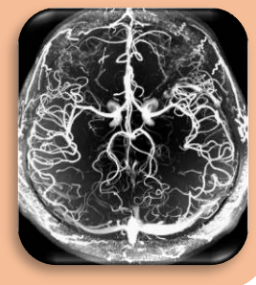
مجله بیومدیکا

مجله تخصصی پردازش تصاویر پزشکی

BIOMEDICA MAGAZINE

فروردین ۱۴۰۴



آموزش گام‌به‌گام پردازش تصاویر پزشکی ۱

"چرخه‌ی پردازش تصاویر پزشکی- مبانی تئوری"

جلد دوم

مباحث جلد دوم:

- چرخه‌ی پردازش تصاویر پزشکی شامل؛ کسب تصویر، پیش پردازش تصاویر، بخش‌بندی، هم‌ترازی، استخراج ویژگی‌ها، کلاس‌بندی، تصویرسازی و تحلیل و تفسیر

اعضای مجله

سر دبیر:

سید محمدجواد حسینی (مهندسی پزشکی، گرایش بیوالکتریک)

هیئت تحریریه (جلد دوم):

مهندس مهراد جعفری (مهندسی پزشکی، گرایش بیومتریال)

مهندس یاسین محمدی (مهندسی پزشکی، گرایش بیوالکتریک)

مهندس سید علی موسوی (مهندسی پزشکی، گرایش بیوالکتریک)

مهندس نگین آزاد (مهندسی پزشکی، گرایش بیوالکتریک)

دکتر علی آزادمنش (پزشک)

صفحه‌آرایی و پرداخت نهایی:

سیدمحمدجواد حسینی

ویراستار:

نگین آزاد

راه‌های ارتباطی

Javadhosseini1377

Biomedica-magazine.blogfa.com

Javadhosseini1377@yahoo.com

Biomedica Magazine

سخن سردبیر

پیشرفت فناوری در حوزه‌ی پزشکی، به‌ویژه در زمینه‌ی پردازش تصاویر پزشکی، دیگر صرفا یک ابزار کمکی نیست؛ بلکه به‌عنوان یکی از ارکان اصلی تشخیص و درمان بیماری‌ها مطرح شده است. در جلد نخست این مجموعه، به مفاهیم بنیادین پردازش تصویر، تکنیک‌های کلاسیک و کاربردهای آن در علوم پزشکی پرداختیم. اما دنیای پردازش تصویر هر روز درحال تغییر و تحول است و روش‌های سنتی دیگر به تنهایی پاسخگوی چالش‌های پیچیده‌ی داده‌های پزشکی نیستند. از همین رو جلد دوم این مجموعه، بر چرخه‌ی هشت‌گانه‌ی پردازش تصویر تمرکز دارد. امروزه تحلیل تصاویر، پایش وضعیت بیماران و حتی طراحی سیستم‌های کمکی برای پزشکان نقش حیاتی ایفا می‌کنند؛ اما پیاده‌سازی عملی این مدل‌ها، چالش‌هایی فراتر از صرفاً طراحی یک شبکه‌ی عصبی دارد. حجم بالای داده‌های پزشکی، عدم تعادل در کلاس‌های نمونه، چالش‌های مرتبط با نویز و رزولوشن و همچنین مسائلی مانند حریم خصوصی و امنیت داده‌ها، از جمله موانعی هستند که متخصصان این حوزه با آن روبرو هستند. هدف این است که خوانندگان نه تنها اصول را درک کنند، بلکه بتوانند دانش خود را در پروژه‌های دنیای واقعی مانند مقاله‌ها و پایان‌نامه‌ها پیاده‌سازی کنند.

در نهایت، هدف این مجله این نیست که صرفاً مجموعه‌ای از الگوریتم‌ها و کدها را ارائه دهد، بلکه تلاش دارد دیدگاهی جامع و آینده‌نگر درباره‌ی مسیر پیش‌روی پردازش تصاویر پزشکی ارائه کند. برای متخصصان، دانشجویان و پژوهشگرانی که قصد دارند در این مسیر گام بردارند، این مجله نه‌تنها یک راهنمای عملی، بلکه یک مسیر علمی روشن را ترسیم خواهد کرد. ما نهایت تلاش خود را برای به ثمر رسیدن این هدف به کار خواهیم گرفت.

با احترام و با امید به گسترش دانش

سیدمحمدجواد حسینی

مقدمه

تحولات اخیر در هوش مصنوعی و یادگیری عمیق، مسیر پردازش تصاویر پزشکی را به شکلی بنیادین تغییر داده است. درحالی که روش‌های کلاسیک پردازش تصویر برای سال‌ها در تحلیل داده‌های پزشکی مورد استفاده قرار می‌گرفتند، اما رشد نمایی داده‌های تصویری پزشکی، پیچیدگی‌های تشخیصی و نیاز به دقت بالاتر، دانشمندان را به سمت روش‌های جدیدتر سوق داده است. شبکه‌های عصبی پیچشی که الهام گرفته از ساختار بصری مغز انسان هستند، توانسته‌اند عملکردی فراتر از حد انتظار در تشخیص بیماری‌ها، دسته‌بندی تصاویر و استخراج ویژگی‌های پیچیده ارائه دهند.

در جلد نخست این مجموعه، ما به مبانی پردازش تصویر و کاربردهای آن پرداختیم اما در جلدهای بعدی، قصد داریم عمیق‌تر وارد دنیای پردازش تصویر شویم و ببینیم چگونه معماری‌های مختلف CNN، همراه با تکنیک‌های بهینه‌سازی و پیاده‌سازی عملی، می‌توانند تشخیص و درمان بیماری‌ها را متحول کنند. در جلد جاری به هشت مرحله‌ی چرخه‌ی پردازش تصویر که شامل؛ کسب تصویر، پیش‌پردازش، بخش‌بندی، هم‌ترازی، استخراج ویژگی‌ها، کلاس‌بندی، تصویرسازی و تحلیل و تفسیر هستند خواهیم پرداخت.

تیم بیومدیکا

فهرست مطالب

مرحله‌ی اول: کسب تصویر (Image Acquisition) ۱۱

آشنایی با روش‌های تصویربرداری پزشکی ۱۱

تصویربرداری اشعه‌ایکس (X-ray) ۱۱

تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (CT-Scan) ۱۴

تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) ۱۹

تصویربرداری سونوگرافی (Ultrasound) ۲۵

تصویربرداری پزشکی هسته‌ای (NMI) ۳۰

عوامل موثر بر کیفیت تصویر ۳۷

وضوح مکانی ۳۷

وضوح کنتراست ۳۸

نویز در تصویر ۳۹

اعوجاج و آرتیفکت در تصویر ۴۰

دوز تابش در تصویربرداری X-ray و CT-Scan ۴۱

راه‌های کسب تصاویر پزشکی ۴۱

تصویربرداری مستقیم از بیماران ۴۱

پایگاه‌های داده‌ی عمومی تصاویر پزشکی ۴۲

همکاری با بیمارستان‌ها و مراکز تحقیقاتی ۴۳

شبیه‌سازی تولید تصاویر مصنوعی ۴۴

استفاده از مقالات علمی و تصاویر منتشر شده ۴۴

خرید تصاویر پزشکی از منابع معتبر و رسمی ۴۵

مرحله‌ی دوم: پیش‌پردازش تصاویر (Image Preprocessing) ۴۶

کاهش نویز ۴۶

انواع نویز در تصاویر پزشکی ۴۶

نویز گاوسی ۴۷

نویز نمکی - فلفلی ۴۷

نویز پوآسونی ۴۷

نویز اسپکل ۴۷
روش‌های کاهش نویز ۴۸
فیلترهای مکانی برای کاهش نویز ۴۸
فیلترهای میانگین ۴۸
فیلترهای گاوسی ۴۸
فیلترهای میانه ۴۹
فیلترهای وینر ۵۰
فیلترهای حوزه فرکانس برای کاهش نویز ۵۰
فیلتر پایین‌گذر ایده آل ۵۰
فیلتر وینر در حوزه فرکانس ۵۰
فیلتر پایین‌گذر گاوسی ۵۱
فیلتر پایین‌گذر باترورث ۵۱
فیلتر بالاگذر ۵۱
فیلتر همسانگردی محدوده‌شده ۵۱
فیلتر همدوسی تطبیقی ۵۱
روش‌های پیشرفته کاهش نویز ۵۱
موجک‌ها ۵۱
فیلترهای یادگیری عمیق ۵۲
افزایش کیفیت تصویر ۵۲
اهداف افزایش کیفیت تصویر ۵۲
روش‌های افزایش کیفیت تصویر ۵۲
روش‌های مبتنی بر حوزه‌ی مکانی ۵۲
افزایش کنتراست ۵۳
کشش هیستوگرام ۵۳
معادله‌ی هیستوگرام ۵۳
فیلترهای تقویت لبه ۵۴
فیلتر لاپلاسین ۵۴
فیلتر شارپنینگ بالا ۵۴
فیلترهای تطبیقی ۵۵

روش‌های مبتنی بر حوزه‌ی فرکانس ۵۵
تقویت فرکانس بالا ۵۵
فیلتر بالاگذر گاوسی ۵۶
روش‌های مبتنی بر تبدیل موجک ۵۶
افزایش کیفیت تصویر با حذف ضرایب موجک نویزی ۵۶
افزایش وضوح تصاویر با پردازش حوزه‌ی موجک ۵۶
استفاده از روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین و هوش مصنوعی ۵۷
روشنایی و نرمال‌سازی ۵۸
روشنایی تصویر ۵۸
عوامل موثر بر روشنایی در تصاویر پزشکی ۵۸
روش‌های تنظیم روشنایی ۵۸
تغییر مقدار شدت پیکسل‌ها ۵۸
تصحیح گاما ۵۸
استفاده از فیلترهای هموارسازی ۵۹
کاربردهای تنظیم روشنایی در تصاویر پزشکی ۵۹
نرمال‌سازی تصویر ۵۹
اهداف نرمال‌سازی تصاویر ۵۹
روش‌های نرمال‌سازی تصاویر ۵۹
نرمال‌سازی بر اساس مقیاس خطی ۵۹
نرمال‌سازی میانگین و واریانس ۶۰
نرمال‌سازی لگاریتمی ۶۰
نرمال‌سازی بر اساس هیستوگرام ۶۰
ترکیب روشنایی و نرمال‌سازی تصاویر ۶۱
استانداردسازی مقیاس و رزولوشن ۶۱
استانداردسازی مقیاس ۶۱
اهمیت استانداردسازی مقیاس ۶۱
روش‌های استانداردسازی مقیاس ۶۲
تغییر اندازه‌ی تصویر ۶۲
تغییر مقیاس بر اساس واحد واقعی ۶۲

نگاشت تصویر به مقیاس استاندارد ۶۳
چالش‌های استانداردسازی مقیاس ۶۳
استاندارسازی رزولوشن ۶۳
اهمیت استانداردسازی رزولوشن ۶۳
روش‌های استانداردسازی رزولوشن ۶۳
افزایش یا کاهش رزولوشن با تکنیک درون‌یابی ۶۳
استفاده از تبدیل موجک ۶۴
استفاده از مدل‌های یادگیری عمیق ۶۴
ترکیب استانداردسازی مقیاس و رزولوشن ۶۵
حذف پس‌زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر ۶۶
مراحل کلی در حذف پس‌زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر ۶۶
بارگذاری و پیش‌پردازش اولیه تصویر ۶۶
بهبود تصویر ۶۷
بخش‌بندی تصویر ۶۷
آستانه‌گذاری ۶۷
خوشه‌بندی K-means ۶۷
مدل‌های یادگیری عمیق ۶۸
حذف پس زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر ۶۸
پس‌پردازش و بهینه‌سازی ۶۹
حذف مصنوعات یا آرتیفکت‌ها ۶۹
انواع آرتیفکت یا مصنوعات در تصاویر ۶۹
نویزهای آماری و تصادفی ۶۹
آرتیفکت‌های ناشی از حرکت ۶۹
آرتیفکت‌های ناشی از بازسازی تصویر ۷۰
آرتیفکت‌های حلقه‌ای در سی‌تی اسکن ۷۰
آرتیفکت‌های فلزی در سی‌تی اسکن و MRI ۷۰
روش‌های عمومی حذف آرتیفکت‌های تصویری ۷۱
فشرده‌سازی و کاهش حجم داده‌ها ۷۲
دلایل انجام فشرده‌سازی در پردازش تصویر ۷۲

روش‌های فشرده‌سازی تصویر ۷۲
فشرده‌سازی بدون اتلاف ۷۲
فشرده‌سازی با اتلاف ۷۳
ارزیابی کارایی فشرده‌سازی تصاویر ۷۴
چالش‌ها و ملاحظات در فشرده‌سازی تصاویر ۷۵
مرحله‌ی سوم: بخش‌بندی (Segmentation) ۷۶
اهداف بخش‌بندی تصاویر ۷۶
روش‌های بخش‌بندی ۷۶
روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری ۷۶
روش‌های مبتنی بر ناحیه ۷۶
رشد ناحیه ۷۶
تقسیم و ادغام ناحیه ۷۷
روش‌های مبتنی بر لبه ۷۷
فیلتر سوبل ۷۷
فیلتر رابرتس ۷۷
فیلتر پریویت ۷۷
لاپلاسین گاوسی ۷۷
الگوریتم کنی ۷۸
فیلتر لاپلاسین ۷۸
روش‌های مبتنی بر مدل ۷۸
مدل‌های شکل آماری ۷۹
مدل‌های کانتور فعال ۷۹
مدل‌های شکل قابل تغییر ۸۰
مدل‌های مبتنی بر یادگیری ماشین و یادگیری عمیق ۸۰
مرحله‌ی چهارم: هم‌ترازی (Registration) ۸۲
اهداف اصلی هم‌ترازی ۸۲
انواع هم‌ترازی بر اساس ورودی ۸۲
هم‌ترازی درون مدالیته‌ای ۸۲
هم‌ترازی بین مدالیته‌ای ۸۳

همترازی بین بیماری ۸۳
همترازی درون بیمار ۸۳
مراحل همترازی تصویر ۸۳
انتخاب مدل تبدیل ۸۳
تعیین تابع شباهت ۸۳
بهنیه‌سازی ۸۴
روش نزولی گرادیان ۸۴
روش پاول ۸۵
روش الگوریتم ژنتیک ۸۶
بازنمونه‌گیری ۸۷
مراحل اجرای بازنمونه‌گیری در همترازی تصاویر ۸۸
روش‌های اجرای همترازی ۸۹
روش مبتنی بر ویژگی ۸۹
روش مبتنی بر شدت ۸۹
روش مبتنی بر یادگیری عمیق ۸۹
چالش‌ها و مشکلات همترازی تصویر ۹۰
مرحله‌ی پنجم: استخراج ویژگی (Feature Extraction) ۹۱
انواع ویژگی‌های قابل استخراج از تصاویر پزشکی ۹۱
ویژگی‌های آماری ۹۱
ویژگی‌های مبتنی بر تبدیل ۹۲
ویژگی‌های شکلی و ساختاری ۹۲
مراحل کلی استخراج ویژگی‌ها از تصاویر ۹۲
پیش‌پردازش تصاویر ۹۲
استخراج ویژگی‌های مناسب ۹۲
کاهش ابعاد ۹۳
تحلیل مولفه‌ی اصلی (PCA) ۹۳
تحلیل تفکیک خطی (LDA) ۹۴
فیلترگذاری مبتنی بر همبستگی (CFS) ۹۴
ابزار و کتابخانه‌های پرکاربرد برای استخراج ویژگی ۹۵

مرحله‌ی ششم: کلاس‌بندی (Classification) ۹۶
مراحل انجام کلاس‌بندی در تصاویر پزشکی ۹۶
روش‌های کلاس‌بندی در تصاویر پزشکی ۹۶
روش‌های مبتنی بر یادگیری سنتی ۹۷
روش ماشین بردار پشتیبان (SVM) ۹۷
روش k-نزدیک‌ترین همسایه (KNN) ۹۷
درخت تصمیم (DT) و جنگل تصادفی (RF) ۹۷
روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق ۹۷
شبکه‌های عصبی کانولوشنی (CNN) ۹۸
مرحله‌ی هفتم: تصویرسازی (Visualization) ۹۹
اهمیت تصویرسازی در پزشکی ۹۹
انواع روش‌های تصویرسازی در پزشکی ۹۹
تصویرسازی دوبعدی ۹۹
تصویرسازی سه‌بعدی ۱۰۰
تصویرسازی چندوجهی ۱۰۰
تصویرسازی دینامیکی ۱۰۱
ابزار و تکنیک‌های مورد استفاده ۱۰۱
مرحله‌ی هشتم: تحلیل و تفسیر (Analysis & Interpretation) ۱۰۲
انواع روش‌های تحلیل و تفسیر تصاویر پزشکی ۱۰۲
تحلیل بصری ۱۰۲
تحلیل کمّی ۱۰۲
تحلیل مبتنی بر الگوریتم‌های پردازش تصویر ۱۰۳
تحلیل مبتنی بر هوش مصنوعی و یادگیری ماشین ۱۰۴
تکنیک‌های پیشرفته در تحلیل و تفسیر تصاویر ۱۰۴
تحلیل مبتنی بر واقعیت افزوده ۱۰۴
تحلیل مبتنی بر بیوانفورماتیک ۱۰۴
تحلیل مبتنی بر ترکیب چندوجهی داده‌ها ۱۰۴

مرحله اول: کسب تصویر (Image Acquisition)

کسب تصویر اولین و اساسی‌ترین مرحله در پردازش تصاویر پزشکی است. این مرحله شامل فرآیند دریافت و ذخیره‌سازی داده‌های تصویری از بدن بیمار، با استفاده از روش‌های مختلف تصویربرداری پزشکی است. کیفیت و دقت این تصاویر تاثیر مستقیمی بر موفقیت مراحل بعدی پردازش، مانند بهبود تصویر (Enhancement)، بخش‌بندی (Segmentation) و تشخیص (Detection) بیماری دارد.

آشنایی به روش‌های تصویربرداری پزشکی

روش‌های تصویربرداری در پزشکی بر اساس اصول فیزیکی مختلفی کار می‌کنند که در ادامه بررسی خواهند شد.

۱. تصویربرداری اشعه ایکس (X-ray Imaging)

مقدمه: تصویربرداری اشعه ایکس یکی از قدیمی‌ترین و پرکاربردترین روش‌های تصویربرداری پزشکی است. این روش بر اساس توانایی اشعه ایکس در عبور از بافت‌های بدن و جذب آن توسط ساختارهای مختلف کار می‌کند. از آنجا که میزان جذب اشعه در بافت‌های گوناگون مختلف است، تصویر نهایی کنتراست مناسبی را برای تشخیص ارائه می‌دهد.

اصول فیزیکی تصویربرداری با اشعه ایکس

الف) تولید اشعه ایکس

اشعه ایکس در تیوب مخصوصی به نام لوله اشعه ایکس (X-ray Tube) تولید می‌شود. این فرآیند شامل مراحل زیر است:

- کاتد (Cathode) و فیلامان: یک فیلامان تنگستنی درون کاتد، با عبور جریان الکتریکی گرم شده و الکترون‌ها را آزاد می کند (اثر ترمویونیک).
- شتاب‌دهی الکترون‌ها: ولتاژ بالا (بین ۳۰ تا ۱۵۰ کیلو ولت) بین کاتد و آند اعمال می‌شود که باعث شتاب گرفتن الکترون‌ها به سمت آند می‌شود.
- برخورد الکترون‌ها با آند: الکترون‌های پرانرژی با هدفی از جنس تنگستن یا رنیوم برخورد می‌کنند و انرژی خود را به صورت تابش ترمزی (Bremsstrahlung) و تابش مشخصه (Characteristic Radiation) آزاد می‌کنند.
    - تابش ترمزی: کاهش سرعت الکترون‌ها و تولید طیفی از اشعه ایکس.
    - تابش مشخصه: جابه‌جایی الکترون‌های درون‌لایه‌ای و ایجاد فوتون‌های اشعه ایکس با طول موج مشخص.

ب) تضعیف اشعه ایکس در بدن

هنگامی که اشعه ایکس از بدن عبور می‌کند، بسته به چگالی و ترکیب شیمیایی بافت‌ها، مقداری از آن جذب شده و مقداری دیگر عبور می‌کند. دو فرآیند اصلی در این جذب نقش دارند.

- اثر فوتوالکتریک (Photoelectric Effect): جذب کامل فوتون‌های اشعه ایکس توسط الکترون‌های اتمی که در بافت‌های پرتراکم مانند استخوان‌ها غالب است.
- پراکندگی کامپتون (Compton Scattering): فوتون‌های اشعه ایکس با الکترون‌های خارجی برخورد کرده و مسیرشان تغییر می‌کند که منجر به کاهش کنتراست تصویر و ایجاد نویز می‌شود.

نتیجه‌ی این فرآیندها تصویری است که در آن؛ بافت‌های سخت (مانند استخوان‌ها) سفید دیده می‌شوند زیرا مقدار بیشتری از اشعه را جذب می‌کنند؛ بافت‌های نرم (مانند عضلات و چربی) به رنگ خاکستری ظاهر می‌شوند زیرا اشعه‌ی کمتری جذب می‌کنند و در نهایت مناطق پر از هوا (مانند ریه‌ها) تیره دیده می‌شوند زیرا بیشتر اشعه را عبور می‌دهند.

انواع تصویربرداری با اشعه ایکس

- رادیوگرافی ساده (Projectional Radiography): رایج‌ترین و ساده‌ترین شکل تصویربرداری با اشعه ایکس است. ویژگی‌های این روش عبارتند از: تصویربرداری دوبعدی، مناسب برای بررسی استخوان‌ها، ریه‌ها، دندان‌ها و مفاصل و عدم ارائه‌ی اطلاعات سه‌بعدی از ساختارها.
- فلوروسکوپی (Fluoroscopy): یک روش تصویربرداری زنده است که برای مشاهده‌ی حرکت‌های درون بدن استفاده می‌شود. ویژگی‌ها فلوروسکوپی عبارتند از: نمایش آنی تغییرات در اندام‌ها، کاربرد در بررسی بلع، آنژیوگرافی قلبی و جایگذاری کاتترها و اینکه بیمار ممکن است در معرض دوز بالاتری از اشعه ایکس قرار بگیرد.
- ماموگرافی (Mammography): روشی تخصصی برای تصویربرداری از بافت سینه، مخصوصا برای غربالگری و تشخیص سرطان سینه است. ویژگی‌های ماموگرافی عبارتند از: استفاده از انرژی پایین‌تر اشعه ایکس برای جزییات بیشتر و تشخیص زودهنگام توده‌های غیرطبیعی و میکروکلسیفیکاسیون‌ها (توده‌هایی از رسوب کلسیم در سینه).

فلورسکوپی

این دستگاه، اشعه ایکس مداوم را از طریق بدن ارسال می‌کند. یک آشکارساز اشعه را دریافت کرده و به یک تصویر متحرک روی مانیتور تبدیل می‌کند.

ماموگرافی

ماموگرافی می‌تواند سرطان را در زمان مناسب تشخیص دهد و در نتیجه به حفظ کیفیت زندگی کمک کند.

تکنیک‌های بهبود کیفیت در تصویربرداری اشعه ایکس

الف) استفاده از فیلترهای اشعه ایکس

هدف: حذف فوتون‌های کم‌انرژی که به تصویر مفید کمک نمی‌کنند اما دوز تابشی بیمار را افزایش می‌دهند.

انواع فیلترها: آلومینیومی، مسی و ترکیبی.

ب) کاهش پراکندگی اشعه ایکس

روش‌ها:

- استفاده از گرید (Grid): شبکه‌هایی که اشعه‌ی پراکنده را حذف می‌کنند و کنتراست تصویر را بهبود می‌بخشند.
- کاهش میدان تابش: متمرکز کردن اشعه بر روی منطقه مورد نظر.

ج) کاهش نویز دیجیتالی

استفاده از پردازش دیجیتال برای کاهش نویز و افزایش کیفیت تصویر.

در طول عکسبرداری با اشعه ایکس، هیچ دردی احساس نمی‌شود. یک اشعه ایکس معمولی ممکن است فقط چند دقیقه طول بکشد؛ درحالی که در برخی از روش‌ها، ممکن است یک ساعت یا بیشتر طول بکشد.

یک تصویر اشعه‌ایکس از سر و گردن

۲. تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (Computed Tomography – CT- Scan)

مقدمه: تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (CT-Scan) یکی از مهم‌ترین روش‌های تصویربرداری پزشکی است که با استفاده از اشعه ایکس و تکنیک‌های پردازش کامپیوتری، تصاویر مقطعی (Cross-Sectional) دقیق از بدن بیمار تولید می‌کند. این روش امکان مشاهده‌ی ساختارهای داخلی بدن به صورت سه‌بعدی را فراهم می‌کند و در تشخیص بیماری‌های مختلف از جمله آسیب‌های تروماتیک، تومورها، خونریزی‌های داخلی و بیماری‌های قلبی-عروقی کاربرد دارد.

اصول فیزیکی تصویربرداری CT - Scan

الف) ساختار و عملکرد دستگاه CT - Scan

یک دستگاه سی‌تی اسکن از اجزای زیر تشکیل شده است:

- تیوب اشعه ایکس (X-ray Tube): منبعی که اشعه ایکس تولید می‌کند.
- آشکارسازهای دیجیتال (Detectors): دریافت‌کننده‌ی اشعه ایکسِ عبور کرده از بدن.
- گانتری (Gantry): قاب حلقه‌ای که تیوب اشعه ایکس و آشکارسازها را در خود جای داده و به صورت دایره‌ای می‌چرخد.
- میز بیمار (Patient Table): بیمار روی این میز قرار گرفته و به داخل گانتری حرکت می‌کند.
- سیستم پردازش کامپیوتری: برای بازسازی تصاویر مقطعی و سه‌بعدی.

ب) نحوه‌ی تولید تصویر در CT - Scan

- چرخش تیوب اشعه ایکس: تیوب اشعه ایکس درون گانتری به دور بدن بیمار می‌چرخد و از زوایای مختلف، اشعه ایکس را ارسال می‌کند.
- عبور اشعه از بدن: پرتوهای اشعه ایکس از بدن عبور کرده و بسته به چگالی بافت‌ها، بخشی از آن جذب می‌شود.
- ثبت داده توسط آشکارسازها: آشکارسازهای دیجیتالی مقدار اشعه عبوری از بدن را اندازه‌گیری کرده و به سیگنال‌های الکتریکی تبدیل می‌کنند.
- بازسازی تصویر توسط کامپیوتر: کامپیوتر این داده‌ها را با استفاده از الگوریتم‌های ریاضی (مانند بازسازی تصویر مبتنی بر تبدیل معکوس رادون) پردازش کرده و تصویر مقطعی بدن را تشکیل می‌دهد.

انواع سی‌تی اسکن

الف) سی‌تی اسکن استاندارد (Conventional CT)

در این روش، هر مقطع تصویر به صورت جداگانه و مرحله به مرحله تهیه می‌شود. این روش نیاز به زمان بیشتری دارد و همچنین امکان ایجاد تصاویر پیوسته را ندارد.

ب) سی‌تی اسکن مارپیچی یا اسپیرال (Helical or Spiral CT)

- ویژگی‌ها:
  - تیوب اشعه ایکس به صورت پیوسته به دور بیمار می‌چرخد و هم‌زمان بیمار روی میز حرکت می‌کند.
  - تصاویر به صورت یک مارپیچ پیوسته ثبت شده و سپس با الگوریتم‌های پردازش کامپیوتری بازسازی می‌شود.

- مزایا:
  - کاهش زمان اسکن.
  - افزایش وضوح تصویر و کاهش آرتیفکت حرکتی.

ج) سی‌تی اسکن چند برشه (Multislice CT-MSCT)

- ویژگی‌ها:
  - دارای چندین ردیف آشکارساز است که به طور هم‌زمان مقاطع متعددی را ثبت می‌کنند.
  - امکان تصویربرداری با رزولوشن بالا در زمان کوتاه‌تر.
- کاربردها:
  - تشخیص سریع سکته‌ی مغزی و خونریزی‌های داخلی.
  - سی‌تی آنژیوگرافی برای بررسی عروق قلبی.

