خوب عمل کردند و نتایج آنها از لحاظ کیفی تقریباً یکسان است. روش NMAR در کاهش نویز بافت نرم بهتر از بقیه روش‌ها عمل کرده است اما برای کاهش اثر سایه‌ها نتیجه ضعیفی نسبت به بقیه روش‌ها از خود نشان داده است.

۲- مقاطع با شدت نویز متوسط

با توجه به تصاویر شکل ۵-۴، مانند مقاطع با شدت نویز کم روش پیشنهادی ۱، روش پیشنهادی ۲ و روش LI، در کاهش اثرات نویز تقریباً یکسان عمل کرده‌اند و روش ۲ نیز در حذف سایه‌ها ضعیف عمل کرده است.

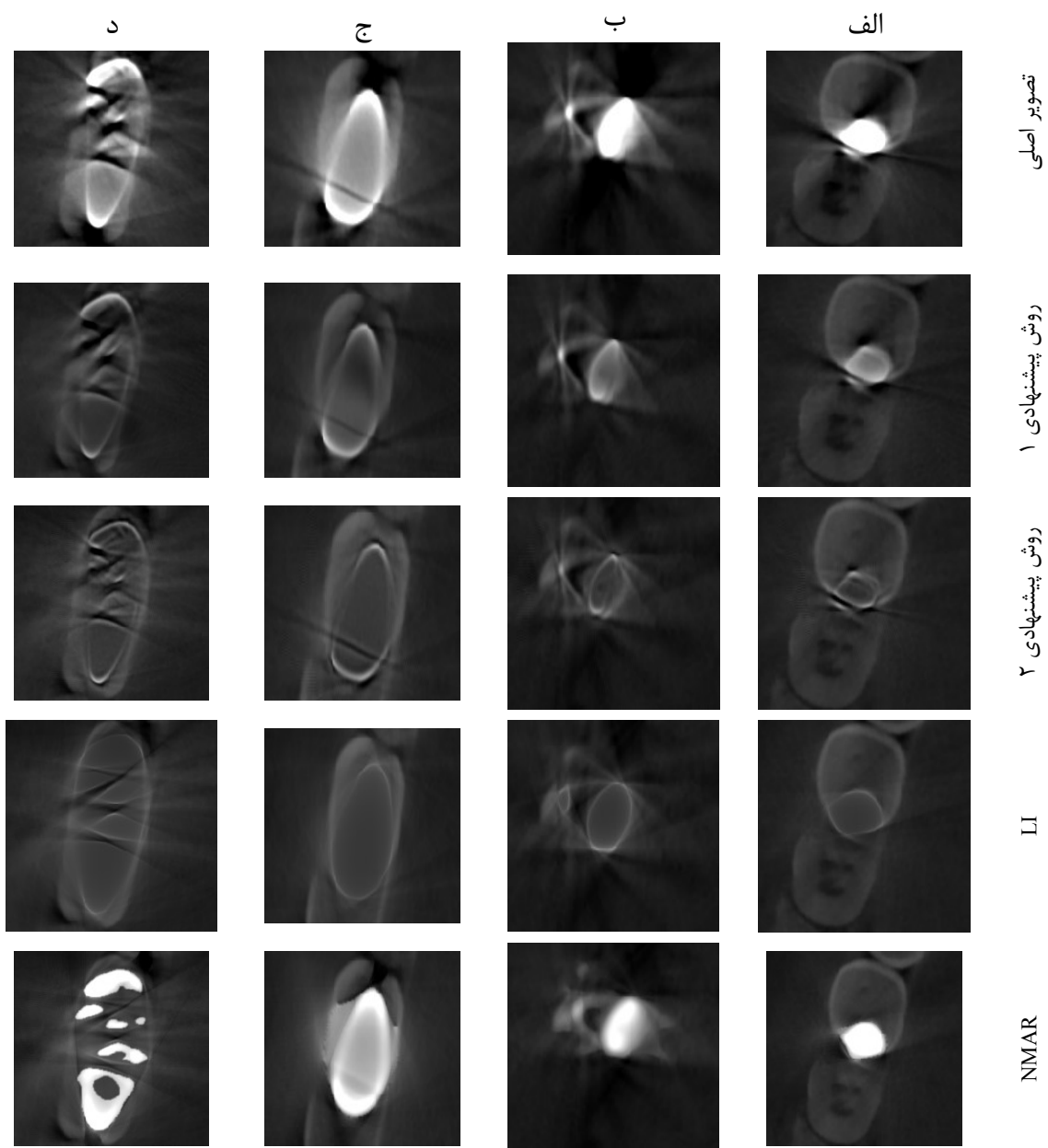
۳- مقاطع با شدت نویز زیاد

با توجه به تصاویر شکل ۶-۴، روش پیشنهادی ۱ در کاهش اثر نویز در قسمت بافت نرم ضعیف‌تر از بقیه روش‌ها ظاهر شده است. روش NMAR نیز مانند نتایج پیشین فقط در کاهش اثر نویز بافت‌های نرم خوب ظاهر شده است. روش پیشنهادی ۲ و روش LI نیز تقریباً عملکرد یکسانی را از خود نشان داده‌اند.

۴-۴-۲- ارزیابی ساختار

در روش ارزیابی ساختاری برای اینکه بتوان دقت حفظ ساختار تصویر را مقایسه کرد، قسمت فلزی موجود در تصویر اصلی در مرحله آخر به تصویر بهبود داده شده بازگردانده نشده است. از آنجا که اضافه شدن قسمت فلزی جزئی از الگوریتم روش NMAR است، در روش NMAR تصاویر فلز باقی مانده است. حذف فلز از روش NMAR باعث می‌شود که این روش در ناحیه قسمت فلزی نتیجه‌ای مانند روش LI داشته باشد. به این دلیل برای روش NMAR فلزها در تصویر باقی مانده‌اند.

در ادامه تصاویر بدون داشتن قسمت فلزی با یکدیگر مقایسه شده‌اند. در شکل ۴-۷ تصاویری جهت مقایسه آمده است.



شکل ۴-۷: مقایسه ساختار تصویر پس از کاهش اثر مصنوعات فلزی با روش‌های دیگر.

نتیجه ارزیابی ساختار


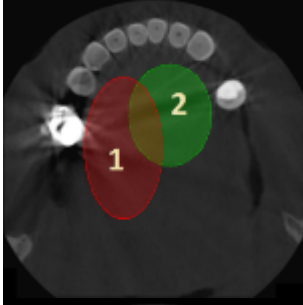

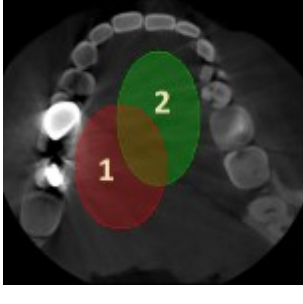


با توجه به تصاویر شکل ۴-۷، روش پیشنهادی ۱ و روش پیشنهادی ۲ در حفظ ساختار بافت‌ها در این قسمت بهتر از دو روش دیگر ظاهر شده‌اند. این نتیجه به این دلیل است که در روش‌های پیشنهادی از بهبود مولفه‌ای تصویر استفاده شده است و مولفه بازتابش که دربرگیرنده ساختار تصویر است دچار تغییر نشده است.

۴-۳-۴- ارزیابی میانگین و SD

در ارزیابی میانگین و SD، ارزیابی نسبی انجام شده است، بدین صورت که این ارزیابی بر روی بافت‌های نرم انجام شده و از داده سالم موجود در مجموعه مقاطع جهت ارزیابی استفاده شده است. در واقع در تصویر بازسازی شده یک ناحیه خاص^{۲۶} در بافت نرم مورد توجه قرار خواهد گرفت. سپس میانگین و SD آن ناحیه محاسبه می‌شود و جهت ارزیابی آن، یک مقطع سالم از همان مجموعه تصویربرداری انتخاب شده و میانگین و SD بافت نرم آن مقطع نیز محاسبه می‌شود. آنگاه نزدیک‌ترین نتیجه به مقطع سالم مشخص می‌شود. در ادامه نتیجه این ارزیابی را مشاهده می‌کنید.