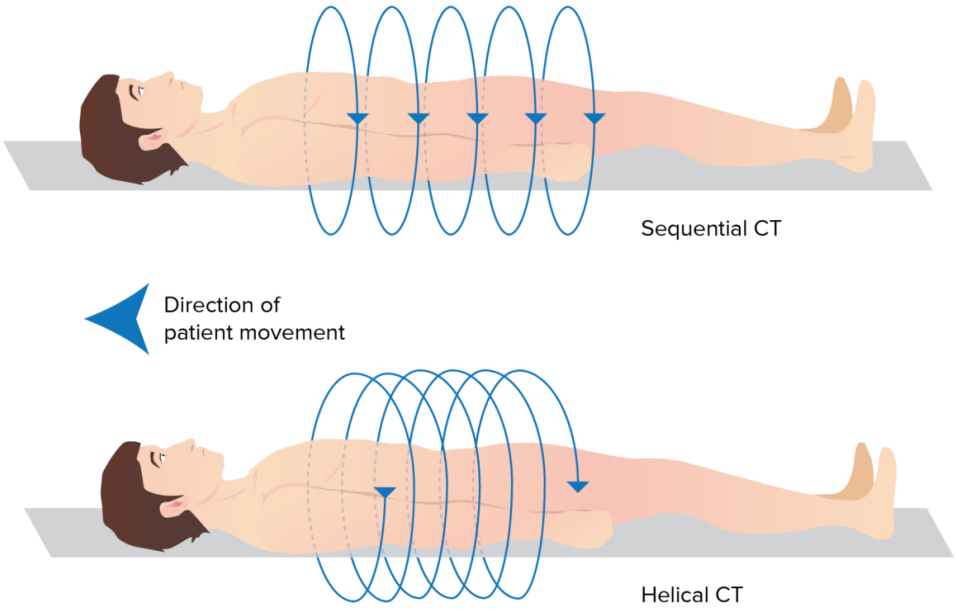
د) سی‌تی آنژیوگرافی (Computed Tomography Angiography-CTA)

- ویژگی‌ها:
  - استفاده از ماده‌ی حاجب یُد دار برای مشاهده‌ی جریان خون در عروق.
  - بازسازی سه‌بعدی عروق خونی.
- کاربردها:
  - بررسی تنگی یا انسداد عروق کرونری قلب.
  - شناسایی آنوریسم (اتساع غیرطبیعی عروق).

هـ) سی‌تی اسکن با کنتراست (Contrast - Enhanced CT):

- در این روش از مواد حاجب (مانند یُد یا باریم) برای افزایش تمایز بین بافت‌ها استفاده می‌شود.
- مواد حاجب به صورت خوراکی یا تزریقی تجویز شده و باعث افزایش کنتراست در تصاویر می‌شود.

تصاویر CT؛ اندام‌ها، استخوان‌ها و بافت‌ها را در برش‌های بسیار ظریف و اغلب با ضخامت کمتر از ۱ میلی‌متر، مانند یک قرص نان نشان می‌دهند. هر برش را می توان به صورت جداگانه و یا به صورت کلی مشاهده کرد.



سی‌تی اسکن متوالی (Sequential) و مارپیچی (Helical)

سی‌تی آنژیوگرافی (CTA)

پرتوهای اشعه ایکس از یک دستگاه چرخان از ناحیه مورد نظر در بدن بیمار از چندین زوایای مختلف عبور داده می‌شوند تا تصاویر مقطعی ایجاد شود که در ادامه توسط رایانه به تصویری سه‌بعدی از ناحیه مورد مطالعه مونتاژ می‌شود. در مقایسه با آنژیوگرافی کاتتر، که شامل تزریق ماده حاجب به شریان است، CTA بسیار کمتر تهاجمی است و یک روش بیمار پسندتر است. ماده حاجب به جای سرخرگ به داخل ورید تزریق می‌شود. این آزمایش برای غربالگری تعداد زیادی از افراد از نظر بیماری شریانی استفاده شده است. اکثر بیماران بدون بستری شدن در بیمارستان سی تی آنژیوگرافی انجام می دهند.

کاربردهای پزشکی CT - Scan

۱) تصویربرداری مغزی و نورولوژیک

- تشخیص سکته‌ی مغزی (ایسکمیک و هموراژیک).
- بررسی تومورهای مغزی و هیدروسفالی.
- ارزیابی آسیب‌های تروماتیک مغزی.

سی‌تی اسکن مغز

۲) تصویربرداری از ریه‌ها:

- تشخیص عفونت‌های ریوی مثل ذات الریه، کووید-۱۹ و سل.
- بررسی آمبولی ریه و سرطان‌های ریوی.

سی‌تی اسکن ریه

- تصویربرداری با وضوح بالا برای بیماری‌های بینابینی ریه (مثل فیبروز ریوی ایدیوپاتیک).

۳) تصویربرداری از استخوان‌ها و مفاصل:

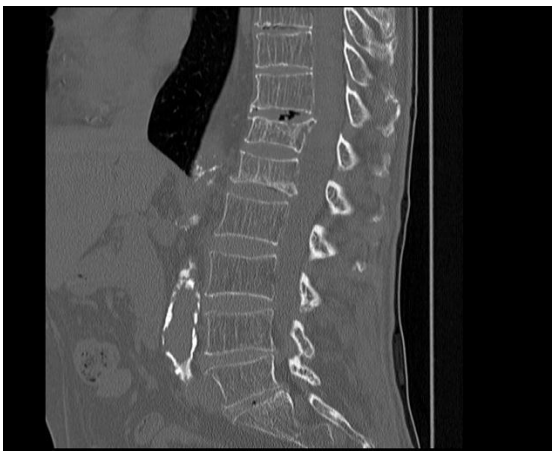
- تشخیص شکستگی‌های پیچیده که در تصاویر اشعه ایکس معمولی دیده نمی‌شوند.
- بررسی پوکی استخوان و بیماری‌های دژنراتیو مفصلی.

۴) بررسی ارگان‌های داخلی بدن:

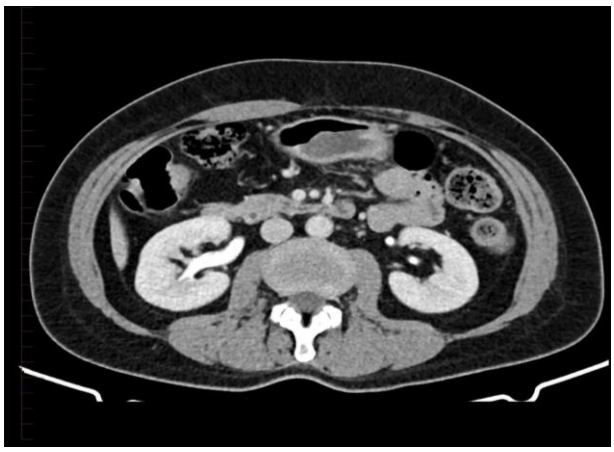
- تشخیص تومورهای کلیه، کبد، پانکراس و دستگاه گوارش.
- شناسایی سنگ‌های کلیه و مجاری صفراوی.

۵) بررسی سیستم قلبی - عروقی:

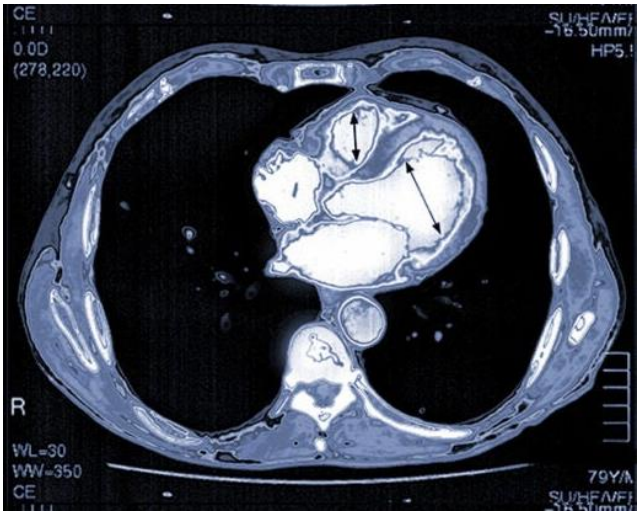
- تصویربرداری از عروق کرونری برای بررسی گرفتگی‌ها و آنوریسم‌ها.
- ارزیابی کارکرد بطن‌های قلبی.



سی‌تی اسکن استخوان به منظور تشخیص پوکی استخوان



سی‌تی اسکن کلیه‌ها



سی‌تی اسکن قلب

مزایا و معایب تصویربرداری CT:

- مزایا:
  - وضوح تصویری بالا؛ توانایی ارائه تصاویر مقطعی دقیق.
  - سرعت بالا؛ امکان تصویربرداری در چند ثانیه، مناسب برای شرایط اورژانسی.
  - تصویربرداری سه‌بعدی؛ امکان بازسازی سه‌بعدی از ساختارهای داخلی بدن.
  - تشخیص بهتر آسیب‌های داخلی؛ بررسی دقیق شکستگی‌های پیچیده و ضایعات مغزی.
- معایب:
  - قرارگیری در معرض اشعه یونیزان؛ سی‌تی اسکن دوز بالاتری از اشعه ایکس را نسبت به رادیوگرافی ساده دارد.
  - احتمال واکنش‌های آلرژیک به ماده‌ی حاجب؛ برخی بیماران به مواد حاجب یُد دار حساسیت دارند.
  - تفاوت محدود در بافت‌های نرم؛ در مقایسه با MRI، کنتراست بافت‌های نرم در CT پایین‌تر است.

تکنیک‌های کاهش دوز تابشی در CT - Scan

از آنجا که سی‌تی اسکن از اشعه‌ی یونیزان استفاده می‌کند، کاهش دوز تابشی بسیار مهم است. برخی از روش‌های کاهش دوز شامل موارد زیر هستند:

- استفاده از فیلترهای تطبیقی (Adaptive Filters): حذف فوتون‌های کم‌انرژی که تصویر مفید تولید نمی‌کنند.
- افزایش حساسیت آشکارسازها: کاهش نیاز به دوز بالاتر اشعه.
- مدیریت پارامترهای اسکن: کاهش ولتاژ تیوب اشعه ایکس در بیماران کودک و نوجوان.

۳. تصویربرداری تشدید مغناطیسی (Magnetic Resonance Imaging - MRI)

مقدمه: تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) یک روش پیشرفته در تصویربرداری پزشکی است که بدون استفاده از اشعه‌ی یونیزان، تصاویر دقیقی از بافت‌های نرم، اندام‌های داخلی مغز، نخاع، مفاصل و عروق خونی ارائه می‌دهد. این روش بر اساس تعامل بین یک میدان مغناطیسی قوی، امواج رادیویی و اتم‌های هیدروژن موجود در بدن عمل می‌کند. MRI در تشخیص بیماری‌های عصبی، اسکلتی - عضلانی و قلبی - عروقی کاربرد گسترده‌ای دارد.

اصول فیزیکی تصویربرداری MRI

الف) ساختار و عملکرد دستگاه MRI

یک سیستم MRI از بخش‌های زیر تشکیل شده است:

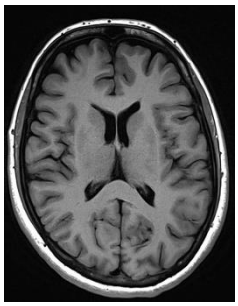
- آهنربای اصلی (Main Magnet): ایجاد یک میدان مغناطیسی قوی که جهت‌گیری پروتون‌های بدن را تغییر می‌دهد.
- کویل‌های گرادیانی (Gradient Coils): ایجاد تغییرات جزئی در میدان مغناطیسی برای موقعیت‌یابی سیگنال‌های دریافتی.
- کویل‌های فرکانس رادیویی (Radio Frequency Coils-RFC): ارسال پالس‌های رادیویی و دریافت سیگنال‌های بازگشتی از بدن.
- میز بیمار (Patient Table): بیمار روی این میز قرار گرفته و داخل تونل مغناطیسی حرکت می‌کند.
- کامپیوتر پردازش تصویر: اطلاعات دریافتی را پردازش کرده و تصاویر را بازسازی می‌کند.

ب) نحوه‌ی تولید تصویر در MRI

- ایجاد میدان مغناطیسی قوی: دستگاه MRI یک میدان مغناطیسی قوی (معمولا ۱/۵ تا ۷ تسلا) ایجاد می‌کند که باعث می‌شود پروتون‌های هیدروژن در بدن در یک جهت‌خاص هم‌راستا شوند.
- ارسال پالس‌های رادیویی: کویل‌های RF، پالس‌های رادیویی با فرکانس خاص ارسال می‌کنند که باعث تغییر انرژی پروتون‌ها می‌شود.
- بازگشت پروتون‌ها به حالت اولیه (Relaxation): پس از قطع پالس‌های RF، پروتون‌ها به حالت تعادل بازمی‌گردند و در این فرآیند سیگنال‌هایی را منتشر می‌کنند.
- دریافت سیگنال و بازسازی تصویر: این سیگنال‌ها توسط کویل‌های RF دریافت شده و پس از پردازش کامپیوتری، تصاویر مقطعی بدن تولید می‌شود.

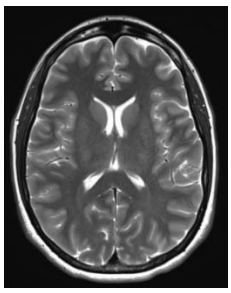
انواع روش‌های تصویربرداری MRI

الف) MRI وزنی T1 (T1 - Weighted MRI)



- ویژگی:
  - تصاویر با کنتراست بالا بین چربی و بافت‌های نرم.
- کاربرد:
  - بررسی ساختارهای آناتومیکی و تمایز بین ماده سفید و خاکستری مغز.

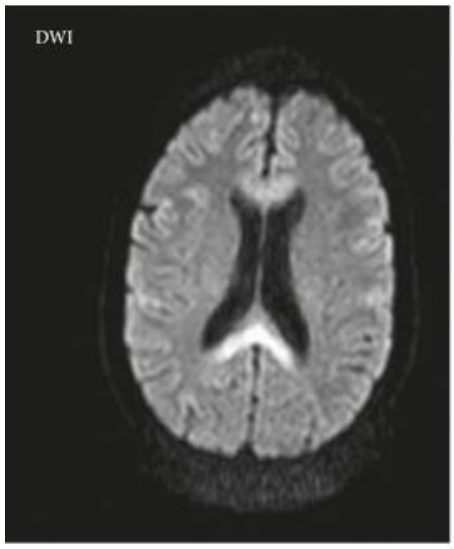
ب) MRI وزنی T2 (T2 - Weighted MRI)



- ویژگی:
  - مایعات مانند مایع مغزی-نخاعی (CSF) روشن‌تر دیده می‌شوند.
- کاربرد:
  - تشخیص ضایعات، التهاب و تومورها.

ج) تصویربرداری MRI با وزن انتشار (Diffusion-Weighted MRI Imaging - DWI)

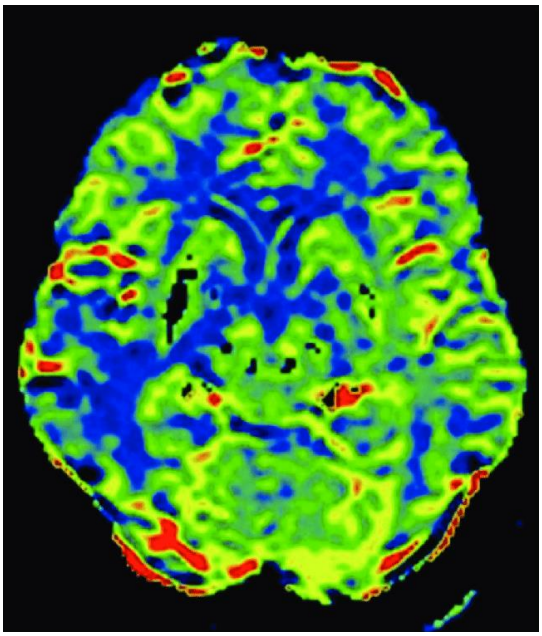
- ویژگی:
  - اندازه‌گیری حرکت مولکول‌های آب در بافت‌ها.
- کاربرد:
  - تشخیص سکته‌ی مغزی حاد و بررسی آسیب‌های مغزی.



روش DWI

د) تصویربرداری MRI با وزن پرفیوژن (Perfusion-Weighted MRI Imaging - PWI)

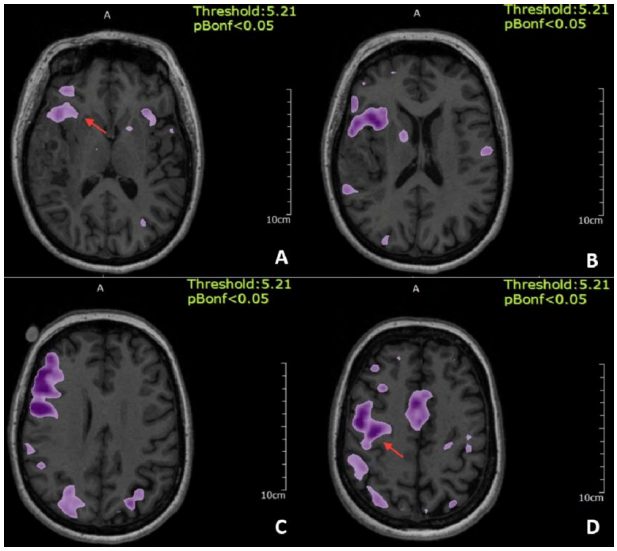
- ویژگی:
  - اندازه‌گیری جریان خون در بافت‌ها.
- کاربرد:
  - بررسی ایسکمی مغزی (Brain Ischemia) و ارزیابی تومورهای مغزی.



روش PWI

هـ) تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی (Functional Magnetic Resonance Imaging-fMRI)

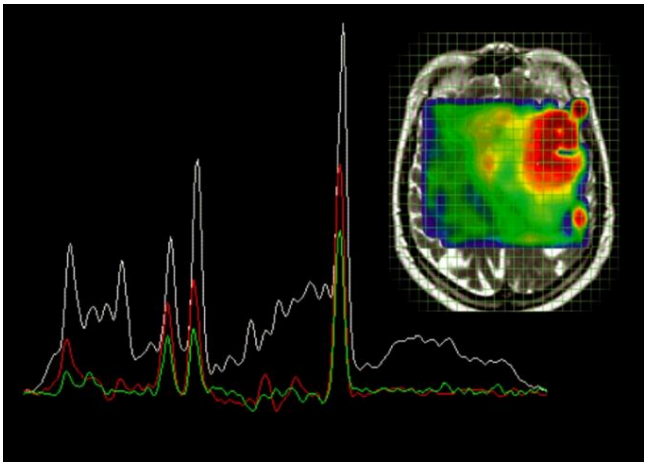
- ویژگی:
  - نمایش تغییرات اکسیژن‌رسانی خون در مغز هنگام فعالیت‌های شناختی.
- کاربرد:
  - مطالعه‌ی فعالیت‌های مغزی و برنامه‌ریزی جراحی‌های مغز.



روش fMRI

و) تصویربرداری طیف‌سنجی تشدید مغناطیسی / MR اسپکتروسکوپی (Magnetic Resonance Spectroscopy-MRS)

- ویژگی:
  - آنالیز ترکیبات شیمیایی درون بافت‌ها.
- کاربرد:
  - تشخیص تومورها، بیماری‌های متابولیک و اختلالات عصبی.



روش MRS

ز) آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی (Magnetic Resonance Angiography - MRA)

- ویژگی:
  - بررسی عروق خونی بدون تزریق ماده‌ی حاجب.
- کاربرد:
  - بررسی آنوریسم، انسداد شریانی و ناهنجاری‌های عروقی.

روش MRA

کاربردهای پزشکی MRI

۱) تصویربرداری مغز و سیستم‌عصبی

- تشخیص تومورها، سکته‌ی مغزی، بیماری MS و صرع.
- بررسی آسیب‌های نخاعی و دیسک‌های بین مهره‌ای.

تصویر MRI کلیه‌ها

۲) تصویربرداری از مفاصل و سیستم‌های اسکلتی - عضلانی

- بررسی آسیب‌های رباط‌ها و تاندون‌ها.
- تشخیص آرتریت، آسیب‌های ورزشی و شکستگی‌های مخفی.

۳) تصویربرداری از قلب و عروق (Cardiac MRI)

- ارزیابی عملکرد قلب و جریان خون.
- تشخیص بیماری‌های مادرزادی قلبی و نارسایی قلبی.

۴) تصویربرداری از کبد، کلیه و سایر ارگان‌های بدن

- تشخیص سرطان‌های کبد، کلیه، پانکراس و... .
- بررسی سنگ‌های صفراوی و کیست‌های کلیوی.

مزایا و معایب تصویربرداری MRI:

- مزایا:
  - عدم استفاده از اشعه‌ی یونیزان؛ ایمن‌تر برای بیماران، به‌ویژه کودکان و زنان باردار.
  - وضوح بالای تصاویر بافت نرم؛ بهترین روش برای تصویربرداری از مغز، نخاع و عضلات.
  - امکان تصویربرداری چندوجهی؛ بررسی فیزیولوژی و عملکرد بافت‌ها.
  - عدم نیاز به ماده‌ی حاجب در برخی از موارد؛ برخی از روش‌های MRI مانند MRA نیازی به ماده‌ی حاجب ندارند.
- معایب:
  - هزینه‌ی بالا و زمان تصویربرداری طولانی‌تر؛ MRI نسبت به CT زمان بیشتری نیاز دارد.
  - حساسیت به فلزات؛ بیماران دارای ایمپلنت‌های فلزی ممکن است نتوانند MRI انجام دهند.
  - احساس تنگناهراسی (Claustrophobia)؛ برخی از بیماران در تونل MRI دچار ترس و اضطراب می‌شوند.

تکنیک‌های پیشرفته در MRI

۱) کاهش نویز و بهبود کیفیت تصویر:

- استفاده از الگوریتم‌های پیشرفته‌ی پردازش تصویر مانند Compressed Sensing.
- افزایش حساسیت کویل‌های گیرنده برای کاهش زمان اسکن.

۲) تصویربرداری دینامیک

- امکان بررسی تغییرات آناتومیکی و فیزیولوژیکی در طول زمان.

- کاربرد در مطالعات مغزی و تصویربرداری از دستگاه گوارش.

۳) تصویربرداری ترکیبی (Hybrid Imaging)

- ترکیب MRI با سایر روش‌های تصویربرداری مانند PET-MRI برای افزایش دقت تشخیص.

انجام اسکن MRI کاملاً بدون درد است و شامل دراز کشیدن و قرار گرفتن بیمار در داخل یک سیلندر (اسکنر MRI) است. گاهی اوقات رنگ مخصوصی تزریق می شود تا تصاویر واضح تری به دست آید. این اسکن را می‌توان بر روی هر قسمتی از بدن انجام داد. این اسکن مجموعه‌ای از تصاویر واضح را در اختیار رادیولوژیست قرار می‌دهد که ناحیه مورد نظر را با جزئیات نشان داده است.

۴. تصویربرداری سونوگرافی یا اولتراسونوگرافی (Ultrasound Imaging - US)

مقدمه: تصویربرداری سونوگرافی یا اولتراسونوگرافی (Ultrasound) یکی از روش‌های پرکاربرد در تصویربرداری پزشکی است که از امواج صوتی با فرکانس بالا برای تولید تصاویر زنده از اندام‌ها و بافت‌های داخلی بدن استفاده می‌کند. این روش، غیرتهاجمی، بدون استفاده از اشعه‌ی یونیزان و کاملا ایمن برای بیماران، از جمله زنان باردار و نوزادان است. سونوگرافی در حوزه‌هایی مانند زنان و زایمان، قلب و عروق، اورولوژی و تشخیص بیماری‌های شکمی کاربرد گسترده‌ای دارد.

اصول فیزیکی تصویربرداری سونوگرافی

الف) ساختار و عملکرد دستگاه سونوگرافی

یک سیستم سونوگرافی از بخش‌های زیر تشکیل شده است:

- پروب: تولید و دریافت امواج صوتی.

- واحد پردازش تصویر: تبدیل سیگنال‌های دریافتی به تصاویر قابل نمایش.
- مانیتور: نمایش تصاویر به صورت زنده و بلادرنگ (Real - Time).
- واحد ذخیره‌سازی: ضبط و ذخیره‌ی تصاویر برای تحلیل‌های بعدی.

ب) نحوه‌ی تولید تصویر در سونوگرافی

- ارسال امواج صوتی: پروب سونوگرافی امواج صوتی با فرکانس بالا (۲ تا ۱۵ مگاهرتز) را به داخل بدن ارسال می‌کند.
- بازتاب امواج (Echo Reflection): این امواج پس از برخورد با ساختارهای داخلی، بازتاب شده و به پروب بازمی‌گردند.
- دریافت سیگنال و پردازش: سیگنال‌های بازگشتی توسط دستگاه تحلیل و به تصویر تبدیل می‌شوند.
- نمایش تصویر: تصویر نهایی به صورت مقطعی از اندام یا بافت موردنظر روی مانیتور نمایش داده می‌شود.

انواع روش‌های تصویربرداری سونوگرافی

الف) سونوگرافی دوبعدی (2D Ultrasound)

- ویژگی:
  - تصاویر مقطعی سیاه و سفید از اندام‌های داخلی.
- کاربرد:
  - بررسی بارداری، ارزیابی اندام‌های شکمی و بررسی توده‌های غیرطبیعی.

ب) سونوگرافی سه‌بعدی (3D Ultrasound)

- ویژگی:
  - نمایش ساختارهای داخلی به صورت سه‌بعدی با جزئیات بیشتر.
- کاربرد:
  - بررسی ناهنجاری‌های جنینی و ارزیابی دقیق‌تر بافت‌های نرم.

ج) سونوگرافی چهاربعدی (4D Ultrasound)

- ویژگی:
  - نمایش تصاویر سه‌بعدی به صورت بلادرنگ (Real - Time).
- کاربرد:
  - مشاهده‌ی حرکات جنین در رحم به صورت زنده و بررسی عملکرد اندام‌های داخلی.

د) سونوگرافی داپلر (Doppler Ultrasound)

- ویژگی:
  - اندازه‌گیری سرعت و جهت جریان خون در عروق.
- کاربرد:
  - بررسی لخته‌های خونی، انسداد شریانی و مشکلات عروقی.

هـ) سونوگرافی داپلر رنگی (Color Doppler Ultrasound)

- ویژگی:
  - نمایش جریان خون با رنگ‌های مختلف.
- کاربرد:
  - ارزیابی عملکرد قلب و تشخیص ناهنجاری‌های عروقی.

و) سونوگرافی الاستوگرافی (Elastography Ultrasound)

- ویژگی:
  - اندازه‌گیری سفتی و خاصیت ارتجاعی بافت‌ها.
- کاربرد:
  - تشخیص توده‌های سرطانی و بیماری‌های کبدی.

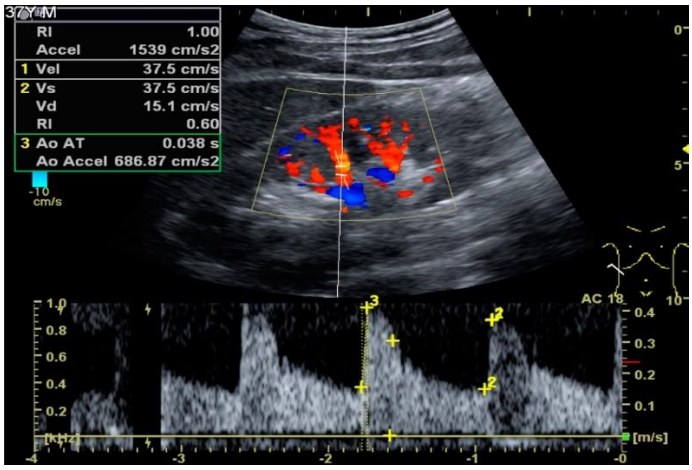
ز) سونوگرافی داخل حفره‌ای (Endocavitary Ultrasound)

- ویژگی:
  - تصویربرداری با استفاده از پروب‌های مخصوص داخل واژن یا رکتوم.
- کاربرد:
  - بررسی تخمدان‌ها، پروستات و اندومتر.

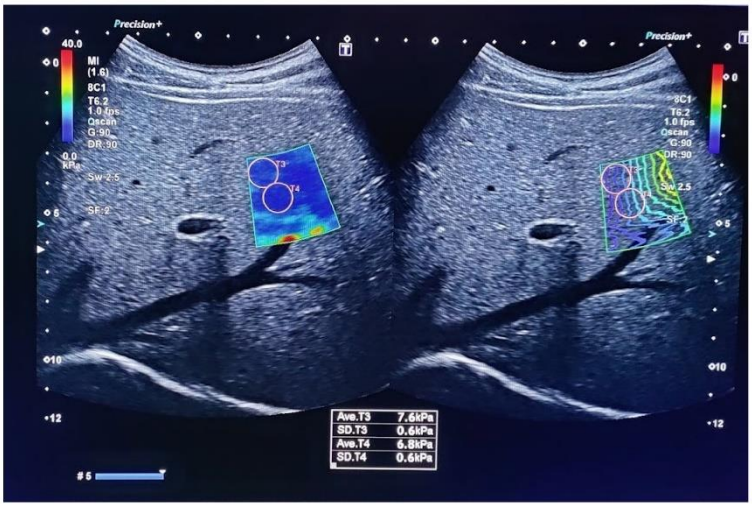
سونوگرافی دوبعدی

سونوگرافی سه‌بعدی

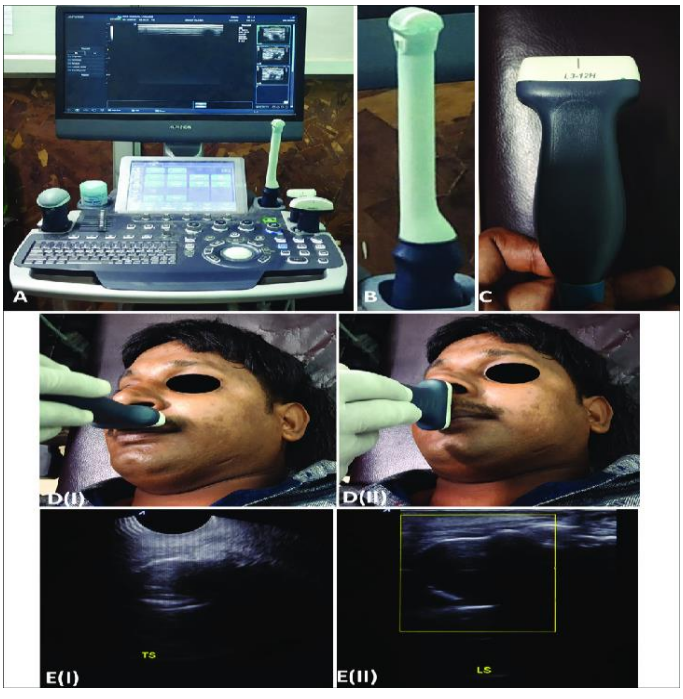
سونوگرافی چهاربعدی



سونوگرافی داپلر



الاستوگرافی



سونوگرافی داخل حفره‌ای

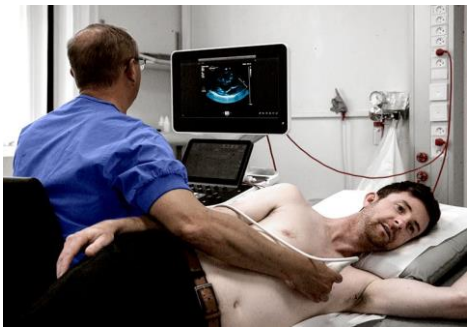
(A) دستگاه اولتراسوند، (B) پروب اولتراسوند اندوکاویتاری، (C) پروب سونوگرافی خطی، (D) بررسی سونوگرافی در ناحیه قدامی فک بالا: (I) اسکن عرضی، (II) اسکن طولی، (ه) سونوگرافی که نشان می دهد: (I) اسکن عرضی، (II) اسکن طولی رنگی

کاربردهای پزشکی سونوگرافی

۱) تصویربرداری زنان و زایمان

- بررسی رشد جنین و تشخیص ناهنجاری‌های مادرزادی.
- تعیین سن بارداری و موقعیت جفت.

۲) تصویربرداری قلب و عروق (Echocardiography)



- بررسی عملکرد قلب و دریچه‌های قلبی.
- تشخیص نارسایی قلبی و نقص‌های مادرزادی.

۳) تصویربرداری شکم و کبد

- بررسی کبد، کلیه‌ها، کیسه صفرا و پانکراس.
- تشخیص سنگ‌های صفراوی و کیست‌های کلیوی.

۴) تصویربرداری از مفاصل و بافت‌های نرم

- بررسی آسیب‌های عضلانی و تاندون‌ها.
- تشخیص کیست‌ها و توده‌های غیرطبیعی.

۵) تصویربرداری اورولوژی و کلیه

- بررسی پروستات و مثانه.
- تشخیص سنگ‌های کلیوی و انسداد مجاری ادراری.

پروب‌های اولتراسوند که مبدل نامیده می‌شوند، امواج صوتی را تولید می‌کنند که فرکانس آنها بالاتر از آستانه شنوایی انسان است (بالاتر از ۲۰ کیلوهرتز)، اما اکثر مبدل‌ها در حال حاضر در فرکانس های بسیار بالاتر در محدوده‌ی مگاهرتز (MHz) کار می‌کنند. بیشتر پروب‌های سونوگرافی تشخیصی روی پوست قرار می‌گیرند. با این حال، برای بهینه‌سازی کیفیت تصویر، ممکن است پروب‌ها از طریق دستگاه گوارش، واژن یا رگ‌های خونی در داخل بدن قرار داده شوند. علاوه بر این، گاهی اوقات از سونوگرافی در حین جراحی با قرار دادن یک پروب استریل در ناحیه تحت عمل استفاده می‌شود.

مزایا و معایب تصویربرداری سونوگرافی:

- مزایا:
  - غیرتهاجمی و بدون درد؛ نیازی به برش یا تزریق ندارد.
  - عدم استفاده از اشعه‌ی یونیزان؛ ایمن برای زنان باردار، نوزادان و کودکان.
  - قابلیت تصویربرداری بلادرنگ؛ بررسی آناتومی و عملکرد هم‌زمان اندام‌ها.
  - کم‌هزینه و در دسترس؛ نسبت به MRI و CT مقرون به صرفه‌تر است.
- معایب:
  - وابستگی به مهارت اپراتور؛ کیفیت تصویر به تجربه‌ی پزشک بستگی دارد.
  - محدودیت در تصویربرداری از استخوان‌ها و ریه؛ امواج اولتراسوند از استخوان و هوا عبور نمی‌کنند.
  - کیفیت‌تصویر پایین‌تر نسبت به CT و MRI؛ وضوح جزئیات در برخی بافت‌ها کمتر است.

تکنیک‌های پیشرفته در سونوگرافی

۱) سونوگرافی کنتراست دار (Contrast-Enhanced Ultrasound - CEUS)

- استفاده از ماده‌ی حاجب برای بهبود کیفیت تصاویر.
- افزایش دقت در تشخیص تومورها و ضایعات عروقی.

۲) سونوگرافی ترکیبی (Hybrid Ultrasound)

- ترکیب سونوگرافی با CT و MRI برای بهبود تشخیص.
- افزایش دقت در ارزیابی بیماری‌های پیچیده.

۳) سونوگرافی هوش مصنوعی (AI-Assisted Ultrasound)

- استفاده از الگوریتم‌های یادگیری ماشین برای تشخیص خودکار بیماری‌ها.
- کاهش وابستگی به مهارت اپراتور و افزایش دقت.

۵. تصویربرداری پزشکی هسته‌ای (Nuclear Medicine Imaging - NMI)

مقدمه: تصویربرداری پزشکی هسته‌ای یکی از روش‌های پیشرفته است که از مواد رادیواکتیو (رادیو داروها) و آشکارسازهای ویژه برای بررسی عملکرد ارگان‌های داخلی بدن استفاده می‌کند. برخلاف روش‌های تصویربرداری آناتومیکی مانند CT و MRI که ساختارهای فیزیکی را نشان می‌دهند، تصویربرداری هسته‌ای بر فرآیندهای فیزیولوژیکی و بیوشیمیایی تمرکز دارد. این روش در تشخیص و پایش بیماری‌هایی مانند سرطان، بیماری‌های قلبی و اختلالات مغزی کاربرد گسترده‌ای دارد.

اصول فیزیکی تصویربرداری پزشکی هسته‌ای

الف) رادیو داروها (Radiopharmaceuticals)

رادیو داروها ترکیباتی هستند که شامل یک ماده رادیواکتیو و یک مولکول هدف‌دار (Tracer) می‌شوند. پس از تزریق، استنشاق یا بلع این مواد، آن‌ها در اندام هدف تجمع یافته و امواج گاما منتشر می‌کنند که توسط آشکارسازها ثبت می‌شوند.

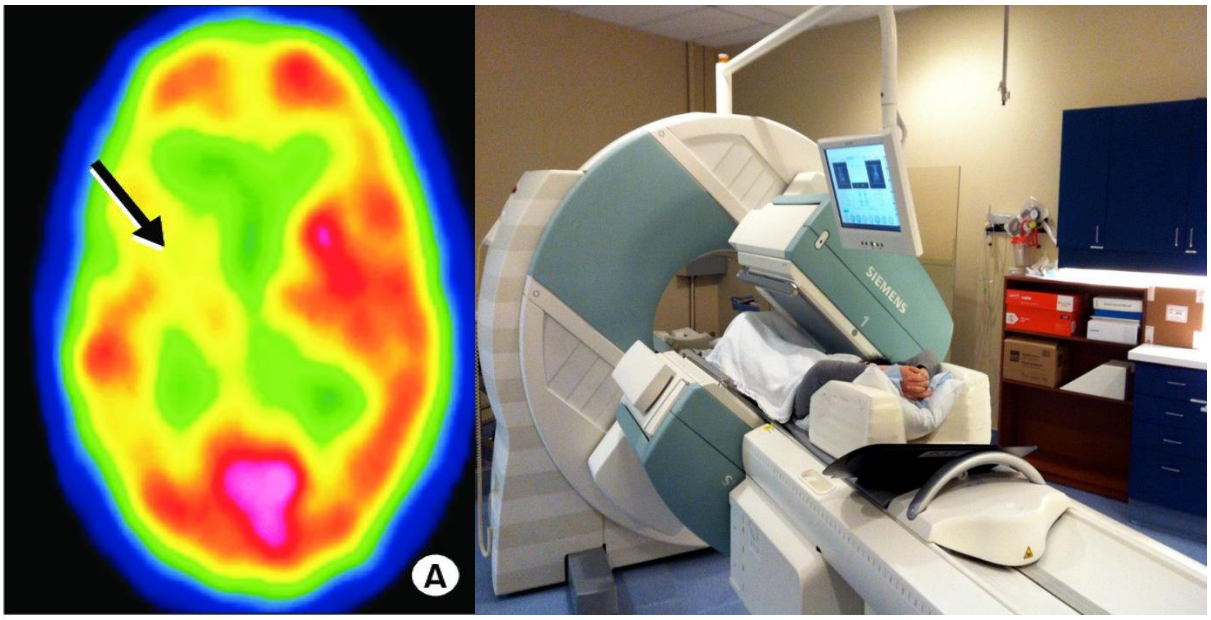
ب) آشکارسازی و تولید تصویر

- انتشار اشعه‌ی گاما: رادیو دارو در اندام هدف تجمع یافته و امواج گاما منتشر می‌کند.
- آشکارسازی پرتوها: دوربین گاما یا سیستم PET این امواج را شناسایی می‌کند.
- پردازش تصویر: سیگنال‌های دریافتی به داده‌های دیجیتال تبدیل شده و تصویر نهایی تولید می‌شود.

انواع روش‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای

الف) اسکن توموگرافی گسیل فوتون منفرد (Single Photon Emission Computed Tomography-SPECT)

- ویژگی:
  - استفاده از یک دوربین گاما برای تصویربرداری سه‌بعدی.
- کاربرد:
  - بررسی جریان خون مغزی، تشخیص بیماری‌های قلبی و ارزیابی عملکرد کلیه‌ها و استخوان‌ها.

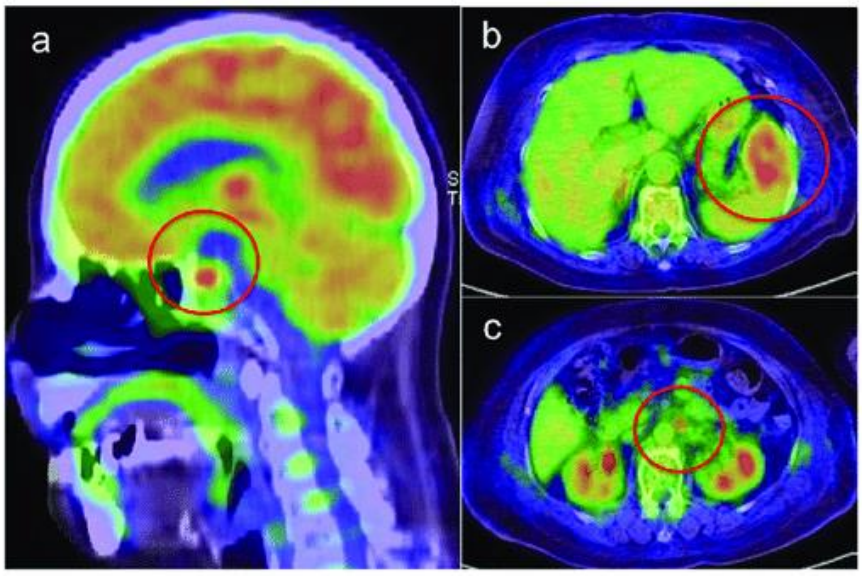


دستگاه SPECT و نتیجه‌ی آن

ب) توموگرافی گسیل پوزیترون (Positron Emission Tomography - PET)

- ویژگی:
  - استفاده از رادیو داروهای پوزیترون‌زا مانند فِلو دِئوکسی گلوکز (FDG).
- کاربرد:
  - تشخیص و پایش سرطان، ارزیابی عملکرد مغز و بررسی بیماری‌های قلبی.

دستگاه PET



نتیجه‌ی دستگاه PET

ج) اسکن استخوان (Bone Scan)

- ویژگی:
  - تزریق رادیو داروهای مخصوص جذب‌شونده در استخوان.
- کاربرد:
  - تشخیص شکستگی‌های پنهان، متاستاز استخوانی و عفونت‌های استخوان.

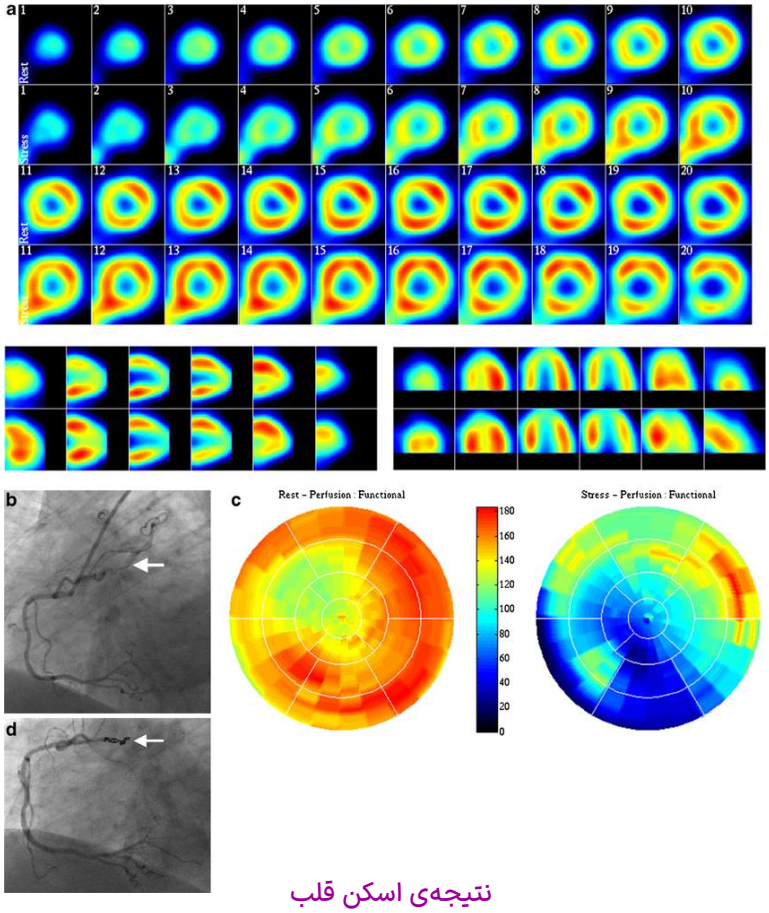
دستگاه اسکن استخوان

اسکن استخوان

د) اسکن قلب (Myocardial Perfusion Imaging - MPI)

- ویژگی:
  - بررسی جریان خون در عضله‌ی قلب.
- کاربرد:
  - تشخیص بیماری‌های عروق کرونری و ارزیابی عملکرد قلب پس از سکته.

دستگاه اسکن قلب (MPI)

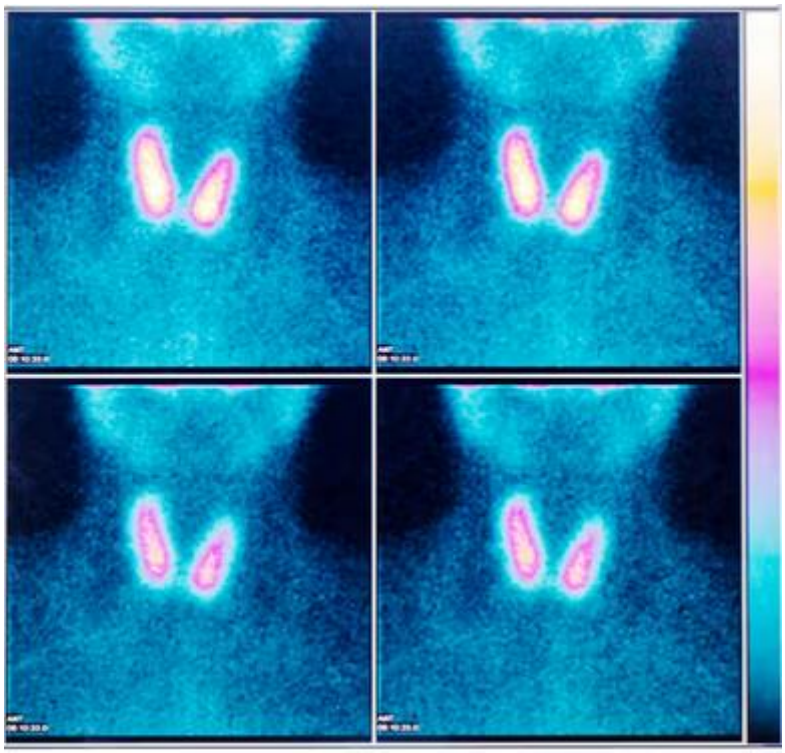


نتیجه‌ی اسکن قلب

هـ) اسکن تیروئید (Thyroid Scan)

- ویژگی:
  - استفاده از ید - ۱۲۳ یا تکنسیم-۹۹m (99mTc) برای بررسی عملکرد تیروئید.
- کاربرد:
  - تشخیص پرکاری یا کم‌کاری تیروئید و تشخیص ندول‌های سرطانی.

دستگاه اسکن تیروئید



نتیجه‌ی اسکن تیروئید

کاربردهای پزشکی تصویربرداری هسته‌ای

۱) آنکولوژی یا سرطان‌شناسی (Oncology)

- تشخیص و مرحله‌بندی سرطان.
- بررسی متاستازهای استخوانی و تومورهای مغزی.

۲) بیماری‌های قلبی (Cardiology)

- ارزیابی جریان خون و عملکرد قلب.
- تشخیص نارسایی قلبی و سکته‌های خاموش.

۳) بیماری‌های مغز و اعصاب (Neurology)

- بررسی بیماری‌هایی نظیر آلزایمر و پارکینسون.
- ارزیابی جریان خون مغزی و تشخیص صرع.

تصویربرداری هسته‌ای از کلیه‌ها و مجاری ادراری

۴) بیماری‌های کلیوی و مجاری ادراری (Nephrology & Urology)

- بررسی عملکرد کلیه‌ها و انسداد مجاری ادراری.
- تشخیص ریفلاکس وزیکویورترال در کودکان. (ریفلاکس وزیکویورترال: برگشت غیرعادی ادرار از مثانه به حالب‌ها که بیشتر در کودکان اتفاق می‌افتد.)

مزایا و معایب تصویربرداری پزشکی هسته‌ای:

- مزایا:
  - قابلیت ارزیابی عملکردی؛ برخلاف CT و MRI که ساختار آناتومیک را نشان می‌دهند، تصویربرداری پزشکی هسته‌ای عملکرد سلول‌ها و اندام‌ها را بررسی می‌کند.
  - تشخیص زودهنگام بیماری‌ها؛ امکان تشخیص سرطان و بیماری‌های قلبی در مراحل اولیه.
- معایب:
  - قرارگیری در معرض تشعشعات رادیو اکتیو.
  - زمان طولانی‌تر تصویربرداری؛ برخی اسکن‌ها مانند اسکن قلب، چندین ساعت و یا حتی یکی دو روز به طول می‌انجامد.
  - هزینه‌ی بالا؛ برخی از رادیوداروها و تجهیزات بسیار گران هستند. به طور مثال هزینه‌ی اسکن قلب بسته به شرایط بیمه‌ای، بین ۳ تا ۵ میلیون تومان و یا حتی بیشتر است.

تکنیک‌های پیشرفته در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای

۱) ترکیب PET - CT و SPECT - CT

- ترکیب تصاویر متابولیکی PET یا SPECT با تصاویر آناتومیکی CT برای افزایش دقت تشخیص.

۲) تصویربرداری PET- MRI

- ترکیب اطلاعات متابولیکی PET با جزئیات بافت نرم MRI برای تشخیص بهتر بیماری‌های مغزی و سرطان‌ها.

۳) هوش مصنوعی در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای

- بهینه‌سازی پردازش تصاویر و کاهش نویز.
- تشخیص خودکار ضایعات و بهبود دقت تشخیص.

عوامل موثر بر کیفیت کسب تصویر

کیفیت تصاویر پزشکی تاثیر مستقیمی بر دقت تشخیص پزشکان و تحلیل‌های بعدی در پردازش تصویر دارد. عوامل متعددی بر کیفیت تصویر تاثیر می‌گذارند که در ادامه به مهم‌ترین آن‌ها پرداخته می‌شود.

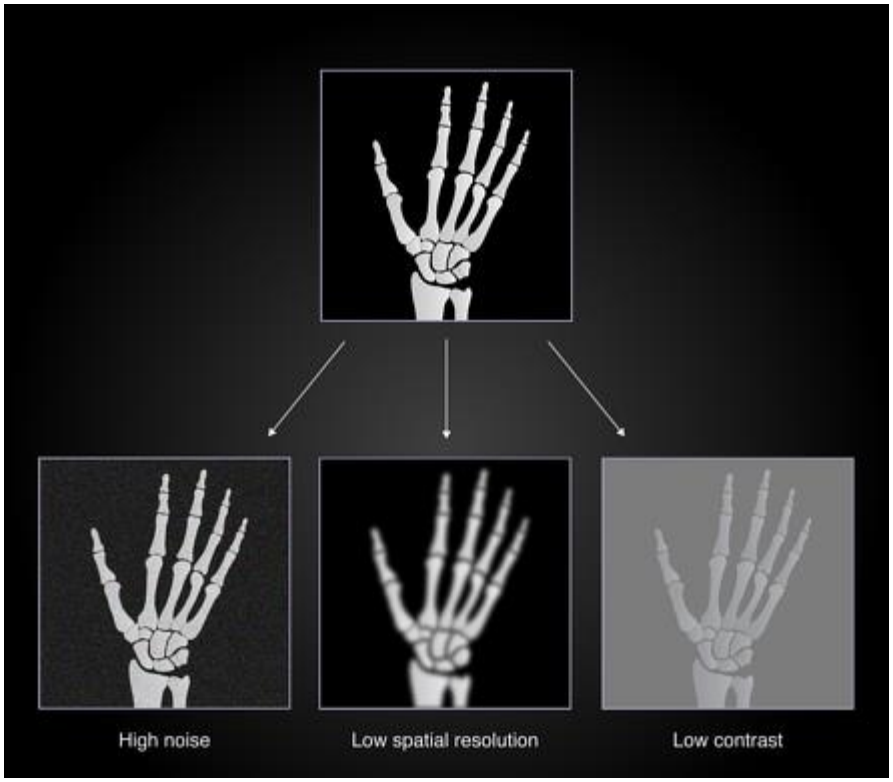
۱) وضوح مکانی (Spatial Resolution): وضوح مکانی به توانایی سیستم تصویربرداری در تمایز بین دو نقطه‌ی نزدیک به هم اشاره دارد. وضوح بالاتر به معنای نمایش بهتر جزئیات و لبه‌های ساختارهای بدن است.

عوامل موثر بر وضوح مکانی:

- قدرت تفکیک دستگاه: دستگاه‌های تصویربرداری با فناوری پیشرفته، جزئیات بیشتری را ثبت می‌کنند.
- اندازه پیکسل: پیکسل‌های کوچکتر موجب وضوح بالاتر می‌شوند.
- نوع و کیفیت دتکتور: حسگرهای تصویری مانند CCD (Charge-Coupled Device) و CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) در کیفیت وضوح تاثیرگذار هستند.
- حرکت بیمار: حرکات ناخواسته‌ی بیمار در حین تصویربرداری می‌توانند وضوح تصویر را کاهش دهد.
- نرخ نمونه‌برداری: نرخ نمونه‌برداری بالاتر باعث افزایش کیفیت تصویر می‌شود.

نمونه‌ها:

- در رادیوگرافی دیجیتال (X-ray Digital Imaging)، وضوح مکانی بالا برای مشاهده‌ی شکستگی‌های کوچک ضروری است.
- در MRI، وضوح مکانی بالا برای مشاهده‌ی ساختارهای ظریف مغز و نخاع مورد نیاز است.



نمونه‌ی یک وضوح مکانی بالا و مناسب

۲) وضوح کنتراست (Contrast Resolution): وضوح کنتراست به توانایی سیستم در تفکیک بین بخش‌های با شدت روشنایی متفاوت در تصویر اشاره دارد. تصاویر پزشکی برای نمایش تفاوت بین بافت‌های مختلف، به وضوح کنتراست بالا نیاز دارند.

عوامل موثر بر وضوح کنتراست:

- تفاوت در میزان جذب انرژی توسط بافت‌ها: برخی از بافت‌ها مانند استخوان، اشعه‌های بیشتری جذب کرده و روشن‌تر دیده می‌شوند.
- کیفیت پردازش تصاویر: برخی تکنیک‌های پردازش دیجیتال مانند Histogram Equalization می‌توانند کنتراست را بهبود دهند.
- نوع ماده‌ی حاجب: در تصویربرداری‌هایی مانند MRI و CT، تزریق ماده‌ی حاجب مانند گادولینیم (Gadolinium) می‌تواند تفاوت بین بافت‌ها را مشخص‌تر کند.

نمونه‌ها:

- در ماموگرافی، وضوح کنتراست بالا برای تشخیص توده‌های سرطانی اهمیت زیادی دارد.
- در تصویربرداری مغزی با MRI، کنتراست بالا برای مشاهده‌ی ضایعات مغزی مورد نیاز است.

نمونه‌ی یک وضوح کنتراست بالا و مناسب

۳) نویز در تصویر: نویز، اطلاعات ناخواسته‌ای است که موجب کاهش کیفیت تصویر می‌شود. نویز ممکن است به صورت نقاط ریز، ناهماهنگی در روشنایی و یا تغییرات تصادفی در تصویر ظاهر شود.

عوامل ایجاد نویز:

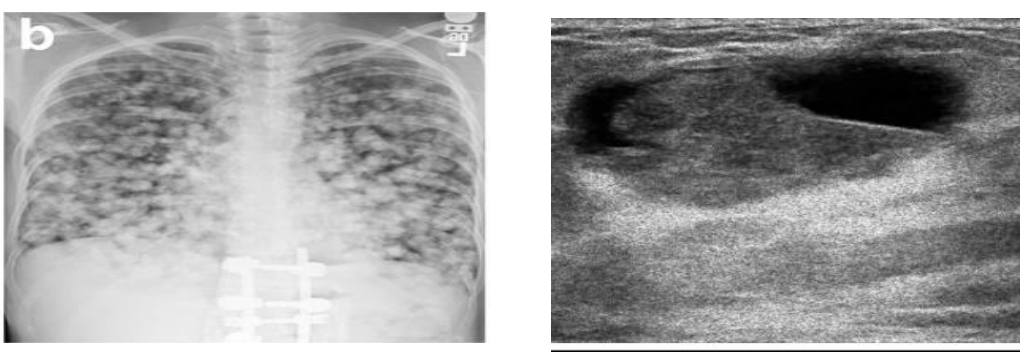
- خطاهای الکترونیکی در حسگرهای تصویربرداری (مانند نویز حرارتی در سنسورهای دیجیتال).
- حرکت بیمار یا دستگاه در حین تصویربرداری.
- میزان پایین اشعه در روش‌هایی مانند X-ray که باعث افزایش نویز می‌شود.
- تداخلات مغناطیسی در MRI.

روش‌های کاهش نویز:

- افزایش زمان اکسپوژر (Exposure Time) برای جمع‌آوری اطلاعات بیشتر.
- استفاده از فیلترهای نرم‌افزاری مانند Gaussian Filtering و Median Filtering برای کاهش نویز در پرداش تصاویر.
- استفاده از الگوریتم‌های یادگیری ماشین برای حذف نویز بدون از دست دادن جزئیات مهم.

نمونه‌ها:

- در MRI با شدت میدان پایین (Low-Field MRI)، نویز ممکن است کیفیت تصویر را کاهش دهد.
- در سونوگرافی، نویز می‌تواند به شکل نقاط سفید ریز در تصویر ظاهر شود.



تصاویر دارای نویز زیاد

۴) اعوجاج و آرتیفکت در تصویر : آرتیفکت به ناهنجاری‌های تصویری گفته می‌شود که در اثر مشکلات فنی یا محیطی ایجاد می‌شوند و ممکن است تشخیص را دشوار کند.