^{۲۶} Region of Interest

جدول ۱-۴: ارزیابی پارامترهای میانگین و SD روش‌های مختلف

خراب	روش NMAR	روش LI	پیشنهادی		سالم	ارزیابی		
			۱	۲				
	میانگین	۱۷۸۰٫۵۵	۱۷۱۸٫۰۶	۱۵۹۹٫۳۶	۱۵۹۹٫۸۰	۱۴۰۴٫۵۵	۱۲۸۱٫۹۶	ناحیه ۱
	SD	۴۴۷٫۹۸	۳۷۳٫۴۳	۳۱۰٫۶۷	۳۰۱٫۸۴	۱۸۵٫۴۶	۷۲٫۳۲	
	میانگین	۱۵۲۶٫۹۵	۱۵۲۶٫۲۸	۱۵۶۱٫۲۹	۱۵۴۶٫۲۰	۱۳۱۳٫۹۰	۱۲۸۴٫۳۹	ناحیه ۲
	SD	۲۰۹٫۶۷	۱۶۵٫۸۸	۲۰۹٫۱۵	۱۸۹٫۳۳	۱۶۳٫۵۶	۶۰٫۳۳	
	میانگین	۱۶۵۳٫۷۵	۱۶۲۲٫۱۷	۱۵۸۰٫۳۲	۱۵۷۳	۱۳۵۹٫۲۲	۱۲۸۳٫۱۷	کل
	SD	۳۲۸٫۸۲	۲۶۹٫۶۵	۲۵۹٫۹۱	۲۴۵٫۵۸	۱۷۴٫۵۱	۶۶٫۳۲	
	میانگین	۱۳۸۰٫۹۷	۱۳۵۷٫۳۱	۱۳۰۳٫۱۶	۱۳۰۲٫۴۸	۱۲۲۸٫۸۸	۱۱۷۷٫۳۸	ناحیه ۱
	SD	۴۴۰٫۹۰	۳۳۸٫۷۲	۲۹۲٫۵۷	۲۹۹٫۶۷	۲۳۵٫۵۷	۵۲٫۴۹	
	میانگین	۱۳۲۵٫۴۶	۱۳۰۸٫۲۱	۱۲۹۲٫۰۸	۱۲۹۴٫۶۵	۱۲۳۳٫۹۹	۱۱۷۵٫۰۳	ناحیه ۲
	SD	۲۳۴٫۶۰	۱۵۱٫۸۵	۲۶۸٫۰۸	۲۶۷٫۵۹	۲۶۸٫۱۱	۹۶٫۱۵	
	میانگین	۱۳۵۳٫۲۱	۱۳۳۲٫۷۶	۱۲۹۷٫۶۲	۱۲۹۸٫۵۶	۱۲۳۱٫۴۳	۱۱۷۶٫۲۰	کل
	SD	۳۳۷٫۷۵	۲۴۵٫۲۸	۲۸۰٫۳۲	۲۸۳٫۶۳	۲۵۱٫۸۴	۷۴٫۳۲	
	میانگین	۱۶۰۲٫۸۷	۱۵۶۶٫۴۲	۱۵۲۹٫۶۸	۱۵۱۴٫۵۱	۱۲۶۴٫۷۰	۱۱۷۶٫۶۴	ناحیه ۱
	SD	۶۲۶٫۲۵	۴۲۰٫۳۷	۲۹۷٫۸۶	۲۸۷٫۶۱	۳۶۷٫۲۵	۵۳٫۲۲	
	میانگین	۱۵۶۴٫۰۸	۱۴۸۶٫۰۵	۱۴۹۵٫۱۶	۱۴۸۴٫۵۲	۱۴۲۶٫۰۳	۱۱۸۵٫۶۰	ناحیه ۲
	SD	۳۹۹٫۷۴	۲۷۱٫۷۶	۲۳۹٫۳۲	۲۲۹٫۱۸	۲۹۹٫۳۱	۵۰٫۸۳	
	میانگین	۱۵۸۳٫۴۷	۱۵۲۶٫۲۳	۱۵۱۲٫۴۲	۱۴۹۹٫۵۱	۱۳۴۵٫۳۶	۱۱۸۱٫۱۲	کل
	SD	۵۱۲٫۹۹	۳۴۶٫۰۶	۲۶۸٫۵۹	۲۵۸٫۳۹	۳۳۳٫۲۸	۵۲٫۰۲	
	میانگین	۱۷۶۷٫۴۳	۱۷۲۴٫۶۷	۱۶۲۶٫۹۷	۱۶۲۸٫۵۰	۱۴۲۶٫۰۴	۱۲۹۸٫۸۴	ناحیه ۱
	SD	۴۲۳٫۷۲	۳۷۰٫۸۴	۳۲۳٫۸۵	۳۲۵٫۰۲	۲۱۴٫۹۲	۹۲٫۴۷	
	میانگین	۱۴۸۷٫۲۱	۱۴۷۶٫۱۸	۱۴۵۱٫۷۴	۱۴۵۳٫۲۲	۱۳۴۸٫۸۲	۱۲۹۹٫۹۲	ناحیه ۲
	SD	۱۵۶٫۵۷	۱۱۹٫۱۹	۱۲۷٫۳۹	۱۳۱٫۳۶	۱۴۷٫۸۹	۸۸٫۵۸	
	میانگین	۱۶۲۷٫۳۲	۱۶۰۰٫۴۲	۱۵۳۹٫۳۵	۱۵۴۰٫۸۶	۱۳۸۷٫۴۳	۱۲۹۹٫۳۸	کل
	SD	۲۹۰٫۱۴	۲۴۵٫۰۱	۲۲۵٫۶۲	۲۲۸٫۱۹	۱۸۱٫۴۰	۹۰٫۵۲	

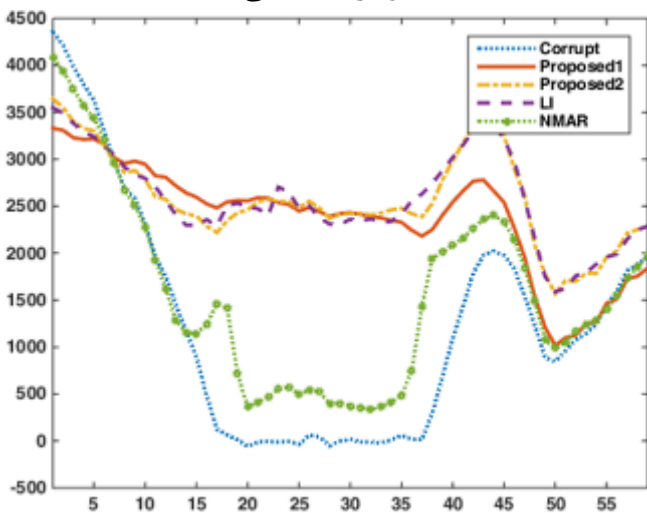
نتیجه ارزیابی میانگین و SD

با توجه به مقادیر جدول ۴-۱، روش پیشنهادی ۱ نزدیکترین مقادیر میانگین و SD به تصویر سالم را نسبت به بقیه روش‌ها کسب کرده است.

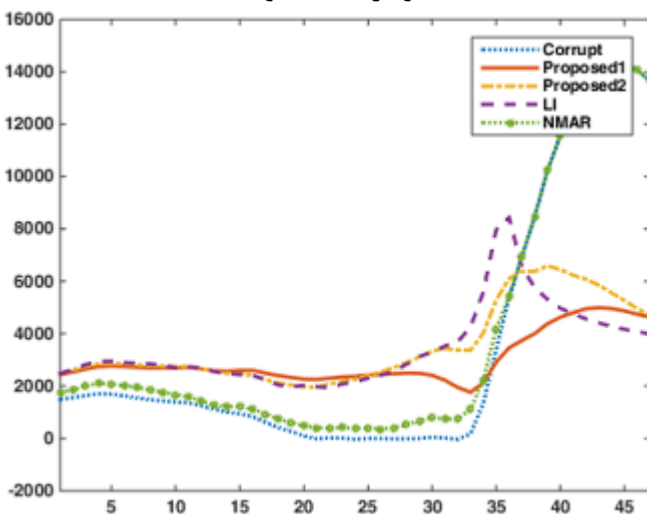
۴-۴-۴- ارزیابی رسم نمودار

این روش ارزیابی برای بررسی سایه‌های بوجود آمده در تصویر استفاده شده است. در این ارزیابی قسمتی از تصویر که در آن سایه‌هایی ناشی از فلز بوجود آمده است انتخاب شده و آن محل برای روش‌های مختلف رسم شده است. در این حالت، رفتار روش‌های مختلف در بازسازی سایه‌ها نشان داده می‌شود. در ادامه نمونه‌هایی از این روش ارزیابی آمده است.