انواع آرتیفکت‌ها و علل آن‌ها:

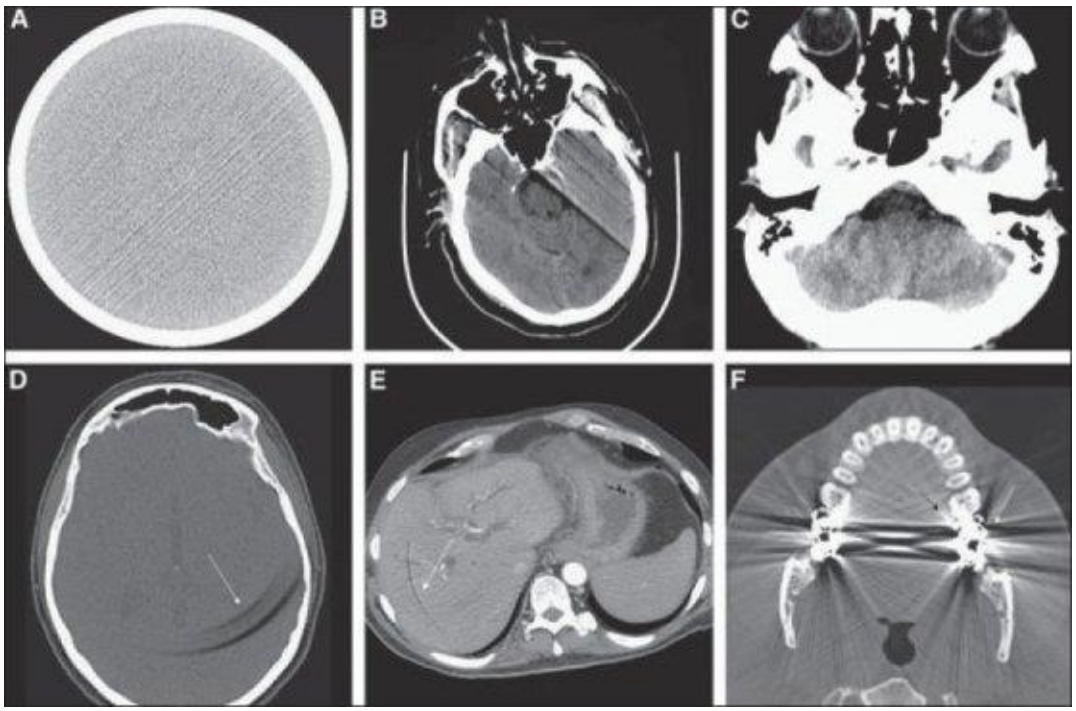
- آرتیفکت حرکتی: ناشی از حرکت بیمار در حین تصویربرداری (مانند تصاویر تار در MRI).
- آرتیفکت فلزی: وجود فلزات در بدن (مانند پروتزهای دندانی یا ایمپلنت‌های فلزی) که باعث ایجاد خطوط روشن یا سایه در تصویر می‌شود.
- آرتیفکت ناشی از خطاهای نرم‌افزاری: مشکلات در بازسازی تصویر دیجیتال.
- آرتیفکت ناشی از میدان مغناطیسی غیریکنواخت در MRI.

روش‌های کاهش آرتیفکت‌ها:

- استفاده از تکنیک‌های حذف نویز و بهینه‌سازی پردازش تصویر.
- به حداقل رساندن حرکت بیمار با استفاده از مهارکننده‌های حرکتی یا بیهوشی در موارد خاص.
- کالیبره کردن دستگاه‌های تصویربرداری برای کاهش خطاهای ناشی از سیستم.

نمونه‌ها:

- در MRI بیمارانی که ایمپلنت فلزی دارند، اعوجاج در تصویر دیده می‌شود.
- در سی‌تی اسکن، حرکت بیمار باعث ایجاد سایه‌های دوتایی در تصویر می‌شود.



تصاویر دارای آرتیفکت

۵) دوز تابش در تصویربرداری X-ray و CT-Scan : دوز تابش در روش‌هایی مانند رادیوگرافی، فلوروسکوپی و سی‌تی اسکن اهمیت زیادی دارد. میزان بالای تابش می‌تواند به سلول‌های بدن آسیب برساند، در حالی که میزان پایین آن می‌تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شود.

عوامل موثر بر دوز تابش:

- تنظیم شدت اشعه‌ی ایکس: مقدار بیشتر اشعه کیفیت تصویر را بهبود می‌بخشد، اما خطرات سلامتی را افزایش می‌دهد.
- مدت زمان تابش: افزایش زمان تابش ممکن است وضوح تصویر را بهبود بخشد، اما دوز دریافتی بیمار را افزایش می‌دهد.
- نوع دستگاه و فناوری استفاده شده: دستگاه‌های مدرن‌تر از تکنیک‌های کاهش دوز مانند Low-Dose CT استفاده می‌کنند.

روش‌های بهینه‌سازی دوز تابش:

- استفاده از دوز حداقلی برای بیماران، مخصوصا کودکان و زنان باردار.
- به‌کارگیری تکنیک‌های کاهش نویز برای جبران دوز تابش.
- استفاده از سپرهای محافظ (Lead Shields) برای کاهش مواجهه‌ی بیمار با اشعه.

نمونه‌ها:

- در سی‌تی اسکن بیماران خردسال، از تنظیمات با دوز کم استفاده می‌شود.
- در رادیوگرافی دندانپزشکی، دوز اشعه باید در کمترین میزان نگه‌داشته شود.

راه‌های کسب تصاویر پزشکی

تصاویر پزشکی از منابع مختلفی قابل دریافت و استفاده هستند. بسته به نوع کاربرد (تحقیقاتی، بالینی یا آموزشی) روش‌های مختلفی برای کسب تصاویر وجود دارد که در ادامه بررسی می‌شوند.

۱) تصویربرداری مستقیم از بیماران (Clinical Imaging)

این روش شامل ثبت تصاویر پزشکی از بیماران در مراکز درمانی و بیمارستان‌ها است. این تصاویر توسط دستگاه‌های پیشرفته تصویربرداری مانند MRI ثبت می‌شوند.

مزایای این روش:

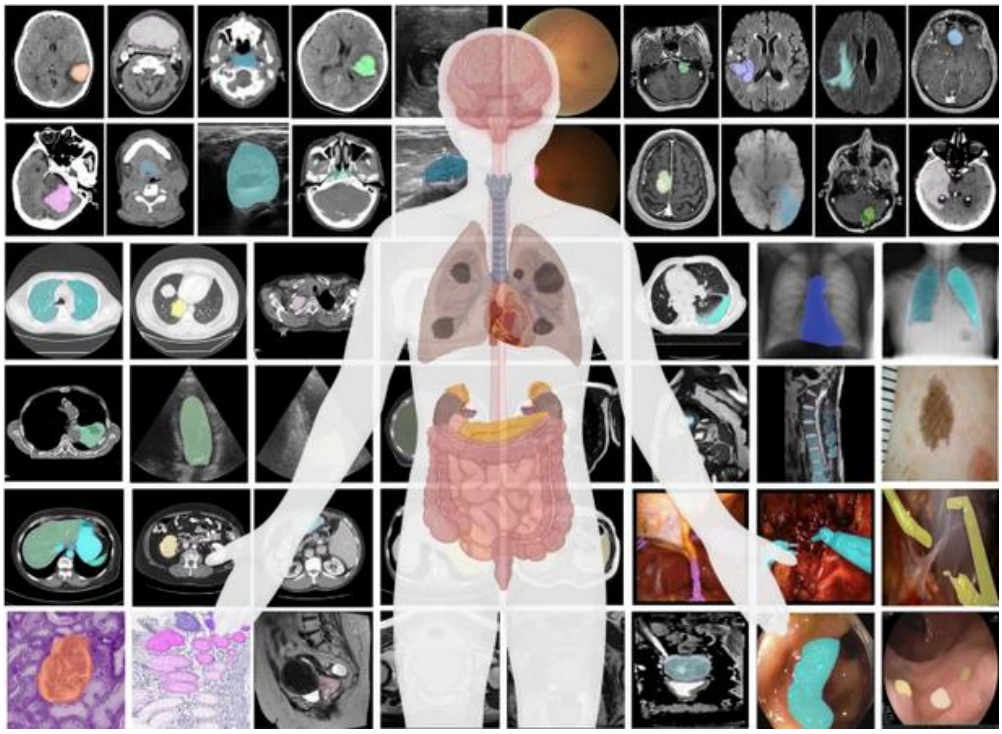
- دسترسی به تصاویر واقعی و با کیفیت.
- امکان تنظیم دقیق شرایط تصویربرداری بر اساس نیاز تحقیقاتی.
- قابلیت پیگیری تغییرات بیماری در طول زمان.

معایب این روش:

- نیاز به مجوزهای اخلاقی و رعایت حریم خصوصی بیمار.
- هزینه‌ی بالا برای انجام اسکن‌های پزشکی
- نیاز به دسترسی به مراکز درمانی مجهز.

۲) پایگاه‌های داده‌ی عمومی تصاویر پزشکی (Public Medical Imaging Databases)

بسیاری از موسسات تحقیقاتی و دانشگاه‌ها، پایگاه‌های داده‌ای از تصاویر پزشکی را در دسترس عموم قرار داده‌اند. این پایگاه‌ها معمولا شامل تصاویر پزشکی حاشیه‌نویسی‌شده و با فرمت‌های استاندارد DICOM هستند که برای تحقیقات هوش مصنوعی، پردازش تصویر و آموزش مورد استفاده قرار می‌گیرند.



نمونه‌هایی از پایگاه‌های داده‌ی عمومی:

- The Cancer Imaging Archive (TCIA): شامل تصاویر مرتبط با انواع سرطان‌ها.
- NIH Chest X-ray Dataset: شامل بیش از ۱۰۰ هزار تصویر X-ray از قفسه سینه.
- LIDC-IDRI: شامل بیش از ۱۰۰۰ تصویر CT برای تشخیص ندول‌های سرطانی.
- OpenNeuro: شامل مجموعه‌ای از تصاویر MRI مغز برای تحقیقات علوم اعصاب.
- ADNI: شامل داده‌های MRI و PET از بیماران مبتلا به آلزایمر و افراد سالم.
- OASIS: شامل داده‌های MRI و PET از بیماران مبتلا به آلزایمر و افراد سالم.
- AAPM RT-MAC: شامل داده‌های پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی برای تحقیقات سرطان.
- POCUS: شامل مجموعه‌ای از تصاویر سونوگرافی برای بررسی قلب، ریه و شکم.

- CAMUS: شامل تصاویر سه‌بعدی سونوگرافی قلبی.
- ISIC: شامل بیش از ۲۵۰۰۰ تصویر از ضایعات پوستی از جمله ملانوما.
- Dermnet: شامل تصاویر پزشکی از انواع بیماری‌های پوستی مانند اگزما و پسوریازیس.
- MIMIC-CXR: شامل بیش از ۳۰۰ هزار تصویر X-ray قفسه سینه.
- PhysioNet: شامل داده‌های متنوع پزشکی مانند EEG، ECG، CT، MRI و تصاویر پزشکی دیگر.

مزایای این روش:

- رایگان و در دسترس.
- شامل داده‌های حاشیه‌نویسی‌شده برای آموزش مدل‌های هوش مصنوعی.
- فرمت استاندارد DICOM.
- استاندارد و قابل استفاده برای روش‌های مختلف.

معایب این روش:

- تنوع محدود در برخی مجموعه‌ها.
- ممکن است برخی داده‌ها کیفیت بالایی نداشته باشند.
- عدم امکان تنظیم شرایط تصویربرداری.

۳) همکاری با بیمارستان‌ها و مراکز تحقیقاتی

در برخی موارد، می‌توان از طریق همکاری با بیمارستان‌ها و موسسات تحقیقاتی، به تصاویر پزشکی واقعی دسترسی پیدا کرد. این روش به‌ویژه برای تحقیقات علمی و توسعه‌ی الگوریتم‌های پردازش تصویر کاربرد دارد.

مزایای این روش:

- دسترسی به تصاویر واقعی با وضوح بالا.
- امکان کار با داده‌های جدید و به‌روز.
- پشتیبانی علمی از سوی پزشکان و متخصصان.

معایب این روش:

- نیاز به دریافت مجوزهای اخلاقی و رعایت حریم خصوصی بیماران.
- دسترسی محدود به داده‌های خاص و حساس.
- فرآیند اداری و بوروکراسی‌های زمان‌بر برای دریافت داده‌ها.

۴) شبیه‌سازی و تولید تصاویر مصنوعی (Synthetic Image Generation)

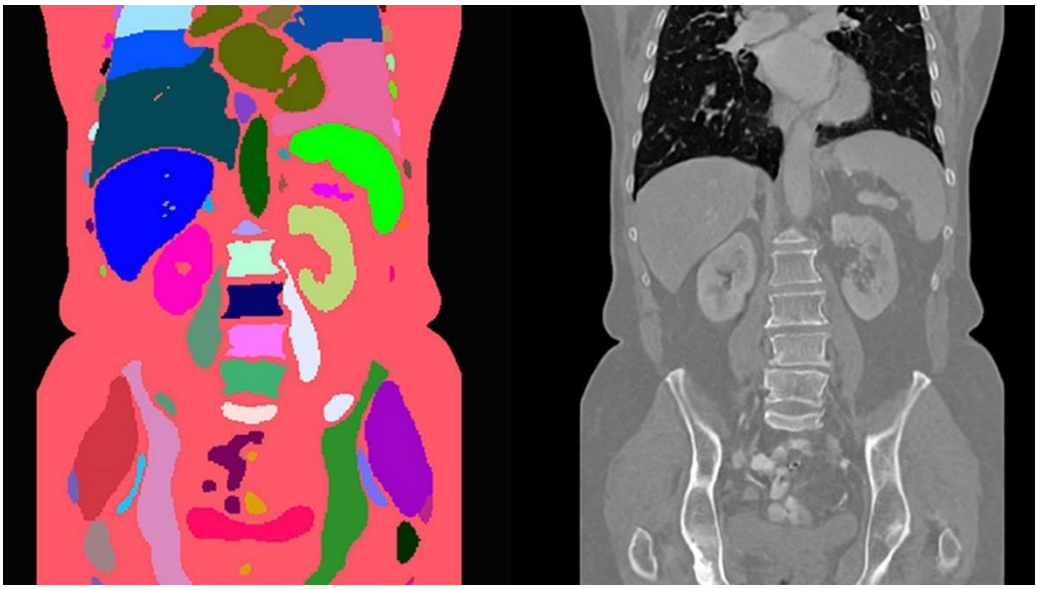
در برخی موارد می‌توان از روش‌های شبیه‌سازی کامپیوتری و یادگیری عمیق برای تولید تصاویر پزشکی مصنوعی استفاده کرد. مدل‌های GANs (Generative Adversarial Networks) و روش‌های سنتز تصویر قادر به تولید داده‌های تصویری مشابه تصاویر واقعی هستند.

مزایای این روش:

- عدم نیاز به داده‌های واقعی بیماران (بدون مشکل حریم خصوصی).
- امکان تولید حجم زیادی از داده‌ها برای آموزش الگوریتم‌ها.
- کنترل کامل بر ویژگی‌های تصویر.

معایب این روش:

- احتمال کاهش دقت مدل‌های تولید شده در مقایسه با تصاویر واقعی.
- نیاز به منابع پردازشی قوی برای تولید تصاویر با کیفیت بالا.
- احتمال وجود جزئیات غیرواقعی در تصاویر تولید شده.



شبیه‌سازی تصاویر مصنوعی از ارگان‌های داخلی بدن

۵) استفاده از مقالات علمی و تصاویر منتشر شده

برخی مقالات علمی که در مجلات معتبر منتشر می‌شوند، شامل تصاویر پزشکی مرتبط با پژوهش‌های انجام شده هستند. این تصاویر می‌توانند به عنوان مرجع یا برای اهداف آموزشی استفاده شوند.

مزایای این روش:

- رایگان و قابل دسترس برای پژوهشگران.
- استاندارد و مورد تایید جامعه‌ی علمی.
- ارائه توضیحات تخصصی همراه با تصویر.

معایب این روش:

- محدودیت در تعداد و کیفیت تصویر.
- امکان محدودیت‌های کپی‌رایت در استفاده از داده‌ها.
- عدم تنوع کافی برای آموزش مدل‌های یادگیری ماشین.

۶) خرید تصاویر پزشکی از منابع معتبر و رسمی

برخی شرکت‌ها و پایگاه‌های تجاری، مجموعه‌های گسترده‌ای از تصاویر پزشکی را به فروش می‌رسانند. این داده‌ها معمولا شامل تصاویر باکیفیت و دارای برچسب‌گذاری دقیق هستند. برخی از ارائه‌دهندگان داده‌های پزشکی عبارتند از: Radiopaedia، AMRA Medical و Qure.ai.

مزایای این روش:

- کیفیت بالا و استاندارد.
- دارای توضیحات و برچسب‌های دقیق.
- امکان دریافت تصاویر خاص بر اساس نیاز.

معایب این روش:

- هزینه‌های بالا
- محدودیت در استفاده‌ی مجدد یا انتشار داده‌ها.

جمع‌بندی و انتخاب بهترین روش

- اگر به تصاویر واقعی نیاز دارید ← همکاری با بیمارستان‌ها و مراکز تحقیقاتی.
- اگر می‌خواهید رایگان کار کنید ← استفاده از پایگاه‌های داده‌ی عمومی.
- اگر هدف آموزشی دارید ← مقالات علمی و منابع آنلاین.
- اگر به حجم زیادی از داده نیاز دارید ← تصاویر شبیه‌سازی شده.
- اگر به تصاویر خاص و برچسب‌گذاری شده نیاز دارید← خرید داده از منابع معتبر.

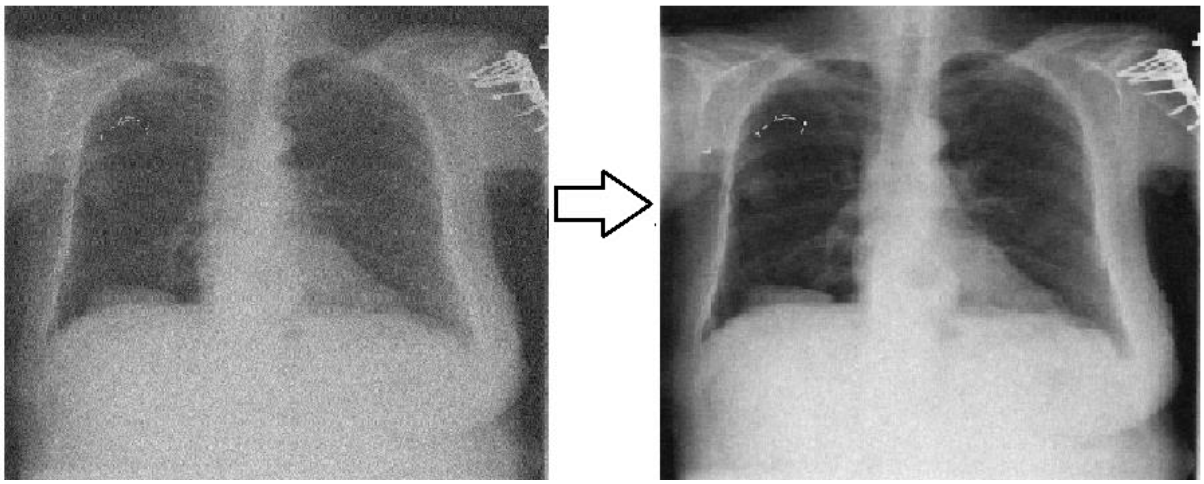
با توجه به اهمیت کیفیت تصویر در تشخیص و پردازش، ترکیب چندین روش می‌تواند بهترین نتیجه را ارائه دهد.

مرحله دوم: پیش‌پردازش تصاویر (Image Preprocessing)

پیش‌پردازش تصاویر یک مرحله‌ی حیاتی در پردازش تصویر است که کیفیت تصویر را بهبود داده و آن‌ها را برای پردازش‌های بعدی مانند بخش‌بندی، تشخیص ویژگی‌ها و تحلیل کمی آماده می‌کند. این مرحله شامل تکنیک‌هایی برای افزایش کیفیت تصویر، کاهش نویز، تصحیح روشنایی و کنتراست و استانداردسازی تصاویر است. در ادامه گام‌های کلیدی پیش پردازش تصاویر را که شامل ۷ مرحله است، توضیح می‌دهیم.

۱. کاهش نویز (Noise Reduction یا Denoising)

نویز در تصاویر پزشکی ممکن است ناشی از نوسانات سنسورهای تصویربرداری، حرکت بیمار یا محدودیت‌های دستگاه تصویربرداری باشد.



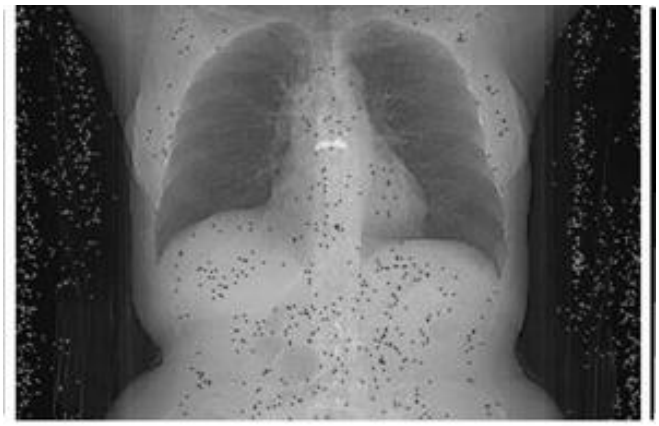
تصویر چپ: تصویر دارای نویز / تصویر راست: تصویری که با تکنیک‌های کاهش نویز، اصلاح شده است

انواع نویز در تصاویر پزشکی

الف) نویز گاوسی (Gaussian Noise): این نویز ناشی از نوسانات تصادفی در سیستم‌های تصویربرداری دیجیتال ایجاد می‌شود و دارای توزیع نرمال با میانگین صفر و واریانس مشخص است. نویز گاوسی در تصاویر CT و MRI رایج‌تر است.

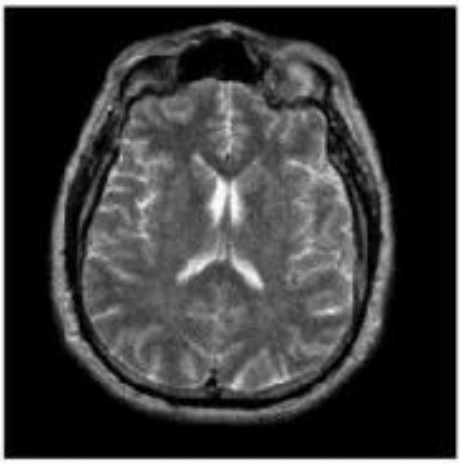
تصویر MRI دارای نویز گاوسی

ب) نویز نمکی-فلفلی (Salt-and-Paper Noise): نویز نمکی - فلفلی نقاط سیاه و سفید پراکنده در تصویر است. این نویز معمولا ناشی از خطاهای سنسور، تداخل الکترومغناطیسی و یا از دست رفتن داده‌ها است. نویز فلفلی-نمکی در تصاویر X-ray و سونوگرافی بیشتر دیده می‌شود.



تصویر دارای نویز نمکی- فلفلی

ج) نویز پوآسونی (Poisson Noise): نویز پوآسونی ناشی از نوسانات کوانتومی در شمارش فوتون‌ها است. نویز پوآسونی در تصاویر X-ray، PET و SPECT دیده می‌شود.



تصویر دارای نویز پوآسونی

د) نویز اسپکل (Speckle Noise): نویز اسپکل، نویز ضربی است که باعث ایجاد الگوهای دندانه‌دار در تصویر می‌شود. این نویز در تصاویر سونوگرافی و MRI رایج‌تر است.

تصویر دارای نویز اسپکل

روش‌های کاهش نویز

روش‌های کاهش نویز را می‌توان به دو دسته‌ی اصلی تقسیم کرد:

۱. فیلترهای مکانی (Spatial Filters): پردازش مستقیم روی پیکسل‌های تصویر.

۲. فیلترهای حوزه فرکانس (Frequency Domain Filters): پردازش در حوزه تبدیل فوریه.

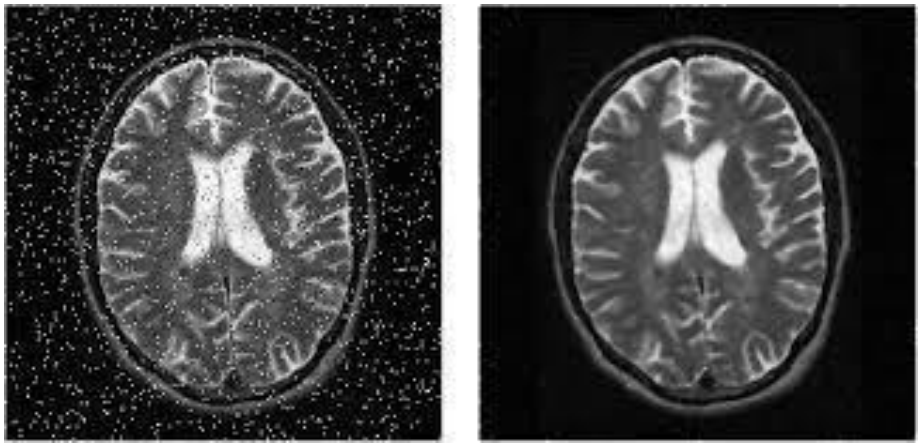
فیلترهای مکانی برای کاهش نویز

الف. فیلترهای میانگین (Mean Filters):

- مقدار هر پیکسل را با میانگین همسایگانش جایگزین می‌کند.
- برای حذف نویز گاوسی و نویز یکنواخت مناسب است.
- فرمول استفاده از این فیلتر عبارت است از:

$$I'(x,y) = \frac{1}{N}\sum_{(i,j)\in w} I(i,j)$$

در این رابطه، W یک ناحیه $N \times N$ اطراف پیکسل (x,y) است. این فیلتر لبه‌ها را محو می‌کند و باعث از دست رفتن جزئیات تصویر می‌شود.



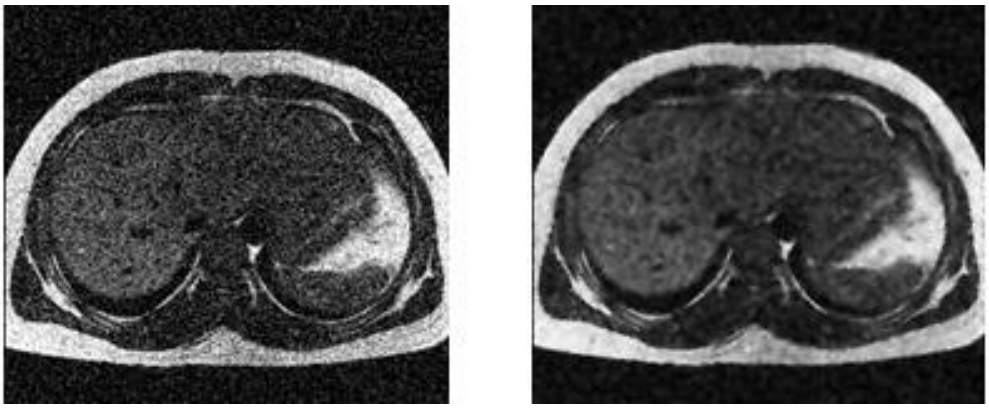
استفاده از فیلتر میانگین و در نتیجه حذف نویزهای نمکی-فلفلی

ب. فیلتر گاوسی (Gaussian Filters):

- نسخه‌ی بهبودیافته‌ی فیلتر میانگین است که وزن بیشتری به پیکسل‌های نزدیک به مرکز ماسک می‌دهد.
- این فیلتر برای حذف نویز گاوسی و کاهش نویز حرارتی مناسب است.
- فرمول استفاده از این فیلتر عبارت است از:

$$G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

در این رابطه، σ مقدار انحراف معیار را نشان می‌دهد. مزیت استفاده از این فیلتر این است که درعین حال که نویز را کاهش می‌دهد، لبه‌ها را کمتر از فیلتر میانگین محو می‌کند.