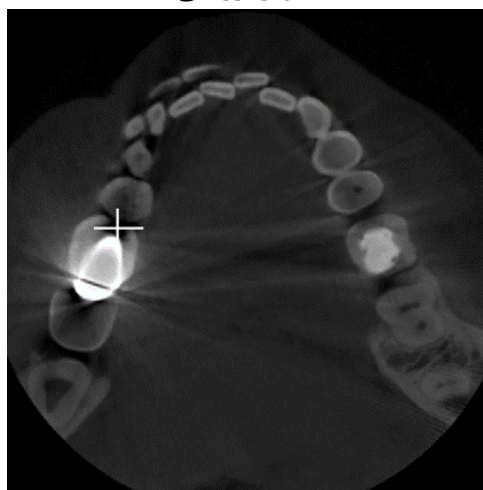
نمودار خط افقی



نمودار خط عمودی

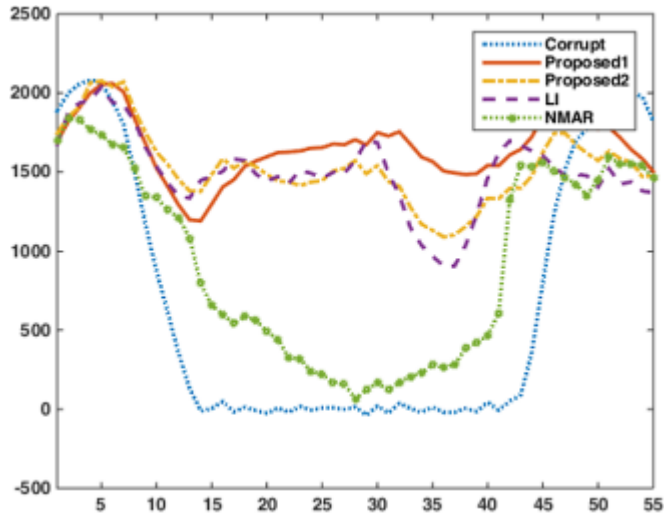


تصویر ارزیابی

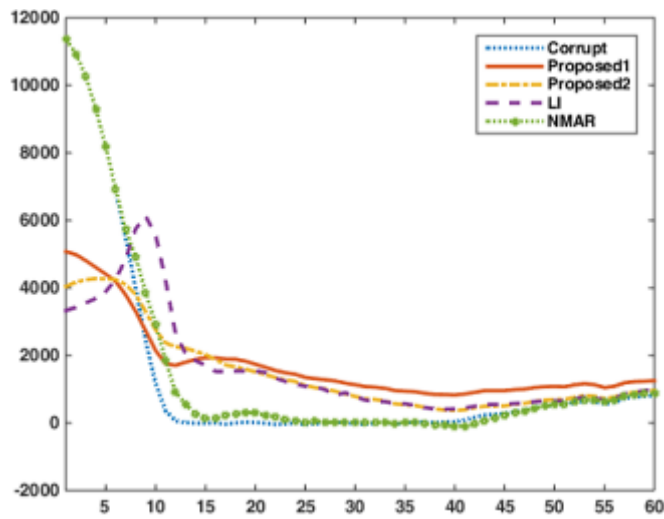


شکل ۴-۸: ارزیابی رسم نمودار

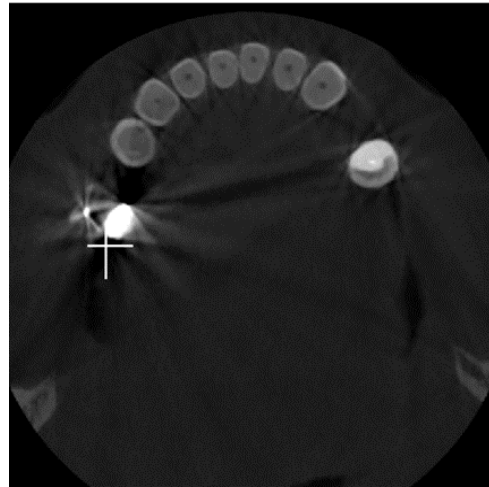
نمودار خط افقی



نمودار خط عمودی

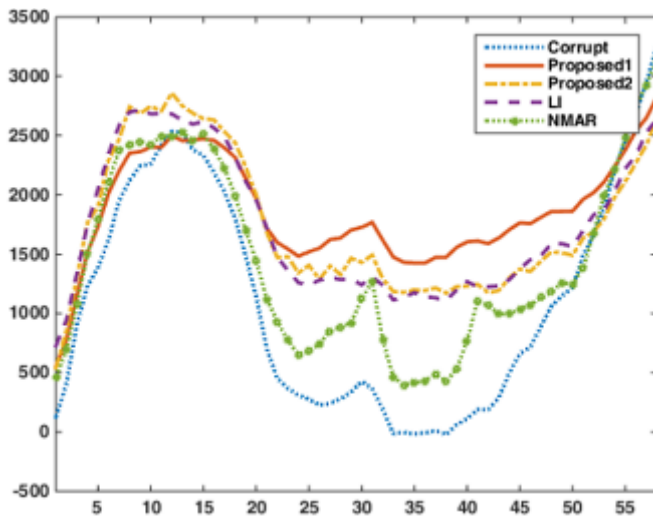


تصویر ارزیابی

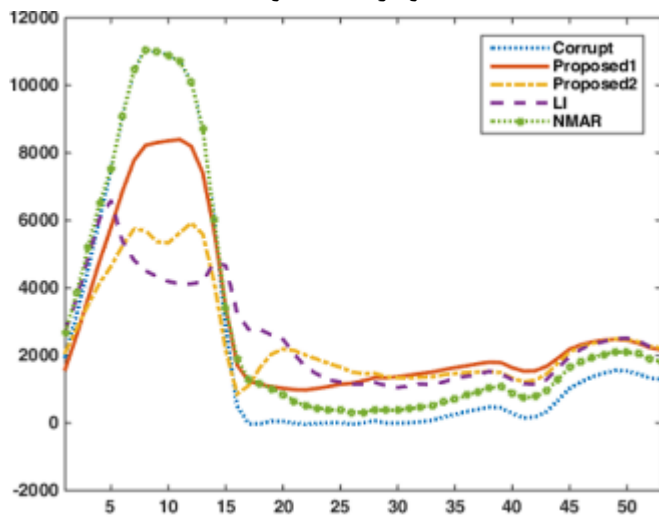


شکل ۴-۹: ارزیابی رسم نمودار

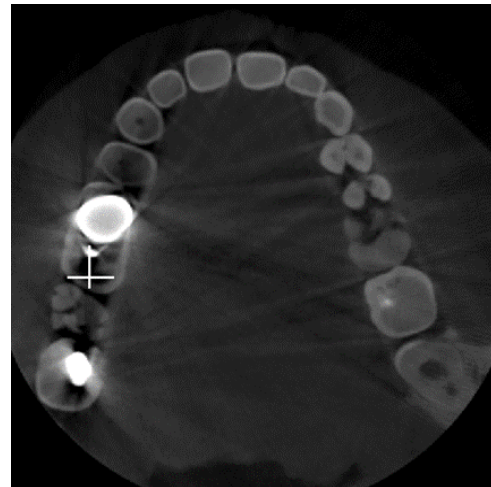
نمودار خط افقی



نمودار خط عمودی



تصویر ارزیابی



شکل ۴-۱۰: ارزیابی رسم نمودار

نتیجه ارزیابی رسم نمودار

با توجه به نمودارهای شکل ۴-۸، شکل ۴-۹ و شکل ۴-۱۰، روش NMAR در بازسازی سایه‌های حول فلز دچار مشکل شده است و بقیه روش‌ها در بازسازی این سایه‌ها عملکرد خوبی داشته‌اند.

۴-۵- جمع‌بندی

در این فصل دو روش پیشنهادی ارائه شده در این پایان‌نامه با روش‌های دیگر مقایسه و ارزیابی شدند. ارزیابی روش‌ها براساس دو پارامتر کیفیت تصویر و ساختار تصویر به صورت کیفی انجام شد. همچنین برای ارزیابی نتیجه بدست آمده روش‌های ارزیابی رسم نمودار خط، میانگین و SD نشان داده شد. روش‌های پیشنهادی در حوزه کیفیت تصویر با روش LI تقریباً به صورت یکسان عمل کردند و از لحاظ حفظ ساختار تصویر بهتر از دو روش دیگر ظاهر شدند.

فصل پنجم:

نیچر گیری

۵- نتیجه‌گیری

۵-۱- جمع‌بندی

براساس اهمیت تصویربرداری پزشکی و اهمیت کیفیت تصاویر آن برای پزشکان در این پایان‌نامه به کاهش اثر مصنوعات فلزی برای تصاویر مقطع نگاری دندان‌پزشکی پرداخته شده است. اثر مصنوعات فلزی بدلیل وجود اشیاء چگالی بالا در بدن برخی از بیماران باعث افت کیفیت تصویر می‌شوند. مقاطع حاوی این اثرات کاربرد خود را از دست می‌دهند و سبب سخت شدن فرآیند تشخیص بیماری توسط پزشک می‌شوند.

از آنجا که کیفیت تصاویر پزشکی از اهمیت زیادی برخوردار است، محققان مختلف در این زمینه فعالیت‌هایی داشته‌اند و روش‌های مختلفی برای بهبود اثرات مصنوعات فلزی ارائه داده‌اند. در این پایان‌نامه نیز دو روش پیشنهادی جهت رفع این نویزها ارائه شده است. روش‌های پیشنهادی به صورت روش‌های بهبود مولفه‌ای تعریف شده‌اند. مزیت استفاده از بهبود مولفه‌ای نسبت به بهبودهای عادی این است که طبق رفتار نویز مولفه مورد نظر بهبود داده می‌شود که نتیجه آن دقت فرآیند بهسازی خواهد بود. در این پایان‌نامه مولفه‌های روشنایی و بازتابش تصویر برای بهسازی مولفه‌ای با استفاده از فیلتر همومورفیک استخراج شده‌اند.

برای بررسی اثر مصنوعات فلزی در مولفه‌های روشنایی و بازتابش، سینوگرام تصاویر به مدل روشنایی-بازتابش فرستاده می‌شود و اثر نویزها بر روی این دو مولفه انجام شده است. بررسی‌ها نشان می‌دهد مولفه روشنایی بیشتر از مولفه بازتابش تحت تاثیر نویز قرار می‌گیرد. طبق این مشاهده دو روش برای بهبود مولفه روشنایی جهت کاهش اثر مصنوعات فلزی ارائه شده است.