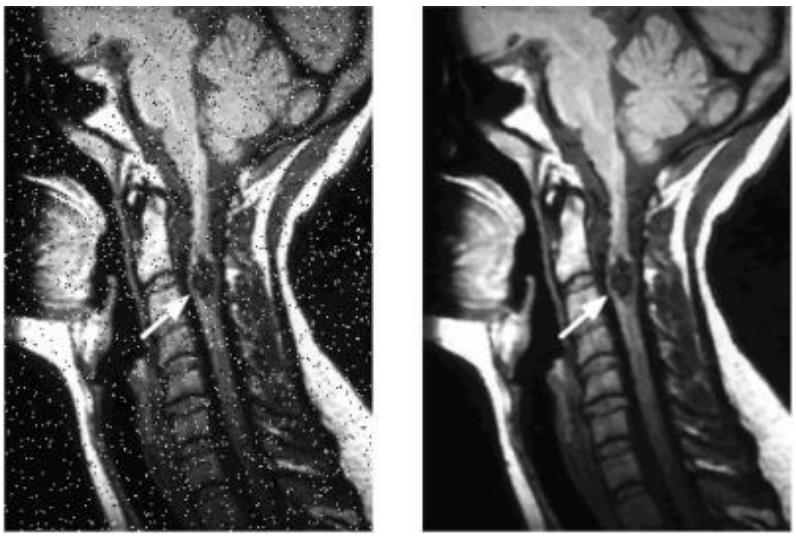
استفاده از فیلتر گاوسی و در نتیجه حذف نویز

ج. فیلتر میانه (Median Filters):

- این فیلتر مقدار پیکسل را با مقدار میانه‌ی همسایگانش جایگزین می‌کند. از فیلتر میانه برای حذف نویز نمکی - فلفلی استفاده می‌شود.
- فرمول استفاده از این فیلتر عبارت است از:

$$I'(x,y) = median\{I(i,j) \mid (i,j) \in W\}$$

در این رابطه W یک پنجره 3×3 یا بزرگتر است. مزیت استفاده از فیلتر میانه این است که این فیلتر جزئیات لبه‌ها را حفظ می‌کند. عیب این فیلتر نیز این است که برای نویز گاوسی کارایی پایین‌تری دارد.



استفاده از فیلتر میانه و در نتیجه حذف نویز

د. فیلتر وینر (Wiener Filters):

- این فیلتر نویز را بر اساس مدل آماری تصویر تخمین می‌زند. فیلتر وینر برای حذف نویز گاوسی و نویز حرارتی در تصاویر MRI و CT مناسب است.
- فرمول استفاده از این فیلتر عبارت است از:

$$H(u,v) = \frac{H^*(u,v)}{|H(u,v)^2 + S_n(u,v)|S_f(u,v)}$$

در این رابطه $H(u,v)$ تابع تبدیل تصویر و S_n و S_f به ترتیب طیف توان نویز و سیگنال هستند. مزیت استفاده از فیلتر وینر این است که لبه‌ها را حفظ می‌کند و نویز را به خوبی کاهش می‌دهد. عیب این فیلتر نیز این است که نیاز به مدل‌سازی آماری نویز دارد.

استفاده از فیلتر وینر و در نتیجه حذف نویز

فیلترهای حوزه فرکانس برای کاهش نویز

الف. فیلتر پایین‌گذر ایده‌آل (Ideal Low-pass Filters):

- این فیلتر نویزهای فرکانس بالا را حذف کرده و بر پایه‌ی تبدیل فوریه کار می‌کند.
- فرمول استفاده از این فیلتر عبارت است از:

$$F(u,v) = \iint f(x,y)e^{-j2\pi(ux+vy)}dxdy$$

در این رابطه، $F(u,v)$ تصویر در حوزه‌ی فرکانس است. عیب این روش این است که باعث محوشدگی تصویر می‌شود.

ب. فیلتر وینر در حوزه فرکانس (Weiner Filters):

- این فیلتر ترکیبی از فیلتر پایین‌گذر و مدل‌سازی نویز در حوزه فرکانس است. فیلتر وینر در حوزه‌ی فرکانس به خوبی نویز را حذف کرده و لبه‌ها را حفظ می‌کند.

ج. فیلتر پایین‌گذر گاوسی (Gaussian Low-pass Filters - GLPF):

- این فیلتر یک تابع گاوسی را در حوزه‌ی فرکانس اعمال می‌کند تا فرکانس‌های بالا را به تدریج کاهش دهد. برخلاف فیلتر ایده‌آل، در اینجا یک گذار نرم‌تر بین فرکانس‌های مجاز و حذف شده وجود دارد.

د. فیلتر پایین‌گذر باتروورث (Butterworth Los-pass Filter - BLPF):

- این فیلتر یک انتقال تدریجی بین ناحیه‌ی عبور و حذف دارد و از نوع گاوسی نرم‌تر است. پارامترهای مرتبه‌ی فیلتر، میزان شیب گذار را کنترل می‌کنند.

هـ. فیلتر بالاگذر (High-pass Filters):

- این فیلتر معکوس فیلتر پایین‌گذر است و جزئیات تصویر را برجسته می‌کند اما نویز را نیز افزایش می‌دهد.

و. فیلتر همسانگردی محدودشده (Constrained Least Squares Filter - CLSF):

- این فیلتر به طور خاص برای بازسازی تصاویر در حضور نویز و تاری استفاده می‌شود و با اضافه‌کردن یک محدودیت به معادله‌ی کمترین مربعات، ناپایداری‌های روش معکوس را کنترل می‌کند.

ز. فیلتر همدوسی تطبیقی (Adaptive Coherence Estimation Filter - ACEF):

- این فیلتر برای کاهش نویز تطبیقی استفاده می‌شود و مخصوص پردازش تصاویر پزشکی مانند MRI است. برخلاف فیلترهای معمولی، این فیلتر به تغییرات محلی تصویر واکنش نشان می‌دهد و میزان کاهش نویز را براساس ویژگی‌های تصویر تنظیم می‌کند.

روش‌های پیشرفته کاهش نویز

الف. موجک‌ها (Wavelet Transform):

- این روش، تصویر را به ضرایب جزئیات و ضرایب تقریب تجزیه کرده و نویز را از ضرایب جزئیات حذف می‌کند. این روش برای حذف نویز در تصاویر سونوگرافی، MRI و CT مناسب است.
- معادله‌ی موجک عبارت است از:

$$W(f) = \int f(x)\psi(x)dx$$

در این رابطه، $\psi(x)$ تابع موجک مادر است.

فیلترهای یادگیری عمیق

- شبکه‌های عصبی کانولوشنی (CNNs) اقدام به یادگیری از داده‌های آموزشی کرده و بدین شکل نویز را کاهش می‌دهند.
- روش‌هایی مانند DAE (Denoising Autoencoders) و GAN-based Denoising برای حذف نویز در تصاویر پزشکی به کار می‌روند.

انتخاب بهترین روش کاهش نویز

بهترین روش‌های کاهش نویز بر اساس نوع نویز در **جدول ۱** آمده است.

جدول۱: بهترین روش‌های کاهش نویز بر اساس نوع نویز

نوع نویز	روش مناسب
نویز گاوسی	فیلتر گاوسی، فیلتر وینر و موجک‌ها
نویز نمکی - فلفلی	فیلتر میانه
نویز پوآسونی	فیلتر وینر و موجک‌ها
نویز اسپکل	فیلتر وینر و روش‌های CNN

۲. افزایش کیفیت تصویر (Image Enhancement)

افزایش کیفیت تصویر یکی از مراحل مهم در پردازش تصاویر است که باعث بهبود وضوح، کنتراست و جزئیات می‌شود. این مرحله برای بهبود دقت تشخیص و تحلیل تصاویر، کاهش خطاهای بصری و افزایش قابلیت مشاهده‌ی ساختارهای مختلف در تصویر استفاده می‌شود.

اهداف افزایش کیفیت تصویر

- بهبود وضوح تصویر.
- افزایش کنتراست بین نواحی مختلف.
- حذف نویز و بهبود نسبت سیگنال به نویز (SNR).
- تقویت جزئیات برای مشاهده‌ی بهتر ساختارهای آناتومیکی.
- آماده‌سازی تصویر برای بخش‌بندی و تشخیص اتوماتیک بیماری‌ها.

روش‌های افزایش کیفیت تصویر

روش‌های افزایش کیفیت تصویر را می‌توان به دو دسته‌ی مبتنی بر حوزه‌ی مکانی (Spatial Domain) و مبتنی بر حوزه‌ی فرکانس (Frequency Domain) تقسیم کرد.

روش‌های مبتنی بر حوزه‌ی مکانی:

در این روش‌ها، پردازش مستقیماً روی مقدار پیکسل‌های تصویر انجام می‌شود.

۱. افزایش کنتراست (Contrast Enhancement)

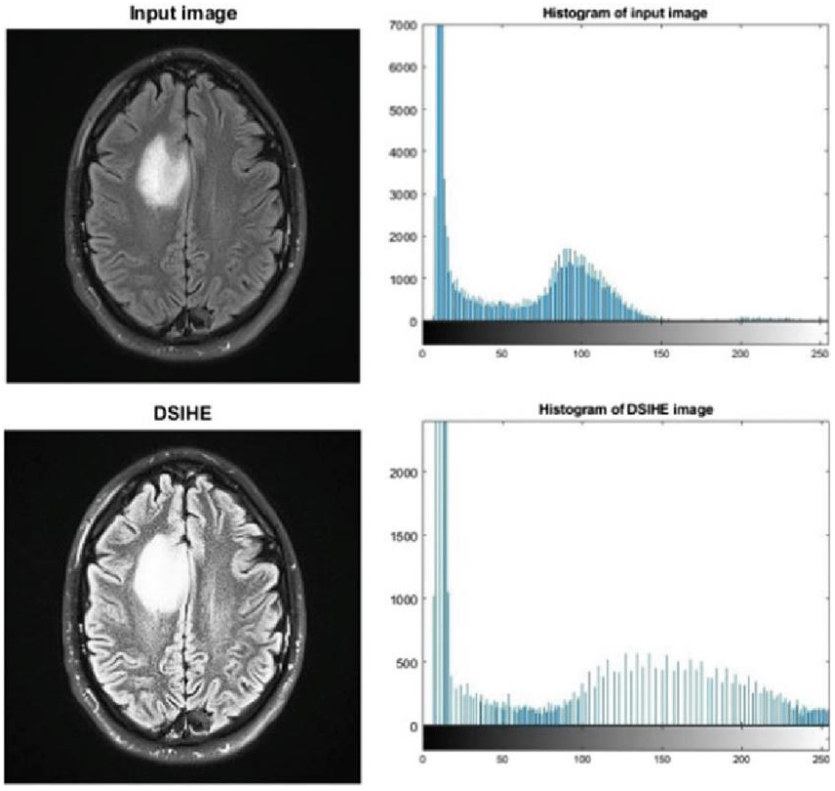
افزایش کنتراست باعث می‌شود تفاوت بین نواحی روشن و تاریک بیشتر شود.

الف. کشش هیستوگرام (Histogram Stretching):

- این روش مقدار شدت پیکسل‌های تصویر را به یک بازه‌ی گسترده‌تر تغییر می‌دهد.
- فرمول کلی این روش عبارت است از:

$$I'(x,y) = \frac{I(x,y) - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} \times (L-1)$$

در این رابطه، I_{min} و I_{max} به ترتیب کمترین و بیشترین شدت پیکسل در تصویر هستند و L تعداد سطوح خاکستری است.



استفاده از تکنیک معادله‌ی هیستوگرام برای افزایش کنتراست تصویر

ب. معادله‌ی هیستوگرام (Histogram Equalization):

- این روش یک روش خودکار برای توزیع یکنواخت شدت پیکسل‌ها است. روش معادله‌ی هیستوگرام برای تصاویر MRI و CT مناسب بوده و در فرمول آن از تابع تبدیل تجمعی استفاده می‌شود.
- فرمول کلی این روش عبارت است از:

$$CDF\ (I) = \sum_{i=0}^{I} P(i)$$

در این رابطه، $P(i)$ توزیع احتمال شدت روشنایی را نشان می‌دهد.

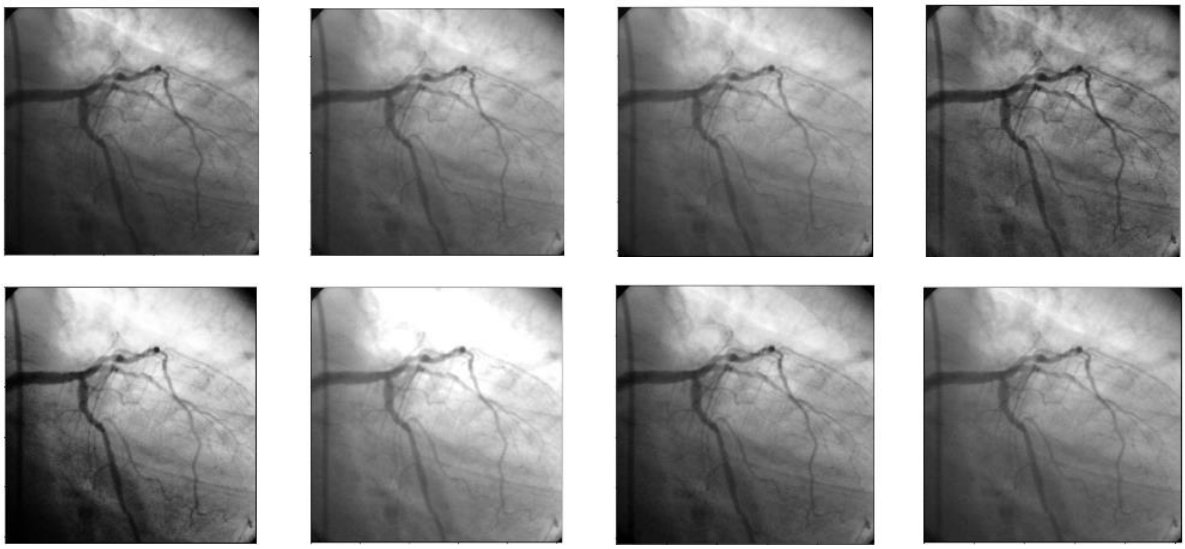
۲. فیلترهای تقویت لبه (Edge Enhancement Filters)

این فیلترها برای برجسته‌کردن لبه‌های ساختارهای پزشکی استفاده می‌شوند.

الف. فیلتر لاپلاسین (Laplacian Filters):

- در این روش از مشتق دوم برای برجسته کردن لبه‌ها استفاده می‌شود.
- ماسک ۳×۳ آن عبارت است از:

$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$



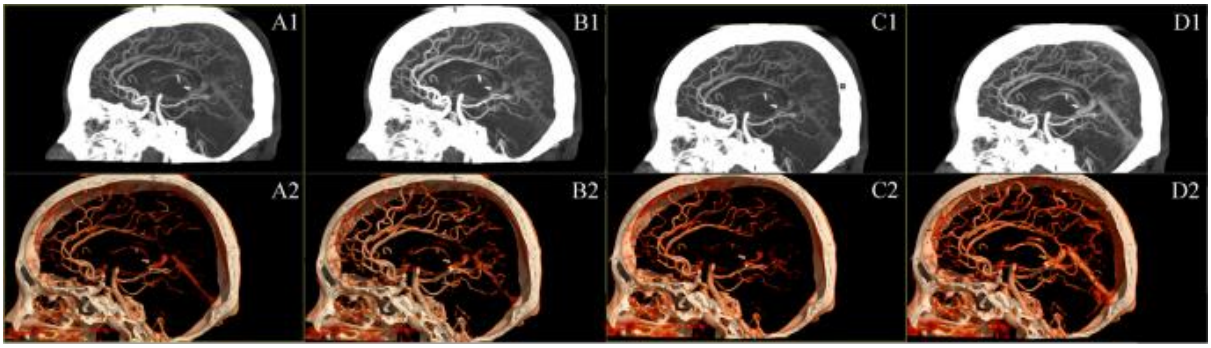
استفاده از فیلتر لاپلاسین برای افزایش کنتراست تصویر

ب. فیلتر شارپنینگ بالا (High Boost Filtering):

- این فیلتر ترکیبی از فیلتر میانگین و لاپلاسین است که برای تقویت جزئیات تصویر استفاده می‌شود.
- فرمول این فیلتر عبارت است از:

$$I' = I + k \cdot (I - I_{blur})$$

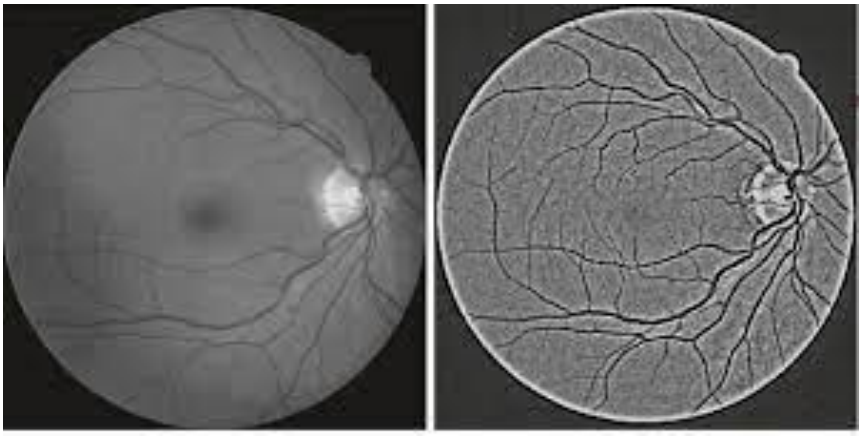
در این رابطه، I_{blur} تصویر محوشده و k مقدار افزایش شارپنس است.



استفاده از فیلتر شارپنینگ بالا برای افزایش کنتراست تصویر

۳. فیلترهای تطبیقی (Adaptive Filters)

- این فیتلرها با توجه به محتوای تصویر تغییر می‌کنند.
- فیلتر وینر (Wiener Filter) یکی از معروف‌ترین روش‌هاست که نویز را کاهش داده و جزئیات را حفظ می‌کند.



استفاده از فیلتر تطبیقی برای افزایش کنتراست تصویر

روش‌های مبتنی بر حوزه‌ی فرکانس:

در این روش‌ها، پردازش در حوزه‌ی فرکانس و معمولا پس از تبدیل فوریه انجام می‌شود.

الف. تقویت فرکانس بالا (High-Frequency Emphasis)

- این روش باعث افزایش وضوح جزئیات ریز تصویر می‌شود.
- روش تقویت فرکانس بالا، ترکیبی از فیلتر پایین‌گذر و فیلتر بالاگذر است.
- فرمول استفاده از این روش عبارت است از:

$$H(u,v) = a + b \cdot H_{HP}(u,v)$$

در این رابطه، a مقدار نویز پایه و b میزان تقویت فرکانس‌های بالا است.

استفاده از تکنیک تقویت فرکانس بالا برای افزایش کنتراست تصویر

ب. فیلتر بالاگذر گاوسی (Gaussian High-pass Filter)

- این فیلتر نویزهای کم‌دامنه را حذف کرده و لبه‌های تصویر را تقویت می‌کند.
- فرمول استفاده از این روش عبارت است از:

$$H_{HP}(u,v) = 1 - e^{-\frac{(u^2+v^2)}{2\sigma^2}}$$

روش‌های مبتنی بر تبدیل موجک (Wavelet Transform)

الف. افزایش کیفیت تصویر با حذف ضرایب موجک نویزی

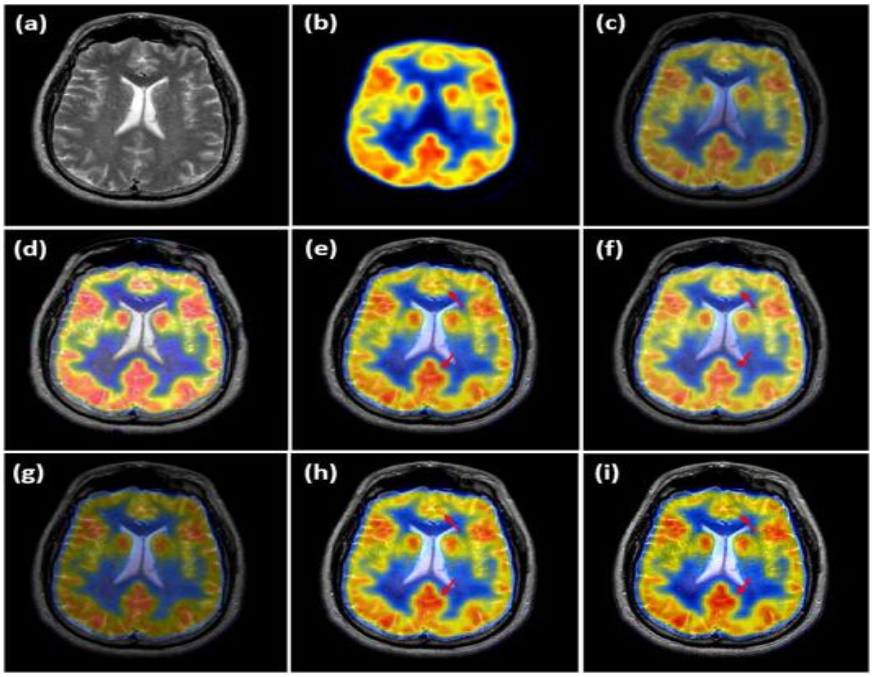
- در این روش، تصویر به ضرایب موجک با فرکانس بالا (جزئیات) و پایین (ساختار کلی) تجزیه می‌شود.
- همچنین این روش، ضرایب نویزی را کاهش داده و جزئیات را تقویت می‌کند.
- فرمول استفاده از این روش عبارت است از:

$$W(f) = \int f(x)\psi(x)dx$$

در این رابطه، $\psi(x)$ تابع موجک مادر است.

ب. افزایش وضوح تصاویر با پردازش در حوزه‌ی موجک

- در این روش، وضوح تصاویر MRI و CT افزایش می‌یابد.
- این روش، ترکیبی از فیلتر بالاگذر و پردازش موجک به منظور بهبود کیفیت است.



استفاده از تکنیک های مبتنی بر تبدیل موجک برای افزایش کنتراست تصویر

استفاده از روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین و شبکه‌های عصبی

- استفاده از شبکه‌های عصبی کانولوشنی برای افزایش وضوح تصویر.
- استفاده از مدل‌های SRGAN (Super-Resolution GAN) برای بازسازی تصاویر پزشکی با رزولوشن بالا.

مقایسه‌ی روش‌های مختلف افزایش کیفیت تصویر

جدول ۲، روش‌های مختلف افزایش کیفیت تصویر را به طور خلاصه بیان کرده و به ذکر معایب و مزایای استفاده از هر روش می‌پردازد.

جدول۲: مقایسه روش‌های مختلف افزایش کیفیت تصویر

روش	مزایا	معایب
کشش هیستوگرام	ساده، سریع	حساس به نویز
معادله هیستوگرام	افزایش یکنواخت کنتراست	ممکن است تصویر بیش از حد روشن یا تاریک شود
فیلتر لاپلاسین	تقویت لبه‌ها	افزایش نویز
فیلتر وینر	کاهش نویز و حفظ لبه‌ها	نیاز به مدل‌سازی نویز
فیلتر بالاگذر گاوسی	افزایش وضوح تصویر	افزایش نویز
تبدیل موجک	حفظ جزئیات مهم	نیاز به تنظیم دقیق ضرایب
یادیگیری عمیق	افزایش کیفیت بدون افت جزئیات	نیاز به داده‌های آموزشی زیاد

۳. روشنایی (Brightness) و نرمال‌سازی (Normalization) تصاویر

روشنایی و نرمال‌سازی تصاویر از مهم‌ترین مراحل در پردازش تصاویر پزشکی است. این دو فرآیند تاثیر بسزایی در بهبود کیفیت تصاویر، افزایش وضوح جزئیات و بهینه‌سازی آن‌ها برای پردازش‌های بعدی مانند تشخیص بیماری‌ها و تقسیم‌بندی بخش‌های مختلف تصویر دارند. در ادامه این دو مبحث را بررسی می‌کنیم.

روشنایی تصویر (Image Brightness)

تعریف روشنایی: روشنایی به میانگین شدت نوری که از یک تصویر ساطع می‌شود، گفته می‌شود. در پردازش تصویر، روشنایی میزان روشنی یا تاریکی کلی تصویر را تعیین می‌کند و بر قابلیت تشخیص ساختارهای مختلف تاثیر دارد.

عوامل موثر بر روشنایی در تصاویر پزشکی

- شرایط نورپردازی در حین تصویربرداری؛ مانند تنظیمات اشعه‌ایکس، شدت MRI و CT
- خواص فیزیکی بافت‌های بدن؛ برخی بافت‌ها نور را بهتر جذب می‌کنند و برخی بازتاب بیشتری دارند.
- خطاهای سیستم تصویربرداری؛ نویز و محدودیت‌های سخت‌افزاری.

روش‌های تنظیم روشنایی

الف. تغییر مقدار شدت پیکسل‌ها (Intensity Scaling)

- در این روش، افزایش یا کاهش مقدار عددی هر پیکسل در تصویر با استفاده از فرمول زیر انجام می‌شود:

$$I'(x,y) = I(x,y) + C$$

در این رابطه، $I(x,y)$ مقدار شدت اصلی پیکسل و C یک مقدار ثابت برای افزایش یا کاهش روشنایی است.

ب. تصحیح گاما (Gamma Correction)

- یکی از رایج‌ترین روش‌ها برای تنظیم روشنایی است که با استفاده از تابع گاما و رابطه‌ی زیر انجام می‌شود:

$$I'(x,y) = c \times I(x,y)^{\gamma}$$

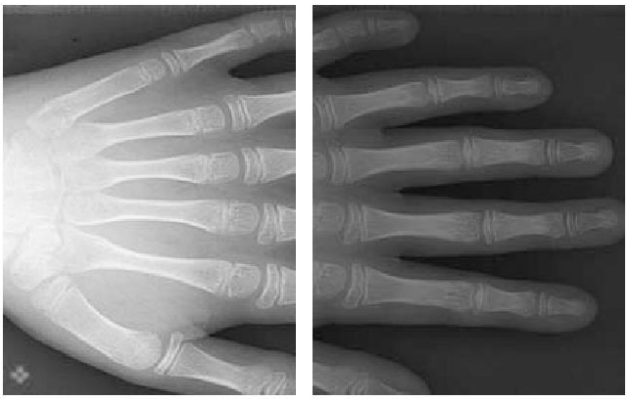
در این رابطه، $\gamma < 1$ باعث افزایش روشنایی و $\gamma > 1$ باعث کاهش روشنایی می‌شود.

ج. استفاده از فیلترهای هموارسازی (Smoothing Filters)

- فیلتر میانگین: مقادیر پیکسل‌ها را در یک ناحیه محلی متوسط می‌گیرد و باعث هموارسازی روشنایی می‌شود.
- فیلتر گاوسی: نسخه‌ای از فیلتر میانگین با وزن‌دهی بیشتر به پیکسل‌های مرکزی.

کاربردهای تنظیم روشنایی در تصاویر پزشکی

- بهبود وضوح تصاویر برای تشخیص بهتر ناهنجاری‌ها.
- افزایش جزئیات تصاویر که در اثر شرایط محیطی ممکن است کم‌نور شوند.
- استانداردسازی تصاویر برای مقایسه‌ی بهتر بین بیماران مختلف.



تصاویر اشعه‌ایکس دست با روشنایی‌های متفاوت

نرمال‌سازی تصویر (Image Normalization)

تعریف نرمال‌سازی: فرآیندی است که در آن مقادیر شدت پیکسل‌های تصویر در یک بازه‌ی مشخص قرار می‌گیرند تا تصاویر مختلف با یکدیگر قابل مقایسه شوند.

اهداف نرمال‌سازی تصاویر

- افزایش یکنواختی تصاویر در سیستم‌های پزشکی.
- کاهش تاثیر تغییرات شرایط تصویربرداری.
- بهبود عملکرد الگوریتم‌های یادگیری ماشین و بینایی کامپیوتر.
- افزایش دقت تشخیص و طبقه‌بندی تصاویر پزشکی.

روش‌های نرمال‌سازی تصاویر

الف. نرمال‌سازی بر اساس مقیاس خطی (Min-Max Normalization)

- در این روش، مقادیر شدت تصویر در یک بازه‌ی جدید مانند (۰ تا ۱) یا (۰ تا ۲۵۵) تنظیم می‌شوند. در این روش، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$I' = \frac{I - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} \times (b - a) + a$$

در این رابطه، I_{min} و I_{max} به ترتیب کمترین و بیشترین شدت پیکسل‌ها در تصویر اصلی هستند. a و b به ترتیب حداقل و حداکثر مقدار در بازه جدید (مثلا ۰ تا ۱) هستند.

ب. نرمال‌سازی میانگین و واریانس (Z-Score Normalization)

- در این روش، شدت پیکسل‌ها با میانگین صفر و انحراف معیار یک تنظیم می‌شوند. در این روش، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$I' = \frac{I - \mu}{\sigma}$$

در این رابطه، μ میانگین شدت پیکسل‌های تصویر و σ انحراف معیار شدت پیکسل‌ها است. این روش برای الگوریتم‌های یادگیری ماشین و بینایی کامپیوتر مناسب است.