روش اول یک فرآیند ترتیبی است که در آن مولفه روشنایی سالم مراحل گذشته جایگزین مولفه روشنایی خراب می‌شود. در روش دوم از یک تکنیک ساده بهبود اثر مصنوعات فلزی استفاده شده است سپس مولفه روشنایی آن برای بهبود نهایی تصویر جایگزین مولفه روشنایی اصلی می‌شود. در واقع با این دو روش نشان داده شده است که بهبود مولفه‌ای می‌تواند یک مرحله پس پردازش برای روش‌های مختلف بهبود اثرات مصنوعات فلزی باشد.

۵-۲- پیشنهادات

پس از بررسی مولفه روشنایی و بازتابش نشان داده شد که اثر مصنوعات فلزی بیشتر در مولفه روشنایی سینوگرام قرار دارد و مولفه بازتابش آنگونه که انتظار می‌رفت در خود ساختار تصویر را شامل می‌شود. بر این اساس فقط مولفه روشنایی مورد بهسازی قرار گرفت اما مولفه بازتابش هم اثرات نویز در آن مشاهده می‌شود. برای کارهای آتی پیشنهاد می‌شود که این مولفه مورد بررسی قرار گیرد و روش بهبود متناسب با رفتار نویز در آن اتخاذ شود که مطمئناً در بدست آمدن نتیجه موثر کمک فراوانی خواهد کرد. باید توجه داشت که مولفه بازتابش مولفه حساسی است زیرا که تغییرات در این مولفه اثر مستقیم بر تغییر ساختار تصویر خواهد داشت.

- [1] De Man B., (2001), PhD. thesis, "Iterative reconstruction for reduction of metal artifacts in computed tomography", Toegepaste Wetenschappen, K. U. Leuven.
- [2] Us D., (2013), MSc. thesis, "Metal Artifact Reduction in Sinograms of Dental Computed Tomography", Biomedical Engineering, Tampere University of Technology.
- [3] Meilinger M., PhD. thesis (2011), "Metal artifact reduction and image processing of cone-beam computed tomography data for mobile C-arm CT devices", Physics. Faculty, University of Regensburg.
- [4] Kalender W. A. (2006) "X-ray computed tomography", *Physics in medicine and biology*, 51, 13, p. R29.
- [5] Kak A. C. and Slaney M. (1999), "*Principles of computerized tomographic imaging*", vol. 1, IEE Press, NY.
- [6] Oehler M. and Buzug T. (2007) "Statistical image reconstruction for inconsistent CT projection data", *Methods of information in medicine*, 46, 3, p. 261.
- [7] Mehranian A., Reza Ay M., Rahmim A. and Zaidi H. (2013), "X-ray CT metal artifact reduction using wavelet domain L_0 sparse regularization", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32, 9, p. 1707.
- [8] Meyer E., Raupach R., Lell M., Schmidt B., and Kachelrieß M. (2010) "Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography", *Medical physics*, 37, 10, p. 5482.
- [9] Zhao S., Robelton D., Wang G., Whiting B., and Bae K. T. (2000) "X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: an application for imaging total hip prostheses", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19, 12, p. 1238.
- [10] Yazdia M., Gingras L., and Beaulieu L. (2005) "An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: experimental and clinical studies", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 62, 4, p. 1224.
- [11] Bal M. and Spies L. (2006) "Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering", *Medical physics*, 33, 8, p. 2852.
- [12] Kratz B., Weyers I., and Buzug T. M. (2012) "A fully 3D approach for metal artifact reduction in computed tomography", *Medical physics*, 39, 11, p. 7042.
- [13] Yu H., Zeng K., Bharkhada D. K., Wang G., Madsen M. T., Saba O., Policeni B., Howard M.A. and Smoker W.R. (2007) "A segmentation-based method for metal artifact reduction", *Academic radiology*, 14, 4, p. 495.
- [14] Park H. S., Choi J. K., Park K. R., Kim K. S., Lee S. H., Ye J. C. and Seo J.K. (2013) "Metal artifact reduction in CT by identifying missing data hidden in metals", *Journal of X-ray science and technology*, 21, 3, p. 357.
- [15] Abdoli M., Dierckx R. A., and Zaidi H. (2012) "Metal artifact reduction strategies for improved attenuation correction in hybrid PET/CT imaging", *Medical physics*, 39, 6, p. 3343.