ج. نرمال‌سازی لگاریتمی (Log Transformation)

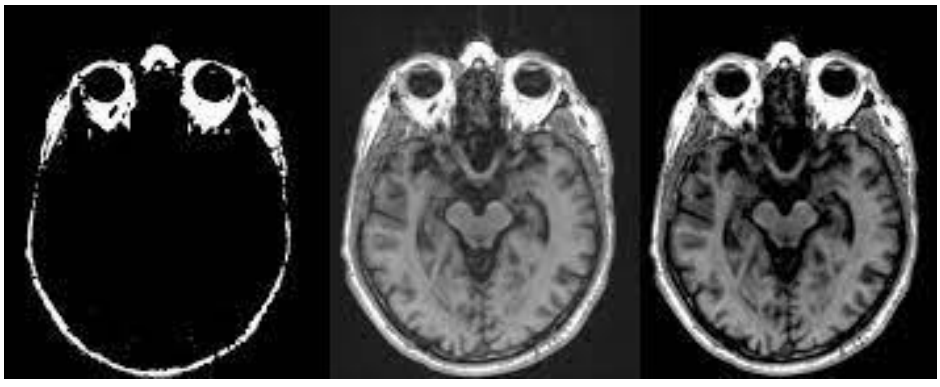
- در این روش، برای تقویت نواحی کم‌نور تصویر، از تبدیل لگاریتمی استفاده می‌شود. در این روش، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$I' = C \times \log(1 + I)$$

در این رابطه، C یک ثابت مقیاس‌دهی است.

د. نرمال‌سازی بر اساس هیستوگرام (Histogram Normalization)

- این روش، توزیع شدت تصویر را به یک هیستوگرام خاص مانند توزیع یکنواخت نگاشت می‌کند.
- معادل‌سازی هیستوگرام یک نمونه از این روش است که باعث افزایش کنتراست تصویر می‌شود.



استفاده از تکنیک نرمال‌سازی تصویر

ترکیب روشنایی و نرمال‌سازی در تصاویر

برای بهبود کیفیت تصویر و استانداردسازی داده‌های پزشکی، اغلب از ترکیبی از روش‌های تنظیم روشنایی و نرمال‌سازی استفاده می‌شود. برخی از راهکارهای ترکیبی شامل موارد زیر هستند:

- افزایش روشنایی + نرمال‌سازی هیستوگرام ← برای تقویت جزئیات
- کاهش روشنایی بیش از حد + نرمال‌سازی Z-Score ← برای کاهش اثرات نورپردازی نامناسب.
- اصلاح روشنایی گاما+ نرمال‌سازی Min-Max ← برای پردازش بهتر تصاویر.

مقایسه‌ی روش‌های مختلف نرمال‌سازی تصویر

جدول ۳، روش‌های مختلف نرمال‌سازی تصویر به طور خلاصه بیان می‌کند و به ذکر معایب و مزایای استفاده از هر روش می‌پردازد.

جدول۳: مقایسه روش‌های مختلف نرمال‌سازی تصویر

روش	مزایا	معایب
Min-Max Normalization	ساده، سریع	حساس به نویز
Z-Score Normalization	مقاوم در برابر تغییرات شدت تصویر	ممکن است پیکسل‌های خاصی حذف شوند
Log Transformation	بهبود تصاویر کم‌نور	تغییر بیش از حد نواحی روشن
Histogram Normalization	افزایش کنتراست تصویر	ممکن است نویز تصویر را افزایش دهد

۴. استانداردسازی مقیاس و رزولوشن (Scale & Resolution Standardization)

استانداردسازی مقیاس و رزولوشن با هدف یکسان‌سازی تصاویر از نظر ابعاد، وضوح و نسبت پیکسلی انجام می‌شود. این فرآیند تاثیر بسزایی در افزایش دقت تشخیص بیماری‌ها، بهبود عملکرد مدل‌های یادگیری ماشین و سازگاری تصاویر با سیستم‌های پزشکی مختلف دارد. این دو مفهوم را در ادامه بررسی می‌کنیم.

استانداردسازی مقیاس (Scale Standardization)

تعریف مقیاس تصویر: مقیاس تصویر نشان‌دهنده‌ی رابطه‌ی اندازه‌ی تصویر دیجیتال با ابعاد واقعی جسم تصویربرداری شده است. در تصاویر پزشکی، مقیاس مشخص می‌کند که هر پیکسل معادل چه مقدار از فضای فیزیکی است. (مثلا ۱ پیکسل = ۰/۵ میلی‌متر)

اهمیت استانداردسازی مقیاس

- یکسان‌سازی تصاویر از منابع مختلف؛ مانند تصاویر MRI، CT، و رادیوگرافی.

- مقایسه دقیق‌تر تصاویر بیماران مختلف.
- افزایش دقت در تشخیص بیماری‌ها و اندازه‌گیری بافت‌ها.
- سازگاری با الگوریتم‌های بینایی ماشین و یادگیری عمیق.

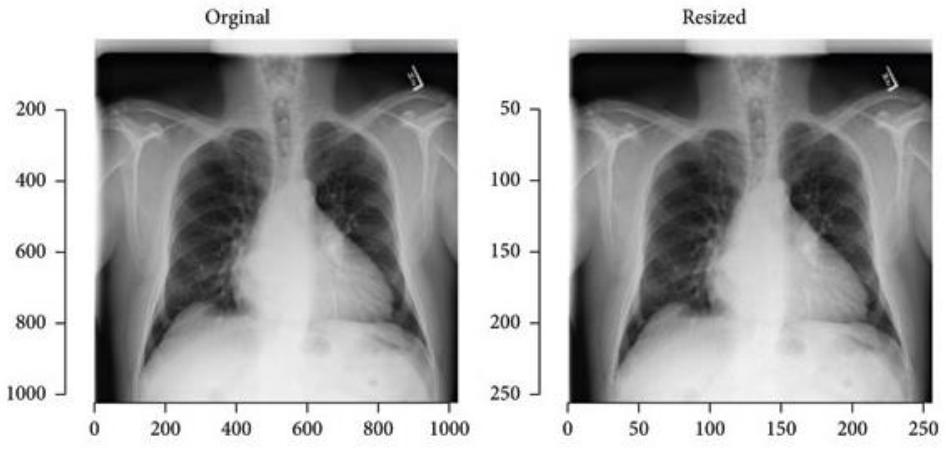
روش‌های استانداردسازی مقیاس

الف. تغییر اندازه‌ی تصویر (Rescaling)

- یکی از روش‌های رایج برای استانداردسازی مقیاس، تغییر اندازه‌ی تصویر است که معمولا با استفاده از مقیاس‌دهی خطی انجام می‌شود. در این روش، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$I'(x,y) = I(\alpha x, \alpha y)$$

در این رابطه α یک ضریب مقیاس است.



استفاده از تکنیک تغییر اندازه‌ی تصویر به منظور استانداردسازی مقیاس

روش‌های رایج برای تغییر اندازه:

- مقیاس‌دهی دو خطی (Bilinear Interpolation): مناسب برای تصاویر با جزئیات متوسط.
- مقیاس‌دهی نزدیک‌ترین همسایه (Nearest Neighbor): سریع؛ اما ممکن است لبه‌های تصویر ناپیوسته شود.
- مقیاس‌دهی با درون‌یابی مکعبی (Bicubic Interpolation): دقت بالا؛ مناسب برای تصاویر بافتی مانند MRI.

ب. تبدیل مقیاس بر اساس واحد واقعی (Physical Scale Standardization)

- برخی از تصاویر، دارای اندازه‌ی فیزیکی واقعی هستند. مثلا MRI و CT دارای مقیاس میلی‌متری در واحد DICOM هستند. در این روش، مقیاس تصویر بر اساس اطلاعات متاداده، استانداردسازی می‌شود. در این تبدیل، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$New\ Scale = \frac{Original\ Scale \times DICOM\ Pixel\ Spacing}{Target\ Resolution}$$

ج. نگاشت تصویر به مقیاس استاندارد (Registration-Based Scaling)

- در این روش، تصویر ورودی با استفاده از تکنیک‌های نگاشت و تطبیق به یک تصویر مرجع استاندارد مقیاس‌دهی می‌شود. روش‌های رایج شامل موارد زیر است:
  - الگوریتم‌های همبستگی متقابل (Cross-Correlation).
  - نگاشت ویژگی‌های کلیدی (Feature Matching).
  - تبدیل ریزش (Affine Transformation).

چالش‌های استانداردسازی مقیاس

- تغییر بیش از حد مقیاس ممکن است اطلاعات مهمی را حذف کند.
- برخی دستگاه‌های تصویربرداری مقیاس متفاوتی دارند که باید درنظر گرفته شوند.
- تنظیم مقیاس نباید باعث تغییر در نسبت ابعاد اصلی تصویر شود.

استانداردسازی رزولوشن (Resolution Standardization)

تعریف استانداردسازی رزولوشن: رزولوشن تصویر تعداد پیکسل‌های موجود در هر واحد از فضای تصویری است و معمولا با واحد PPI (پیکسل بر اینچ) یا DPI (نقطه بر اینچ) اندازه‌گیری می‌شود.

اهمیت استانداردسازی رزولوشن در تصاویر

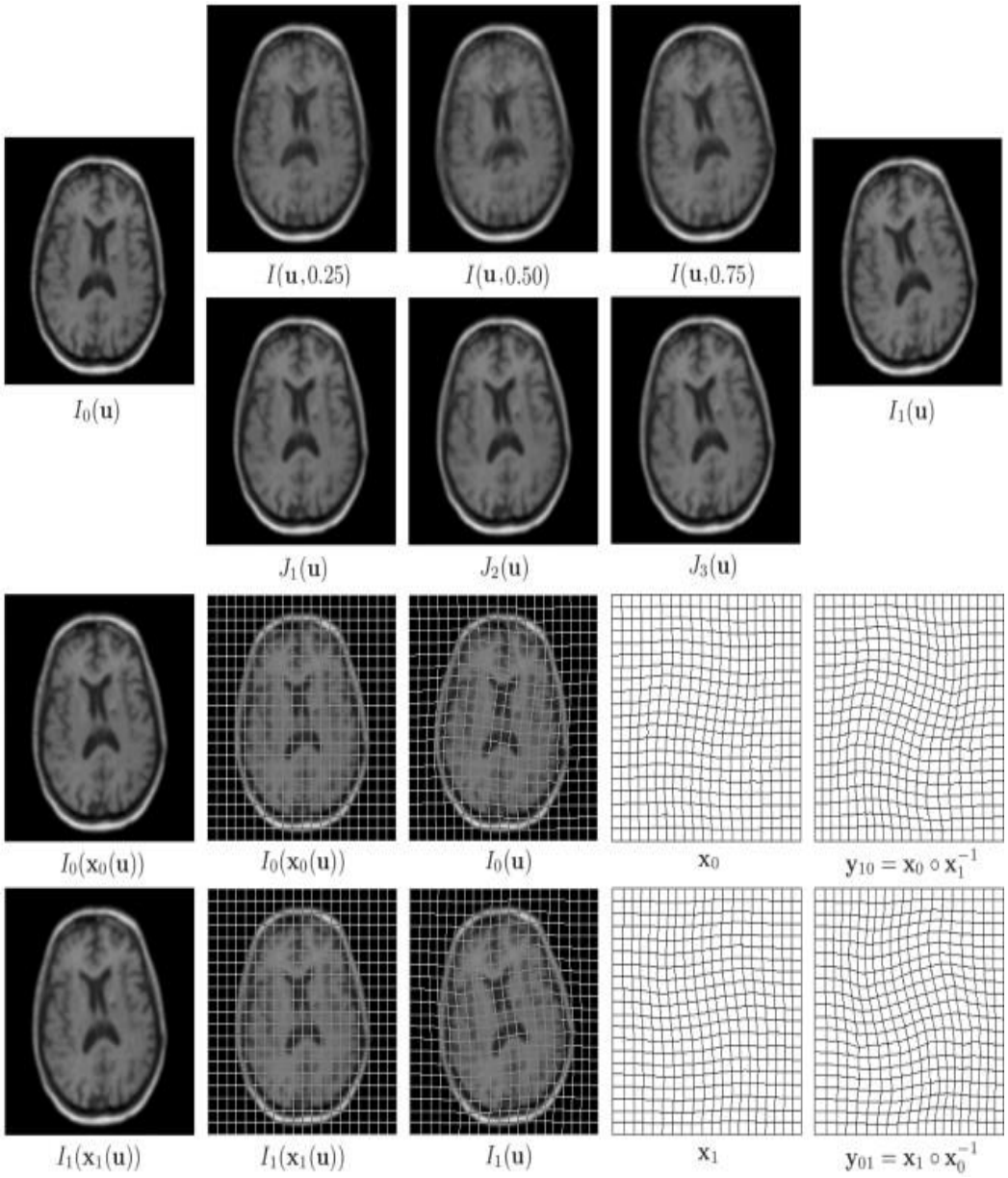
- افزایش کیفیت تشخیص جزئیات بافتی در تصاویر MRI و CT.
- کاهش تفاوت بین تصاویر ثبت شده توسط دستگاه‌های مختلف.
- سازگاری با استانداردهای پزشکی مانند DICOM.
- بهینه‌سازی تصاویر برای الگوریتم‌های یادگیری ماشین و پردازش خودکار.

روش‌های استانداردسازی رزولوشن

الف. افزایش یا کاهش رزولوشن با تکنیک درون‌یابی (Interpolation-Based Resampling)

یکی از روش‌های رایج برای تغییر رزولوشن تصویر، استفاده از درون‌یابی (Interpolation) است:

- درون‌یابی خطی (Bilinear Interpolation): متداول برای تصاویر رادیولوژی و MRI.
- درون‌یابی نزدیک‌ترین همسایه (Nearest Neighbor): مناسب برای تصاویری که دقت مکان‌یابی مهم است.
- درون‌یابی مکعبی (Bicubic Interpolation): افزایش وضوح بدون از بین رفتن جزئیات.



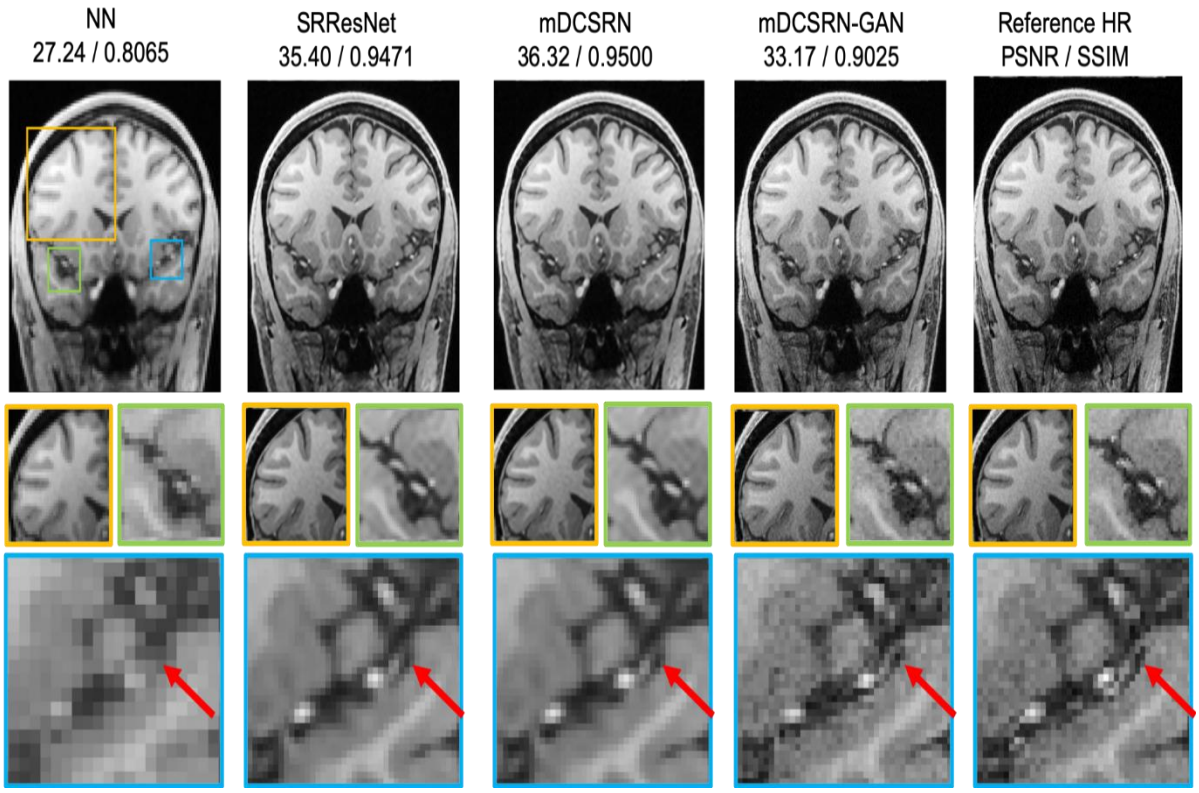
استفاده از تکنیک درون‌یابی برای افزایش رزولوشن تصویر با هدف استانداردسازی

ب. استفاده از تبدیل موجک (Wavelet transform)

این روش برای افزایش رزولوشن تصاویر بدون کاهش کیفیت مناسب است و جزئیات تصویر را حفظ می‌کند.

ج. استفاده از مدل‌های یادگیری عمیق (Super-Resolution Deep Learning)

در سال‌های اخیر روش‌هایی مانند GANs و CNNs برای افزایش رزولوشن تصاویر استفاده می‌شوند.



استفاده از روش GAN (روشی مبتنی بر یادگیری عمیق) برای افزایش رزولوشن تصویر با هدف استانداردسازی

مقایسه روش‌های استانداردسازی رزولوشن

جدول ۴، روش‌های مختلف استانداردسازی رزولوشن را به طور خلاصه بیان می‌کند و به ذکر معایب و مزایای استفاده از هر روش می‌پردازد.

جدول۴: مقایسه روش‌های مختلف استانداردسازی رزولوشن

روش	مزایا	معایب
Nearest Neighbor	سریع و ساده	کاهش کیفیت در مقیاس بزرگ
Bilinear Interpolation	کیفیت مناسب برای اکثر تصاویر	کاهش جزئیات در مقیاس بزرگ
Bicubic Interpolation	حفظ کیفیت تصویر	نیازمند محاسبات بیشتر
Wavelet Transform	افزایش وضوح بدون کاهش جزئیات	پیچیدگی محاسباتی بالا
Super-Resolution Deep Learning	بهترین کیفیت تصویر	نیاز به آموزش مدل و پردازش سنگین

ترکیب استانداردسازی مقیاس و رزولوشن

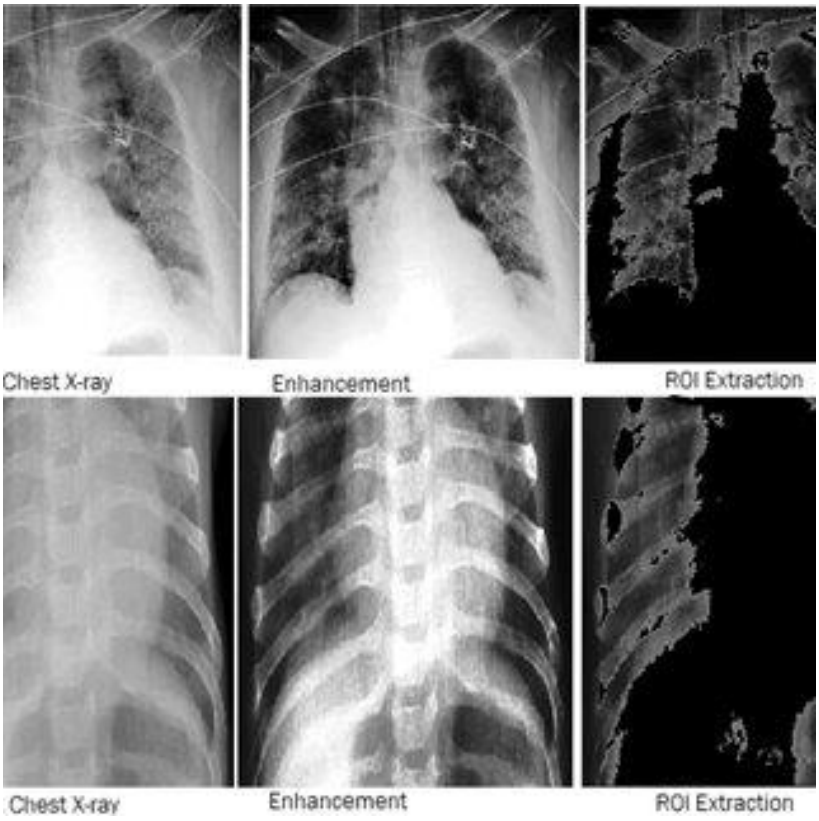
در بسیاری از موارد، برای دستیابی به کیفیت بهتر، ترکیبی از این دو روش استفاده می‌شود.

- تغییر مقیاس ← تغییر رزولوشن.

- استخراج ویژگی‌ها ← بهینه‌سازی مقیاس و رزولوشن.
- استفاده از مدل‌های هوش مصنوعی برای بهبود هم‌زمان مقیاس و وضوح تصاویر.

۵. حذف پس‌زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر (ROI Extraction)

یکی از مراحل کلیدی و مهم پیش‌پردازش تصاویر، حذف پس‌زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر (Region of Interest - ROI) است. این فرآیند برای تمرکز بر بخش‌های مهم تصویر مانند ضایعات، تومورها یا ارگان‌های خاص بدن استفاده می‌شود و باعث کاهش نویز و افزایش دقت در پردازش‌های بعدی مانند تشخیص بیماری یا طبقه‌بندی تصاویر می‌شود.



حذف پس‌زمینه‌ی تصویر (ROI)

مراحل کلی در حذف پس‌زمینه و استخراج ناحیه‌ی موردنظر

۱. بارگذاری و پیش‌پردازش اولیه تصویر

ابتدا تصویر بارگذاری شده و به یک فرمت مناسب مانند Grayscale تبدیل می‌شود. این تبدیل باعث کاهش پیچیدگی پردازش می‌شود. برای این کار، از فرمول زیر استفاده می‌شود:

$$I_{gray} = 0.2989\ R + 0.5870\ G + 0.1140\ B$$

که در این رابطه، R ، G و B به ترتیب مقدار شدت رنگ قرمز، سبز و آبی در تصویر هستند.

۲. بهبود تصویر (Image Enhancement)

برای افزایش کنتراست و برجسته‌کردن ناحیه موردنظر از روش‌هایی مانند فیلتر میانه، هموارسازی گاوسی و افزایش کنتراست استفاده می‌شود که این روش‌ها در بخش‌های قبلی توضیح داده شدند.

۳. بخش‌بندی تصویر (Segmentation)

برای جداسازی ناحیه‌ی موردنظر از پس‌زمینه، از الگوریتم‌های آستانه‌گذاری، خوشه‌بندی و مدل‌های یادگیری عمیق استفاده می‌شود.

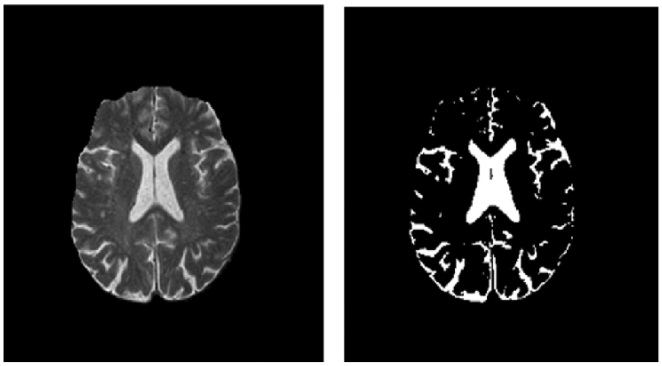
الف) آستانه‌گذاری (Thresholding): یک مقدار آستانه (T) برای جدا کردن پس‌زمینه از ناحیه‌ی موردنظر تعیین می‌شود. در آستانه‌گذاری، رابطه‌ی زیر حاکم است:

$$I_{binary}(x,y) = \begin{cases} 1, & I_{gray}(x,y) > T \\ 0, & I_{gray}(x,y) \le T \end{cases}$$

روش Otsu's Thresholding مقدار آستانه را بهینه می‌کند و از رابطه‌ی زیر به‌دست می‌آید:

$$\sigma_n^2 = w_1(t)w_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2$$

که در این رابطه، w_1 و w_2 وزن‌های کلاس‌های پس‌زمینه و ناحیه‌ی موردنظر و μ_1 و μ_2 میانگین شدت روشنایی هر کلاس هستند.

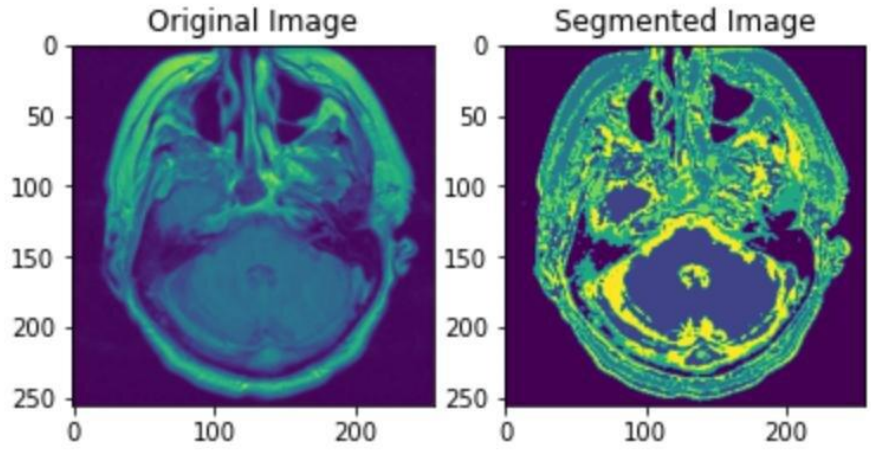


استفاده از روش آستانه‌گذاری برای بخش‌بندی تصویر

ب) خوشه‌بندی K-means: این روش، یک روش غیرنظارتی برای گروه‌بندی پیکسل‌های مشابه است. به طور خلاصه می‌توان مراحل خوشه‌بندی را بدین صورت بیان کرد:

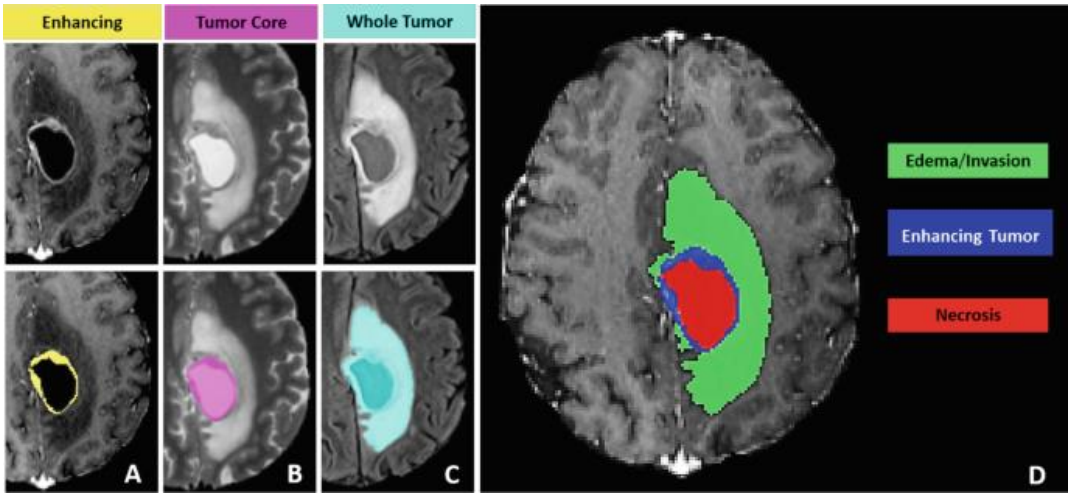
- انتخاب مقدار اولیه k (تعداد خوشه‌ها).
- تعیین مراکز اولیه خوشه‌ها.
- اختصاص هر پیکسل با نزدیک‌ترین مرکز خوشه.
- رابطه‌ی این روش نیز بدین صورت است:

$$d(i,j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2}$$



استفاده از روش خوشه‌بندی K-means برای بخش‌بندی تصویر

ج) مدل‌های یادگیری عمیق (Deep Learning-Based Segmentation): روش‌هایی مانند U-Net و Mask R-CNN برای استخراج دقیق‌تر ناحیه‌ی موردنظر استفاده می‌شوند.



استفاده از مدل‌های یادگیری عمیق برای بخش‌بندی تصویر

۴. حذف پس‌زمینه و استخراج ROI

پس از بخش‌بندی، ناحیه‌ای که خارج از ROI است حذف می‌شود. این کار معمولا با ضرب تصویر در ماسک باینری انجام می‌شود که طبق رابطه‌ی زیر است:

$$I_{ROI}(x,y) = I_{Original}(x,y) \times M(x,y)$$

که در این رابطه، $M(x,y)$ ماسک باینری است که مقدار ۱ برای ناحیه‌ی مورد نظر و مقدار ۰ برای پس‌زمینه دارد.

پس‌پردازش و بهینه‌سازی

برای بهبود نتایج استخراج ROI، از تکنیک‌هایی نظیر Morphological Operations مانند Closing و Opening به منظور حذف نویزهای کوچک و همچنین Interpolation برای پر کردن سوراخ‌های داخل ناحیه‌ی موردنظر استفاده می‌شود.