- [16] Van Slambrouck K. and Nuyts J. (2012) "Metal artifact reduction in computed tomography using local models in an image block-iterative scheme", *Medical physics*, 39, 11, p. 7080.
- [17] Choi J., Kim K. S., Kim M. W., Seong W. and Ye J. C. (2011) "Sparsity driven metal part reconstruction for artifact removal in dental CT", *Journal of X-ray Science and Technology*, 19, 4, p. 457.
- [18] Gonzalez R. C. and Woods R. E. (2002), "*Digital image processing*", Tom Robbins, USA.
- [19] Hassanpour H. and Ghadi A. R. (2013) "Image Enhancement via Reducing Impairment Effects on Image Components", *International Journal of Engineering-Transactions B: Applications*, 26, 11, p. 1267.
- [20] Yuan X., Meng Y., and Wei X. (2013) "Illumination Normalization Based on Homomorphic Wavelet Filtering for Face Recognition", *Journal of Information Science and Engineering*, 29, 3, p. 579.
- [21] Hu H., Shiguang S., and Xilin C., (2008) "Illumination Transfer Using Homomorphic Wavelet Filtering and Its Application to Lighting Insensitive Face Recognition", *Proc of the IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition.*, p. 17, Amsterdam, Netherlands.
- [22] Montemayor V. J., "*Computed Tomography: An Overview*" Available: http://capone.mtsu.edu/phys4600/Syllabus/CT/Lecture_5/lecture_5.html [Access Date: 2014-12-10]
- [23] Turbell H., (2001), PhD. thesis, "Cone-beam reconstruction using filtered backprojection", Electrical Engineering, Linkopings University.
- [24] Epstein C. L. (2001), "*Introduction to the mathematics of medical imaging*", vol. 1.
- [25] Toft P., (1996), PhD. thesis, "The Radon transform-theory and implementation", Mathematical Modeling, Technical University of Denmark.
- [26] Sironi A., (2011), MSc. thesis, "Medical Image Reconstruction Using Kernel Based Methods", Mathematics. Physics and Natural. depart, Padova University.
- [27] Lewitt R. and Bates R. (1978) "Image-reconstruction from projections Projection completion methods (theory)", *Optik*, 50, 3, p. 189.
- [28] Wei J., Chen L., Sandison G. A., Liang Y., and Xu L. X. (2004) "X-ray CT high-density artefact suppression in the presence of bones", *Physics in medicine and biology*, 49, 24, p. 5407.
- [29] Watzke O. and Kalender W. A. (2004) "A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images", *European radiology*, 14, 5, p. 849.
- [30] Kachelriess M., Watzke O., and Kalender W. A., (2001), "Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT", *Medical physics*, 28, 4, p. 475.
- [31] Müller J. and Buzug T. (2009) "Spurious structures created by interpolation-based CT metal artifact reduction", *SPIE Medical Imaging*, p. 72581Y.
- [32] Lim J. S., (1990), "Two-dimensional signal and image processing", vol. 1, Prentice Hall, USA.
- [33] Koehler T., Brendel B., and Brownb K. M. (2011) "A new method for metal artifact reduction in CT", *image*, vol. 10, p. 13.
- [34] Abdoli M. (2014) "Evaluation Strategies for Metal Artifact Reduction Approaches in CT: a Literature Survey", *Frontiers in Biomedical Technologies*, 1, 2, p. 82.

Abstract

Medical images produced by X-ray of the organs containing metal implants are often followed by corruption. These corruptions result in dark and bright streaking artifacts around the metal implants that obscures the biological structures information of studying areas.

In this thesis, a method have been proposed that can significantly reduce the metallic artifacts in computed tomography images. Since the computed tomography images obtained as continues slice cuts of an area, the metallic artifacts are not the same in the regions. Hence, existing correct images information can be used to reduce corrupted images. For metallic artifact reduction in this thesis, the Radon transfer which is a line integration in various direction is used to transfer the images to sinogram domain. Afterward various sinograms decomposed to illumination-reflectance components using a homomorphic filter. Our studies shows that metallic artifacts mostly appears in illumination component of the sinogram. In this research two methods are proposed to reduce the noise in illumination component of corrupted sinogram. In the first method, the illumination component improved using the taken knowledge from previous sinograms in a hierarchical process. In the second method, the illumination component of corrupted sinogram improved without using previous sinograms information with the linear interpolation method and the reflectance component of the sinogram.

The result obtained from two proposed methods shows that the noise is significantly improved with maintaining the structures of biological tissues information.

Keywords: Metallic Artifact Reduction, Homomorphic Filter, Illumination-Reflectance Model, Sinogram, Medical Image



Shahrood University of Technology
Faculty of Computer Engineering and Information Technology

**Metallic Artifact Reduction for Dental
Computed Tomography Imaging Diagnosis**

Reza Ebadi

Supervisor:
Prof. Hamid Hassanpour

Jan-2015