۶. حذف مصنوعات یا آرتیفکت‌ها (Artifact Removal)

مصنوعات (Artifacts)، همانطور که در بخش‌های قبلی اشاره شد، به الگوهای ناخواسته و نادرست گفته می‌شود که به دلایل مختلف مانند نویز، حرکت بیمار و... ایجاد می‌شوند. این مصنوعات ممکن است تشخیص را دچار خطا کنند؛ بنابراین حذف آن‌ها یک مرحله‌ی ضروری در پیش‌پردازش تصاویر است.

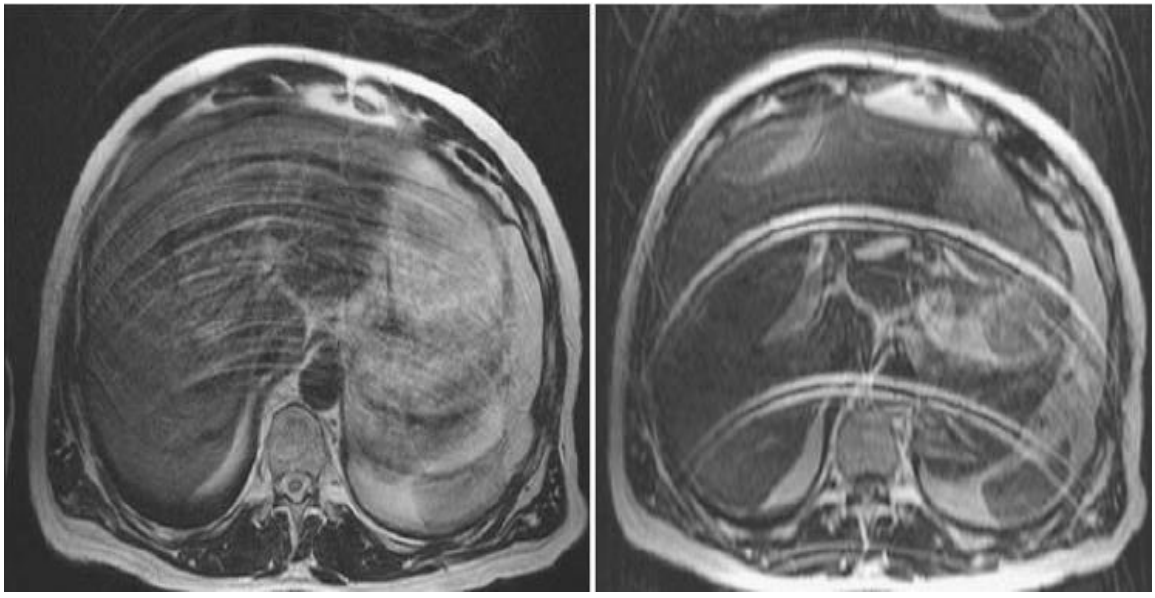
انواع آرتیفکت یا مصنوعات در تصاویر

۱. نویزهای آماری و تصادفی (Random Noise)

نویزهای تصادفی شامل نویز گاوسی، نویز نمکی - فلفلی و نویز اسپکل هستند که به دلیل خطاهای سنسور یا نویزهای محیطی ایجاد می‌شوند. روش‌های حذف این نویزها شامل استفاده از فیلتر میانگین، فیلتر میانه و فیلتر گاوسی هستند که در بخش‌های قبلی توضیح داده شده است.

۲. آرتیفکت‌های ناشی از حرکت (Motion Artifacts)

حرکت بیمار در حین تصویربرداری باعث تاری تصویر می‌شود. برای حذف این آرتیفکت‌ها از فیلتر وینر و الگوریتم‌های یادگیری عمیق استفاده می‌شود که این مباحث در بخش‌های قبلی توضیح داده شده است.



آرتیفکت ناشی از حرکت بیمار

۳. آرتیفکت‌های ناشی بازسازی تصویر (Reconstruction Artifacts)

در تکنیک‌هایی مانند CT و MRI، بازسازی داده‌های تصویری ممکن است با خطا همراه باشد. بنابراین بایستی با استفاده از روش‌هایی، این خطا را حذف کرده و یا کاهش داد.

روش‌های حذف:

- اعمال فیلتر رامپ (Ramp Filter) در سی‌تی اسکن: این فیلتر، فرکانس‌های بالا را تقویت کرده و آرتیفکت‌های حلقه‌ای را کاهش می‌دهد. رابطه‌ی فیلتر رامپ بدین صورت است:

$$H(f) = |f|$$

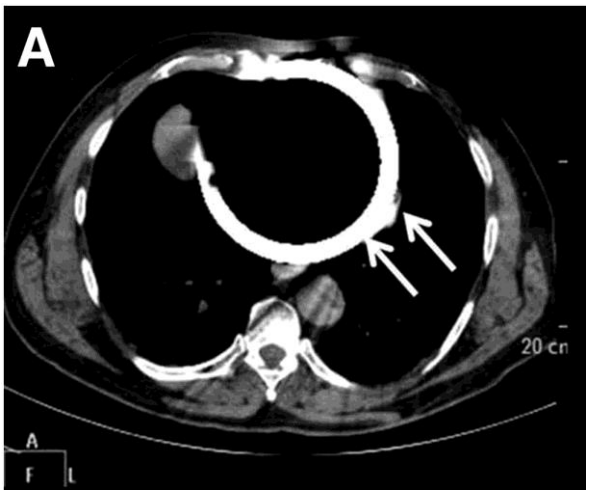
- الگوریتم‌های مبتنی بر مدل‌های یادگیری ماشین: مدل‌های CNNs و Autoencoders می‌توانند برای بازسازی تصاویر به‌کار گرفته شوند.

۴. آرتیفکت‌های حلقه‌ای در سی‌تی اسکن (Ring Artifacts)

این آرتیفکت‌ها به دلیل کالیبراسیون نادرست آشکارسازها ایجاد می‌شوند و به شکل حلقه‌های دایره‌ای در تصویر دیده می‌شوند.

روش‌های حذف:

- استفاده از تکنیک‌های مبتنی بر فیلترهای فضایی: حذف حلقه با استفاده از تکنیک Radon Transform.
- تکنیک‌های مبتنی بر پردازش در حوزه فرکانس: استفاده از تبدیل موجک برای حذف نویز محلی.



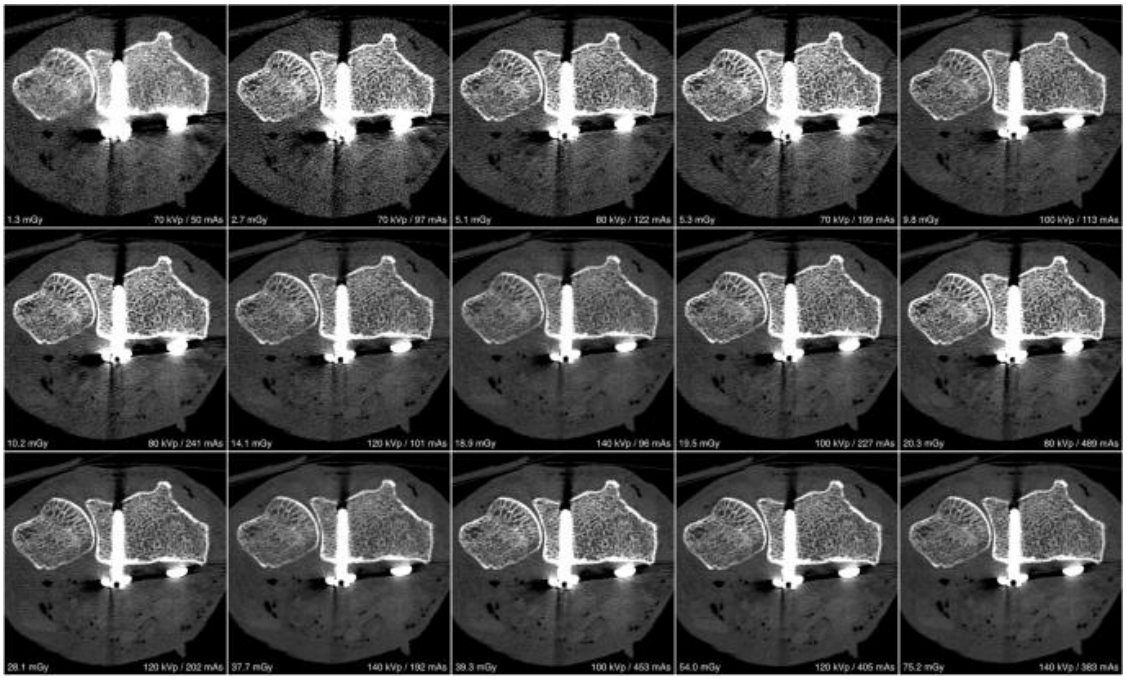
آرتیفکت حلقه‌ای در سی‌تی اسکن (نوک فلش‌ها)

۵. آرتیفکت‌های فلزی در سی‌تی اسکن و MRI (Metal Artifacts)

وجود فلز در بدن بیمار (مانند ایمپلنت‌های دندانی، پروتز و یا پیرسینگ‌ها) باعث ایجاد لکه‌های روشن و تار در تصویر می‌شود.

روش‌های حذف:

- استفاده از تکنیک Metal Artifact Reduction (MAR): در این روش، ناحیه‌ی فلزی شناسایی شده و با درون‌یابی جایگزین می‌شود.
- استفاده از تکنیک‌های یادگیری عمیق: مدل‌های CycleGAN می‌توانند تصویر دارای مصنوع فلزی را به یک تصویر بازسازی شده تبدیل کنند.



آرتیفکت فلزی در سی‌تی اسکن و MRI

روش‌های عمومی حذف آرتیفکت‌های تصویری

در کنار روش‌های خاص برای حذف انواع آرتیفکت‌ها، چند روش کلی و رایج برای بهبود کیفیت تصاویر وجود دارد که در ادامه بررسی می‌شوند.

الف. تکنیک‌های پردازش در حوزه‌ی زمان

- فیلترهای تطبیقی: همانطور که قبلا اشاره شد، این فیلترها مانند فیلتر وینر، براساس ویژگی‌های محلی تصویر، مقدار بهینه‌ای برای کاهش نویز محاسبه می‌کنند.
- روش‌های مورفولوژیک: برای حذف نویزهای ساختاری کوچک از عملیات باز و بسته‌کردن (Opening & Closing) استفاده می‌شود.

ب. تکنیک‌های پردازش در حوزه‌ی فرکانس

- تبدیل فوریه: حذف فرکانس‌های نویزی با استفاده از فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر.
- تبدیل موجک: جداسازی سیگنال‌های مفید از نویزهای مصنوعی.

ج. تکنیک‌های مبتنی بر یادگیری عمیق

- GANs برای بازسازی تصویر: این مدل‌ها می‌توانند تصویر دارای نویز را به نسخه‌ی بازسازی شده و طبیعی تبدیل کنند.
- Autoencoder برای کاهش نویز: این مدل‌ها قادرند نویز را از تصویر استخراج کرده و بخش‌های سالم را حفظ کنند.

۷. فشرده‌سازی و کاهش حجم داده‌ها (Image Compression)

فشرده‌سازی فرآیندی است که در آن حجم داده‌های تصویری کاهش می‌یابد؛ بدون اینکه اطلاعات حیاتی برای تشخیص از بین برود.

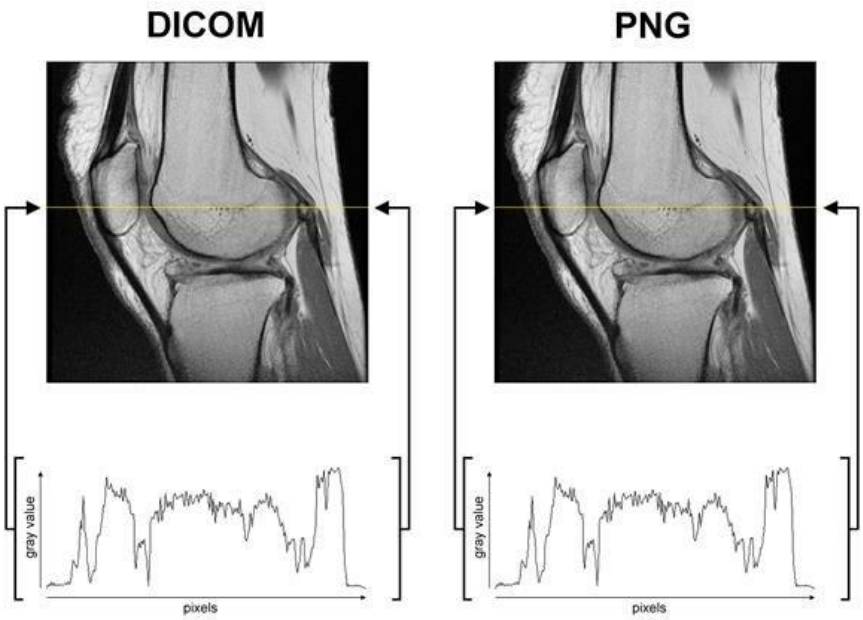
دلایل انجام فشرده‌سازی در پردازش تصویر

- کاهش نیاز به فضای ذخیره‌سازی به ویژه در PACS.
- افزایش سرعت انتقال داده‌ها در شبکه‌های پزشکی و پزشکی از راه دور.
- کاهش هزینه‌های پردازشی هنگام پردازش حجم زیادی از داده‌های تصویری.

روش‌های فشرده‌سازی تصاویر

۱. فشرده‌سازی بدون اتلاف (Lossless Compression)

در این روش، تصویر اصلی پس از فشرده‌سازی و بازیابی، کاملا مشابه تصویر اولیه است و هیچ‌گونه اطلاعاتی از بین نمی‌رود. از این روش‌ها برای تصاویر حساس پزشکی مانند MRI که نیاز به دقت بالا دارند، استفاده می‌شود.



فشرده سازی بدون اتلاف تصویر

روش‌های رایج فشرده‌سازی بدون اتلاف:

- فشرده‌سازی مبتنی بر کدگذاری هافمن (Huffman Coding): این روش با استفاده از احتمال وقوع پیکسل‌ها، کدهای کوتاه‌تر را برای مقادیر پرتکرار و کدهای بلندتر را برای مقادیر نادر اختصاص می‌دهد. فرمول طول کد بهینه در هافمن به صورت زیر است:

$$L = \sum_{i=1}^{n} P(i) \times l(i)$$

که در این رابطه، $P(i)$ احتمال وقوع پیکسل i و $l(i)$ طول کد متناظر با آن پیکسل است.

- فشرده‌سازی مبتنی بر کدگذاری طول اجرا (Run-Length Encoding - RLE): این روش برای تصاویر سیاه و سفید یا اسکن‌های باینری مناسب است؛ زیرا مقادیر پیکسلی مشابه را به صورت یک جفت مقدار ذخیره می‌کند.
- روش‌های پیشرفته‌تر مانند FLIF (Free Lossless Image Format) و JPEG - LS: این روش‌ها براساس پیش‌بینی مقدار پیکسل‌های آینده و ذخیره‌سازی بهینه‌ی داده‌ها کار می‌کنند.

۲. فشرده‌سازی با اتلاف (Lossy Compression)

در این روش، برخی اطلاعات غیرضروری حذف می‌شوند تا حجم داده‌ها کاهش یابد. این روش برای تصاویر پزشکی که نیاز به تحلیل دقیق ندارند (مانند رادیوگرافی دندان) استفاده می‌شود.

روش‌های رایج فشرده‌سازی با اتلاف:

- تبدیل کسینوسی گسسته در JPEG (Discrete Cosine Transform - DCT): در این روش، تصویر به بلوک‌های کوچک (مثلا ۸×۸ پیکسل) تقسیم شده و هر بلوک با استفاده از DTC فشرده می‌شود. رابطه‌ای که در این تبدیل حاکم است بدین صورت است:

$$F(u,v) = \frac{1}{4} C(u) C(v) \sum_{x=0}^{7} \sum_{y=0}^{7} f(x,y) \cos\left(\frac{(2x+1)u\pi}{16}\right) \cos\left(\frac{(2y+1)v\pi}{16}\right)$$

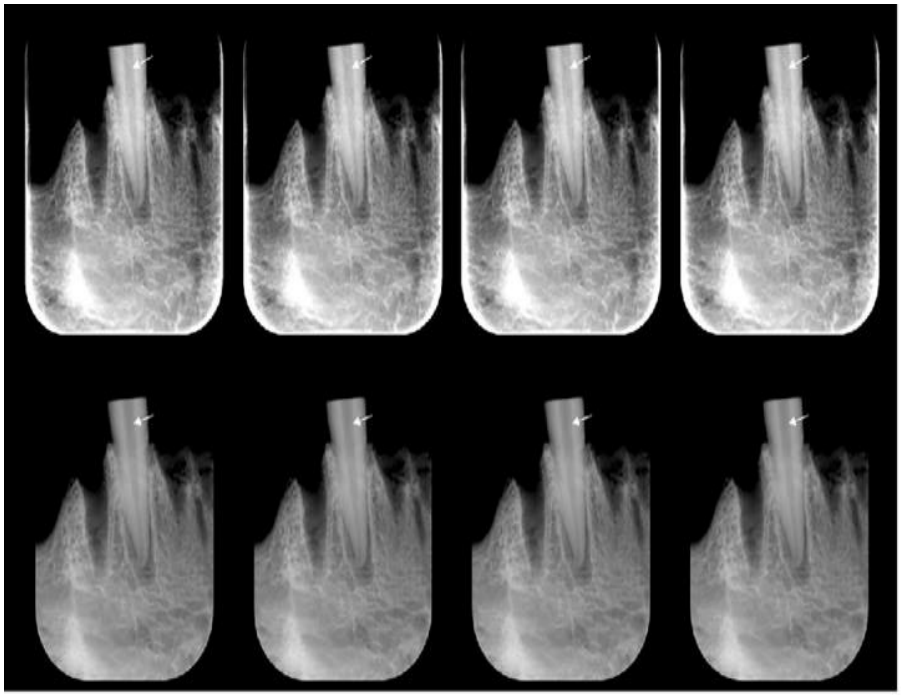
که در این رابطه، $f(x,y)$ مقدار پیکسل در مختصات (x,y) ، $F(u,v)$ مقدار تبدیل یافته و $C(u)$ و $C(v)$ ضرایب مقیاس‌بندی هستند. سپس مقادیر کم اهمیت در ماتریس DCT حذف شده و داده‌ها به صورت فشرده ذخیره می‌شوند.

- تبدیل موجک گسسته در JPEG2000 (Discrete Wavelet Transform - DWT): در این تصویر در سطوح مختلف جزئیات تفکیک شده و قسمت‌های کم‌اهمیت حذف می‌شوند.

مزیت‌های JPEG2000 نسبت به JPEG

- کیفیت بهتری دارد.
- نرخ فشرده‌سازی بالاتری ارائه می‌دهد.
- از ROI-Based Compression پیشتیبانی می‌کند. به این معنا که نواحی مهم با کیفیت بالا و سایر قسمت‌ها با فشرده‌سازی بالاتر ذخیره می‌شوند.

- استفاده از مدل‌های یادگیری ماشین و شبکه‌های عصبی: روش‌های جدیدی مانند Autoencoder-Based Compression و GANs-Based Compression قادر به تولید تصاویر فشرده با کمترین افت کیفیت هستند.



فشرده سازی با اتلاف تصویر

ارزیابی کارایی فشرده‌سازی تصاویر

برای ارزیابی میزان تاثیر فشرده‌سازی، معیارهای زیر استفاده می‌شود.

۱. نسبت فشرده‌سازی (Compression Ratio - CR)

نسبت فشرده‌سازی به عنوان نسبت بین نرخ داده‌های فشرده نشده و نرخ داده‌های فشرده شده تعریف می‌شود:

$$CR = \frac{Uncompression\ Data\ Rate}{compression\ Data\ Rate}$$

۲. خطای میانگین مربعات (Mean Squared Error - MSE)

این روش برای به‌دست آوردن تفاوت بین مقادیر تخمینی و آنچه تخمین‌زده شده کاربرد دارد. MSE شامل واریانس تخمین‌گر و بایاس بوده و مقدار آن تقریبا همه جا مثبت است. رابطه‌ی آن به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$MSE = \frac{1}{MN}\sum_{i=0}^{M-1}\sum_{j=0}^{N-1}\left[I_{Original}(i,j) - I_{Compression}(i,j)\right]^2$$

که در این رابطه، $I_{Original}$ و $I_{Compression}$ به ترتیب تصاویر قبل و بعد از فشرده‌سازی هستند.

۳. نسبت سیگنال به نویز پیک (Peak Signal-to-Noise Ration - PSNR)

نسبت بین حداکثر توان ممکن یک سیگنال و قدرت نویز مخرب که بر روی صحت آن تاثیر می‌گذارد.

$$PSNR = 10\ \log_{10}(\frac{MAX^2}{MSE})$$

چالش‌ها و ملاحظات در فشرده‌سازی تصاویر

- حفظ دقت تشخیصی؛ کاهش کیفیت ممکن است تشخیص بیماری را دشوار کند.
- سازگاری با فرمت‌های استاندارد پزشکی (مثل DICOM)؛ سیستم‌های بیمارستانی معمولا از این فرمت استفاده می‌کنند که استانداردهای خاصی برای فشرده‌سازی دارد.
- امنیت و حریم خصوصی؛ تصاویر پزشکی شامل اطلاعات حساس هستند و فشرده‌سازی نباید امنیت داده‌ها را به خطر بیاندازد.

مرحله سوم: بخش‌بندی (Segmentation)

بخش‌بندی یکی از مهم‌ترین مراحل در پردازش تصاویر پزشکی است که در آن تصویر به چندین ناحیه‌ی مجزا تقسیم می‌شود تا اجزای موردنظر مانند بافت‌ها، اندام‌ها، تومورها و ضایعات، شناسایی و استخراج شوند. این فرآیند در تحلیل‌های پزشکی اهمیت حیاتی دارد؛ زیرا به پزشکان کمک می‌کند تا بیماری‌ها را تشخیص، کمی‌سازی و ردیابی کنند.

اهداف بخش‌بندی تصاویر

- جداسازی ساختارهای خاص: مانند مغز، قلب، ریه، استخوان، تومور و... .
- تعیین مرزهای بافت‌های مختلف: برای تشخیص بیماری.
- کمی‌سازی ویژگی‌های تصویر: مانند اندازه‌گیری حجم تومورها.
- بهبود دقت در تشخیص بیماری‌ها: از طریق استخراج اطلاعات دقیق‌تر.
- راهنمایی در برنامه‌ریزی جراحی و پرتودرمانی.

روش‌های بخش‌بندی (Segmentation Methods)

روش‌های مختلفی برای بخش‌بندی تصاویر پزشکی وجود دارد که بسته به نوع تصویر و کاربرد پزشکی استفاده می‌شود.

۱. روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری (Thresholding-Based Segmentation)

یکی از ساده‌ترین روش‌ها که در آن پیکسل‌های تصویر بر اساس یک مقدار آستانه جدا می‌شوند. این مبحث در قسمت‌های قبلی توضیح داده شده است.

۲. روش‌های مبتنی بر ناحیه (Region-Based Segmentation)

در این روش، پیکسل‌های مشابه در یک ناحیه گروه‌بندی می‌شوند. دو روش رایج در این دسته عبارتند از:

- رشد ناحیه (Region Growing): یک نقطه‌ی‌اولیه (Seed Point) انتخاب می‌شود و پیکسل‌های مجاور که دارای ویژگی‌های مشابه هستند، به ناحیه اضافه می‌شوند. فرمول شرط رشد ناحیه بدین صورت است:

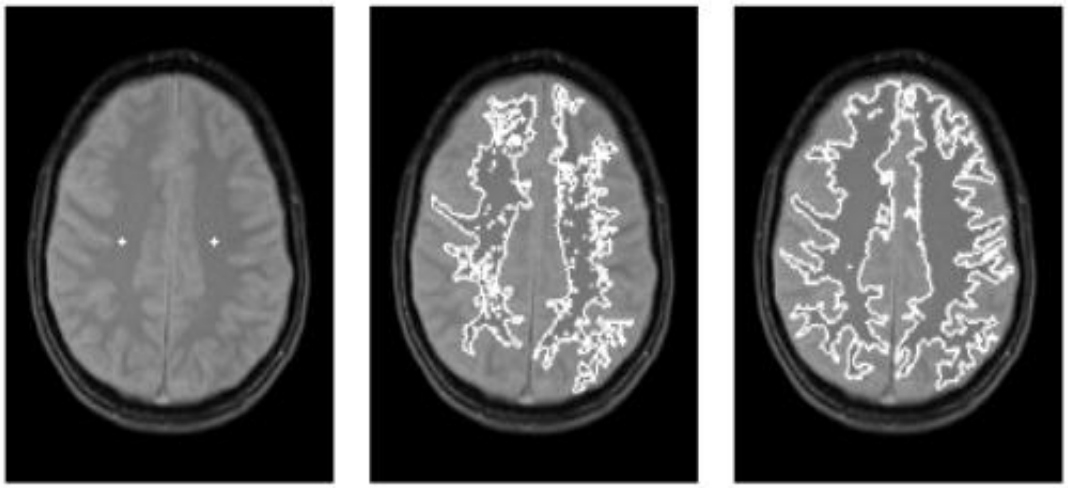
$$|I(x,y) - I(S_x,S_y)| \leq \varepsilon$$

در این رابطه، $I(x,y)$ مقدار شدت پیکسل جاری، $I(S_x,S_y)$ مقدار شدت پیکسل مرکز ناحیه (Seed) و ε یک مقدار آستانه برای تفاوت شدت است.

مزایای استفاده از این روش عبارت است از؛ بخش‌بندی دقیق در صورت انتخاب صحیح Seed و همچنین حفظ مرزهای نواحی.

معایب استفاده از این روش نیز شامل حساس بودن به نویز و حصول نتایج ضعیف در صورت انتخاب نامناسب Seed است.

- تقسیم و ادغام ناحیه (Region Splitting & Merging): در این روش، تصویر به بخش‌های کوچک تقسیم شده و سپس نواحی مشابه باهم ترکیب می‌شوند. مزایای این روش عبارتند از: انعطاف‌پذیرتر بودن نسبت به روش رشد ناحیه و همچنین حساسیت کمتر نسبت به نویز. عیب این روش نیز این است که به انتخاب صحیح معیارهای تقسیم و ادغام نیاز دارد.



بخش‌بندی تصویر مبتنی بر ناحیه

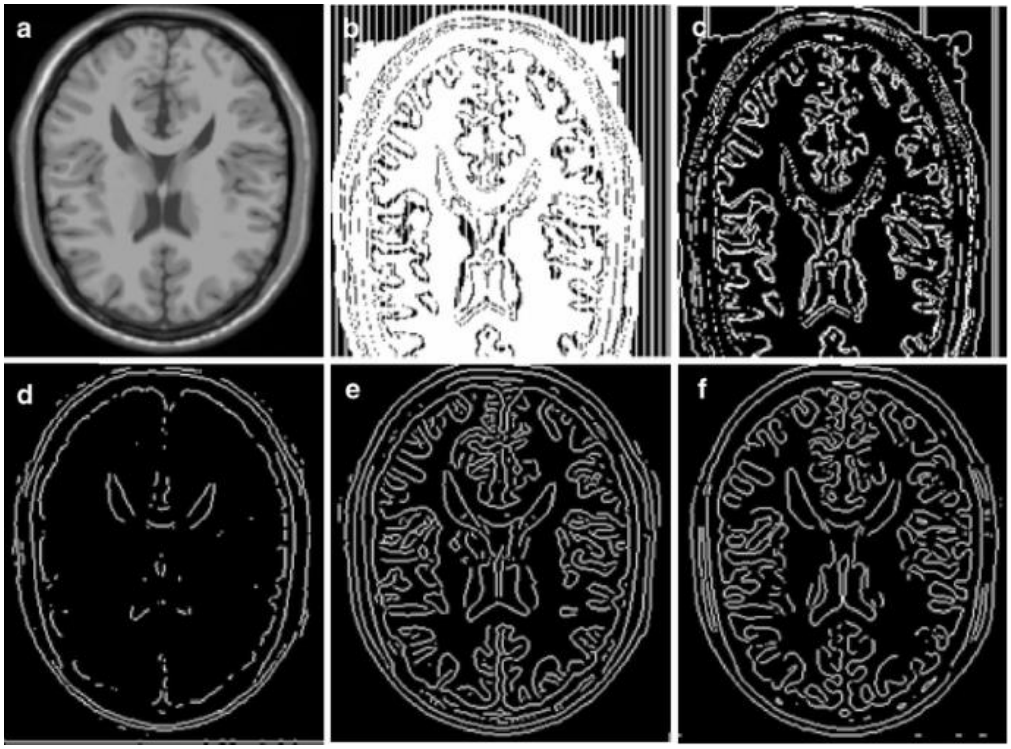
۳. روش‌های مبتنی بر لبه (Edge-Based Segmentation)

لبه‌ها نواحی‌ای در تصویر هستند که شدت روشنایی به‌طور ناگهانی در آن‌ها تغییر می‌کند. این تغییرات معمولا نشان‌دهنده‌ی مرزهای بین ساختارهای مختلف در تصویر است. روش‌های مبتنی بر لبه تلاش می‌کنند با استفاده از مشتقات شدت تصویر (گرادیان) یا فیلترهای تشخیص لبه، این تغییرات را پیدا کرده و مرزهای اشیا را استخراج کنند. مهم‌ترین روش‌های مبتنی بر لبه عبارتند از:

- فیلتر سوبل (Sobel Filter): این فیلتر از دو ماسک (هسته‌ی فیلتر) ۳×۳ برای محاسبه‌ی گرادیان در جهت‌های افقی و عمودی استفاده می‌کنند. گرادیان کلی از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:
- فیلتر رابرتس (Roberts Filter): این فیلتر از ماسک‌های ۲×۲ برای محاسبه‌ی گرادیان استفاده می‌کند و سرعت پردازش بالایی داشته اما نسبت به نویز حساس است.
- فیلتر پریویت (Prewitt Filter): این فیلتر مشابه فیلتر سوبل بوده اما وزن‌دهی ساده‌تری دارد. فیلتر پریویت برای تصاویر با نویز کم مناسب است.
- لاپلاسین گاوسی (Laplacian of Gaussian - LoG): این روش، ترکیب لاپلاسین (عملگر مرتبه‌ی دوم) و فیلتر گاوسی برای کاهش نویز است. در این روش ابتدا تصویر با فیلتر گاوسی هموار

شده سپس لاپلاسین اعمال می‌شود. روش لاپلاسین گاوسی به دلیل استفاده از لاپلاسین، به نقاطی با تغییرات ناگهانی حساس است.

- الگوریتم کنی (Canny Edge Detection): این روش، یکی از دقیق‌ترین و پرکاربردترین روش‌ها برای تشخیص لبه‌ها به شمار می‌رود. این روش شامل چندین مرحله‌ی پیوسته است:
  - کاهش نویز با فیلتر گاوسی.
  - محاسبه‌ی گرادیان تصویر.
  - اعمال Non-Maximum Suppression برای نازک‌سازی لبه‌ها.
  - پیونددهی هیسترزیس (Hysteresis Linking) برای اتصال لبه‌های گسسته و بهبود نتایج.
- فیلتر لاپلاسین (Laplacian): این فیلتر مشتق دوم شدت تصویر برای یافتن نقاطی که تغییرات شدید دارند استفاده می‌شود.



بخش‌بندی تصویر مبتنی بر لبه

۴. روش‌های مبتنی بر مدل (Model-Based Segmentation)

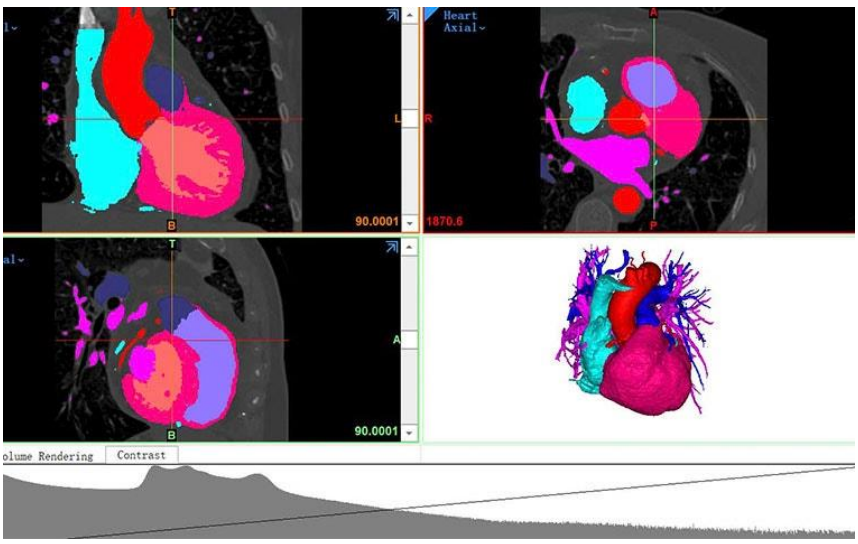
یکی از روش‌های پیشرفته در بخش‌بندی تصاویر، بخش‌بندی مبتنی بر مدل است. این روش برخلاف روش‌های سنتی مانند روش‌های مبتنی بر لبه یا روش‌های مبتنی بر ناحیه، از مدل‌های ریاضی، آماری و یادگیری ماشین برای توصیف و شبیه‌سازی شکل، ساختار و ویژگی‌های نواحی موردنظر استفاده می‌کند. در روش‌های مبتنی بر مدل، یک مدل از پیش تعریف‌شده برای توصیف یک ساختار آناتومیکی خاص (مانند قلب) استفاده می‌شود. این مدل می‌تواند بر اساس دانش

قبلی از داده‌های پزشکی، نمونه‌های آموزشی و یا قوانین فیزیکی و آماری طراحی شود. این مدل‌ها به گونه‌ای تنظیم می‌شوند که بهترین تطبیق را با تصاویر داشته باشند و مرزهای ساختار موردنظر را پیدا کنند. تطبیق مدل ممکن است به صورت ایستا (Static) یا پویا (Deformable) باشد.

انواع روش‌های مبتنی بر مدل

۱. مدل‌های شکل آماری (Statistical Shape Models - SSMs) یا مدل‌های نقطه‌ای فعال (Active Shape Models - ASMs)

- از نمونه‌های آموزشی (مانند مجموعه‌ای از تصاویر پزشکی) برای ایجاد مدل آماری از شکل اندام استفاده می‌شود.
- از تحلیل مولفه‌ی اصلی (PCA) برای استخراج ویژگی‌های اصلی شکل بهره می‌برد.
- مدل شکل سپس روی تصویر جدید اعمال و تغییر شکل داده می‌شود تا با ساختار آناتومیکی موجود همخوانی پیدا کند.
- کاربرد این روش: شناسایی و بخش‌بندی ارگان‌هایی مانند قلب، کبد، استخوان‌ها و مغز در MRI و CT.
- مزایای این روش: انعطاف پذیری بالا در شناسایی اشکال مختلف و عملکرد خوب در شرایطی که نویز وجود دارد.
- معایب این روش: وابستگی زیاد به کیفیت داده‌های آموزشی و اینکه در حضور تغییرات شدید شکل، عملکرد ضعیف‌تری دارد.



بخش‌بندی تصویر مبتنی بر مدل شکل آماری

۲. مدل‌های کانتور فعال (Active Contour Models - ACM) یا Snakes

- این مدل‌ها یک منحنی اولیه را در تصویر قرار داده و به طور تدریجی آن را حرکت می‌دهند تا با مرزهای ساختار مورد نظر منطبق شوند.

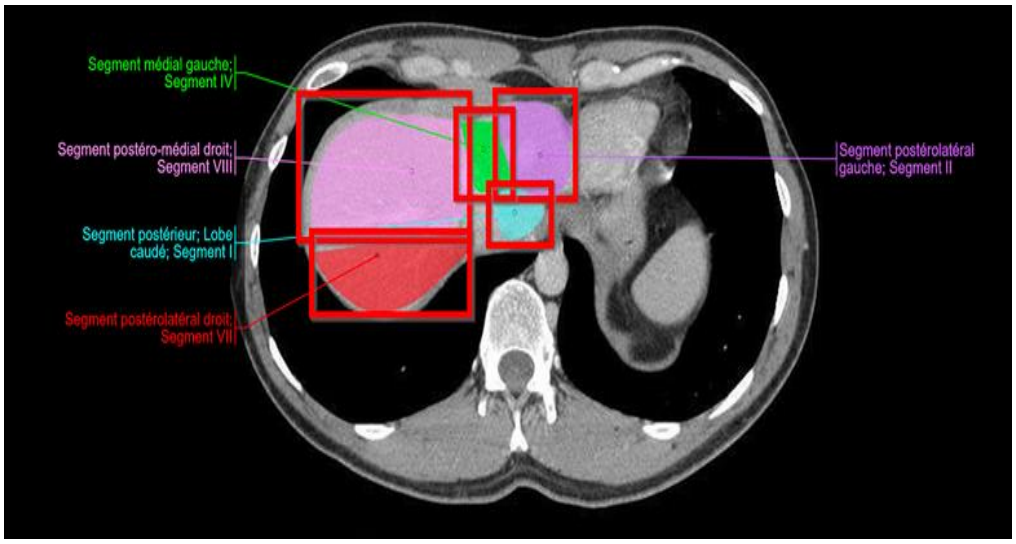
- حرکت منحنی بر اساس نیروهای داخلی (برای هموارسازی) و خارجی (برای جذب شدن به لبه‌های تصویر) انجام می‌شود.
- انواع مدل‌های کانتور فعال یا Snakes:
  - Snakes کلاسیک: مبتنی بر گرادیان تصویر.
  - سطح فعال (Level Set Methods): رویکرد پیشرفته‌تر با توانایی بخش‌بندی شکل‌های پیچیده.
- کاربرد این روش: بخش‌بندی تومورها و استخراج مرزهای سلولی در تصاویر میکروسکوپی.
- مزایای این روش: دقت بالا در یافتن مرزهای پیچیده و توانایی مدل‌سازی تغییرات پویا.
- معایب این روش: نیاز به مقداردهی اولیه‌ی دقیق، محاسبات زیاد و پیچیده و زمان پردازش بالا.

۳. مدل‌های شکل قابل تغییر (Deformable Shape Models - DSMs)

- مدل‌های انعطاف‌پذیری هستند که می‌توانند شکل خود را تغییر دهند تا با اشکال مختلف در تصویر مطابقت پیدا کنند.
- ترکیبی از مدل‌های آماری و روش‌های فیزیکی برای تغییر شکل هستند.
- معمولا در کنار روش‌های یادگیری ماشین استفاده می‌شوند.
- کاربرد این روش: مدل‌سازی دقیق اندام‌هایی که تغییرپذیری بالایی دارند؛ مانند قلب در MRI.
- مزایای این روش: توانایی بالای مدل‌سازی تغییرات شکل و عملکرد خوب در بخش‌بندی تصاویر پزشکی پیچیده.
- معایب این روش: وابستگی زیاد به تنظیمات اولیه و همچنین نیاز به محاسبات زیاد.

۴. مدل‌های مبتنی بر یادگیری ماشین و یادگیری عمیق (ML & DL Models)

- از شبکه‌های عصبی عمیق و شبکه‌های کانولوشنی برای یادگیری ویژگی‌های پیچیده تصاویر پزشکی استفاده می‌شود.
- مدل‌های معروف شامل V-Net، U-Net و FCNs (Fully Convolutional Networks) هستند.
- کاربرد این روش: بخش‌بندی خودکار مغز، قلب، ریه و... در MRI و CT. همچنین تشخیص بیماری‌ها در تصاویر شبکیه‌ی چشم.
- مزایای این روش: دقت بالا و قابلیت یادگیری از داده‌های حجیم و همچنین توانایی بخش‌بندی پیچیده‌ترین ساختارهای پزشکی.
- معایب این روش: نیاز به مجموعه‌داده‌های‌بزرگ و برچسب‌گذاری‌شده و نیز هزینه‌ی‌پردازشی بالا.



بخش‌بندی تصویر مبتنی بر تکنیک‌های یادگیری عمیق

مقایسه‌ی روش‌های مبتنی بر مدل با سایر روش‌ها

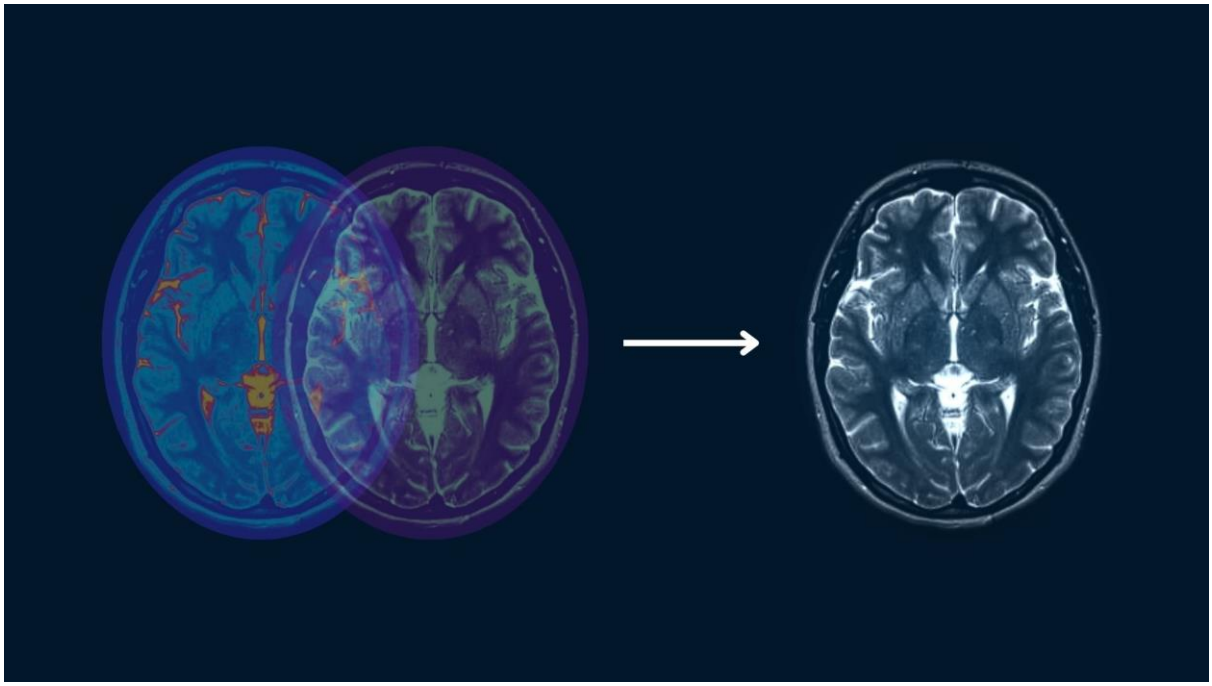
جدول ۵، روش‌های مختلف مبتنی بر مدل را با سایر روش‌ها مقایسه می‌کند.

جدول۵: مقایسه روش‌های مبتنی بر مدل با سایر روش‌ها

روش	دقت	نیاز به داده‌های آموزشی	حساسیت به نویز	پیچیدگی محاسبات
مبتنی بر لبه	متوسط	کم	زیاد	کم
مبتنی بر ناحیه	متوسط تا بالا	کم	متوسط	متوسط
مبتنی بر مدل	بالا	متوسط تا زیاد	کم	زیاد
مبتنی بر یادگیری عمیق	بسیار بالا	زیاد	کم	بسیار زیاد

مرحله چهارم: هم‌ترازی (Registration)

هم‌ترازی تصویر (Image Registration) فرآیندی در پردازش تصاویر پزشکی است که در آن دو یا چند تصویر از یک ناحیه‌ی آناتومیکی که از لحاظ زمانی، زاویه‌ای یا مدالیته‌ای (نوع تصویر) متفاوت هستند، روی یکدیگر منطبق می‌شوند تا اختلاف‌های هندسی بین آن‌ها برطرف شود. این فرآیند امکان تحلیل دقیق‌تر و ترکیب اطلاعات چندمنظوره را فراهم می‌آورد.



هم‌ترازی تصویر

اهداف اصلی هم‌ترازی

- مقایسه‌ی تصاویر در طول زمان: مانند بررسی رشد تومور در MRIهای سریالی.
- ادغام اطلاعات چند مدالیته‌ای: مانند ترکیب اطلاعات MRI و PET برای تحلیل متابولیکی و ساختاری.
- جبران تحرک بیمار: حرکات ناگهانی بیمار در هنگام تصویربرداری.
- هدایت جراحی و پرتودرمانی: انطباق تصاویر از قبل گرفته شده با تصاویر زنده‌ی حین عمل.

انواع هم‌ترازی بر اساس نوع ورودی‌ها

۱. هم‌ترازی درون مدالیته‌ای (Intra-Modality Registration):

- هم‌ترازی بین تصاویری که از یک مدالیته‌ی تصویربرداری گرفته شده‌اند.
- مثلا هم‌ترازی دو تصویر CT از یک بیمار که در دو زمان مختلف گرفته شده‌اند.

۲. هم‌ترازی بین مدالیته‌ای (Inter-Modality Registration):

- هم‌ترازی بین تصاویری که از مدالیته‌های مختلف هستند.
- مثلا هم‌ترازی یک تصویر MRI (ساختاری) با یک تصویر PET (متابولیکی).

۳. هم‌ترازی بین بیماری (Inter-Subject Registration):

- هم‌ترازی تصاویر مربوط به افراد مختلف برای مقایسه‌ی آناتومی‌های مختلف.
- مثلا تطبیق MRI یک بیمار با MRI استاندارد یک بیمار دیگر در پایگاه داده‌ی پزشکی.

۴. هم‌ترازی درون بیمار (Intra-Subject Registration):

- هم‌ترازی تصاویر یک فرد خاص که در شرایط مختلف گرفته شده‌اند.
- مثلا هم‌ترازی یک MRI قبل و بعد از جراحی.

مراحل هم‌ترازی تصویر

۱. انتخاب مدل تبدیل (Transformation Model)

در این مرحله، نوع تبدیل هندسی که برای هم‌ترازی استفاده می‌شود، انتخاب می‌شود.

انواع مدل‌های تبدیل:

- تحولات صُلب (Rigid Transformations): تنها چرخش و انتقال؛ بدون تغییر اندازه یا شکل.
- تحولات شبه صلب (Affine Transformations): شامل چرخش، انتقال، تغییر مقیاس و تغییر برشی.
- تحولات غیرخطی (Non-Rigid or Deformable Transformations): برای تغییرات پیچیده در ساختار بافت‌ها، مانند ثبت MRI مغز با تغییر شکل ناشی از جراحی.

۲. تعیین تابع شباهت (Similarity Measure)

برای ارزیابی میزان هم‌ترازی دو تصویر، از توابع شباهت مختلفی استفاده می‌شود.

انواع توابع شباهت:

- تفاضل شدت‌ها (Sun of Squared Differences - SSD): برای تصاویر هم‌مدالیته‌ای با شدت‌های مشابه.
- همبستگی متقابل (Cross-Correlation - CC): برای تصاویر مشابه اما دارای نویز.
- اطلاعات متقابل (Mutual Information - MI): مناسب برای تصاویر بین‌مدالیته‌ای.
- میدان برداری نوری (Optical Flow - OF): برای تغییرات جزئی بین دو تصویر.

۳. بهینه‌سازی (Optimization)

در این مرحله، پارامترهای تبدیل بهینه می‌شوند تا تابع شباهت به بیشترین مقدار خود برسد. روش‌های رایج بهینه‌سازی شامل نزولی گرادیان (Gradient Descent)، روش پاول (Powell's Method) و الگوریتم ژنتیک (Genetic Algorithms) هستند.

روش نزولی گرادیان (Gradient Descent):

روش نزولی گرادیان یکی از مهم‌ترین روش‌های بهینه‌سازی است که در هم‌ترازی استفاده می‌شود. از این روش برای یافتن پارامترهای بهینه‌ی تبدیل هندسی استفاده می‌شود. این روش سعی می‌کند مقدار تابع هزینه (یا تابع شباهت) را کمینه کند تا دو تصویر به بهترین شکل ممکن برهم منطبق شوند. روش نزولی گرادیان بر پایه‌ی مشتق‌گیری و حرکت در جهت منفی گرادیان تابع هزینه عمل می‌کند. در هر گام، مقدار پارامترها به گونه‌ای تغییر داده می‌شود که مقدار تابع هزینه کاهش یابد.

- فرمول کلی روش نزولی گرادیان:

فرض کنید تابع هزینه‌ی ما $J(\theta)$ باشد که بر اساس اختلاف بین دو تصویر تعریف شده است. بردار پارامترهای هم‌ترازی را با θ نمایش می‌دهیم. این پارامتر ممکن است شامل چرخش، انتقال، مقیاس‌بندی و غیره باشند. در هر تکرار، مقدار پارامترها به صورت زیر به‌روز رسانی می‌شود:

$$\theta^{(t+1)} = \theta^t - \alpha \nabla J(\theta)$$

که در این رابطه، t شماره‌ی تکرار الگوریتم، α نرخ یادگیری (Learning Rate) است که تعیین می‌کند چه مقدار در جهت گرادیان حرکت کنیم و $\nabla J(\theta)$ گرادیان تابع هزینه نسبت به پارامترهای هم‌ترازی است که مطابق با رابطه‌ی زیر است:

$$\nabla J(\theta) = \frac{\partial J}{\partial \theta}$$

- مراحل اجرای روش نزولی گرادیان:
  - مرحله اول- محاسبه‌ی مقدار تابع هزینه: ابتدا مقدار تابع هزینه $J(\theta)$ محاسبه می‌شود که نشان‌دهنده‌ی میزان خطای هم‌ترازی است. این تابع می‌تواند تفاضل شدت‌ها، اطلاعات متقابل و یا همبستگی متقابل باشد.
  - مرحله دوم- محاسبه‌ی گرادیان$\nabla J(\theta)$: برای هر پارامتر، مشتق جزئی گرفته می‌شود تا مشخص شود که در کدام جهت باید مقدار آن را تغییر داد.
  - مرحله سوم- به‌روزرسانی پارامترها : با استفاده از فرمول نزولی‌گرادیان، مقدار پارامترهای تبدیل (مثلا مقدار چرخش یا انتقال) به‌روزرسانی می‌شود.
  - مرحله چهارم- بررسی شرط توقف: الگوریتم تا زمانی اجرا می‌شود که یا مقدار تغییر در تابع هزینه از یک مقدار آستانه کوچک‌تر شود و یا تعداد تکرارها به حد مشخصی برسد.
- انواع روش نزولی گرادیان:
  - نزولی گرادیان استاندارد (Batch Gradient Descent): این روش، گرادیان را بر اساس کل تصویر محاسبه می‌کند. نزول گرادیان استاندارد کُند اما پایدار است.

- نزولی گرادیان تصادفی (Stochastic Gradient Descent - SGD): این روش، به جای کل تصویر، گرادیان را روی یک زیرمجموعه‌ی کوچک از پیکسل‌ها حساب می‌کند.
- نزولی گرادیان مینی بَچ (Mini-Batch Gradient Descent): این روش، بین دو روش بالا قرار دارد و از دسته‌های کوچک از داده‌ها برای محاسبه‌ی گرادیان استفاده می‌کند.

روش پاول (Powell's Method):

روش پاول یکی از روش‌های عددی برای کمینه‌سازی توابع چندبعدی بدون استفاده از گرادیان است. این روش برای هم‌ترازی تصاویر بسیار مناسب است زیرا در بسیاری موارد، محاسبه‌ی گرادیان تابع هزینه‌ی دشوار یا ناپایدار است. برخلاف روش نزولی گرادیان، روش پاول نیازی به محاسبه‌ی مشتق ندارد. این روش از یک رویکرد جستجوی خطی متوالی برای بهینه‌سازی استفاده می‌کند. ایده‌ی اصلی این است که در هر گام، تابع هزینه را در چندین جهت مختلف کمینه می‌کند تا به مقدار بهینه برسد.

- فرمول کلی روش پاول:

فرض کنید تابع هزینه‌ی ما $J(\theta)$ باشد که بر اساس اختلاف بین دو تصویر تعریف شده است. متغیرهای پارامترهای هم‌ترازی را θ با نمایش می‌دهیم. روش پاول از چند جهت مستقل $d_1, d_2, \dots, d_n$ استفاده می‌کند و در هر جهت، کمینه‌سازی تک‌بعدی انجام می‌دهد.

- مراحل کلی به‌روز رسانی در روش پاول:

۱. ابتدا مجموعه‌ای از بردارهای جهت‌گیری مستقل $d_1, d_2, \dots, d_n$ را انتخاب می‌کنیم (مثلا بردارهای یک در فضای پارامترها).

۲. در هر جهت، مقدار بهینه‌ی تابع هزینه را با روش جستجوی خطی پیدا می‌کنیم:

$$\theta' = \arg min_{\alpha} J(\theta + \alpha d)$$

۳. پس از انجام جستجو در همه‌ی جهت‌ها، یک بردار جدید تعریف می‌شود که تغییر کلی را نشان می‌دهد:

$$d_{new} = \theta_{final} - \theta_{initial}$$

۴. قدیمی‌ترین بردار جهت‌گیری را حذف کرده و d_{new} را به مجموعه‌ی جهت‌ها اضافه می‌کنیم.

۵. فرآیند را تکرار می‌کنیم تا مقدار تغییر در تابع هزینه از یک مقدار آستانه، کوچک‌تر شود.

- مراحل اجرای روش پاول:

۱. مرحله اول- مقدار دهی اولیه: مقدار اولیه‌ی پارامترهای هم‌ترازی را تعیین می‌کنیم (مثلا مقدار اولیه‌ی انتقال، چرخش و مقیاس‌بندی).

۲. مرحله دوم- جستجوی خطی در هر جهت: الگوریتم در هر مرحله، در راستای یک جهت مشخص حرکت می‌کند و مقدار تابع هدف را بهینه می‌کند. این مرحله معمولا با یک روش جستجوی خطی مانند روش جستجوی طلایی (Golden Section Search) انجام می‌شود.

۳. مرحله سوم- به‌روزرسانی موقعیت نقطه‌ی بهینه: پس از جستجو در تمام جهات، نقاط جدید به عنوان تخمین بهینه انتخاب می‌شود. اگر بهبود قابل توجهی مشاهده شود، یک جهت جدید بهینه‌سازی معرفی می‌شود. این جهت جدید معمولا از ترکیب بردارهای قبلی به‌دست می‌آید.

۴. مرحله چهارم- جایگزینی قدیمی‌ترین بردار و تکرار مراحل: یکی از جهات برداری قدیمی حذف شده و بردار جدید جایگزین آن می‌شود. فرآیند مرحله‌ی دوم تکرار می‌شود تا همگرایی حاصل شود (یعنی تغییرات مقدار تابع هدف ناچیز شود).

روش الگوریتم ژنتیک (Genetic Algorithm - GA):

روش الگوریتم ژنتیک (GA) برای بهینه‌سازی، تقسیم‌بندی، هم‌ترازی، بهبود کیفیت تصویر و تشخیص بیماری‌ها کاربرد دارد. در این روش، هر تصویر ورودی به‌عنوان مجموعه‌ای از پارامترها (ژن‌ها) در نظر گرفته شده و به کمک انتخاب، ترکیب و جهش، یک راه‌حل بهینه برای پردازش تصویر پیدا می‌کند.

- مراحل اجرای روش الگوریتم ژنتیک:

۱. مرحله اول- نمایش تصویر به صورت کروموزوم (Encoding): هر تصویر باید به صورت یک کروموزوم (رشته‌ای از ژن‌ها) نمایش داده شود. بسته به نوع مسئله، کروموزوم‌ها می‌توانند شامل؛ ماتریس شدت پیکسل‌ها (برای بهبود کیفیت تصویر)، مختصات نقاط کلیدی (برای هم‌ترازی تصویر)، و پارامترهای مدل تقسیم‌بندی (مانند مقدار آستانه) باشند. مثلا در هم‌ترازی تصاویر پزشکی، کروموزوم می‌تواند شامل پارامترهای تبدیل هندسی باشد:

$$X = [T_x, T_y, \theta, S_x, S_y]$$

۲. مرحله دوم- ارزیابی تابع برازش (Fitness Function): تابع برازش تعیین می‌کند که هر کروموزوم (راه حل) چقدر مناسب است. این تابع بسته به کاربرد متفاوت است:

- در تقسیم‌بندی تصاویر پزشکی:

$$Fitness\ Function = Dice\ Coefficient = \frac{2|A \cap B|}{|A| + |B|}$$

- در هم‌ترازی تصاویر پزشکی:

$$Fitness\ Function = \sum (I_{fixed} - I_{moving})^2$$

- در بهبود کیفیت تصاویر:

$$Fitness\ Function = SSIM\ (I_{enhanced}, I_{original})$$

۳. مرحله سوم- انتخاب والدین (Selection): کروموزوم‌های با بهترین مقدار برازش، برای تولید نسل بعدی انتخاب می‌شوند. روش‌های انتخاب مدل شامل چرخ رولت (Roulette Wheel)، تورنمنت (Tournament Selection) و انتخاب رتبه‌ای (Rank Selection) هستند. مثلا در هم‌ترازی تصاویر، کروموزومی که کمترین اختلاف شدت پیکسل‌ها را داشته باشد، انتخاب می‌شود.

۴. مرحله چهارم- ترکیب والدین (Crossover): دو والد، ترکیب شده و فرزندان جدیدی تولید می‌شوند که شامل ویژگی‌های ترکیبی آن‌ها هستند. روش‌های ترکیب شامل؛ تک‌نقطه‌ای (Single-Point Crossover) برای پارامترهای آستانه‌ی تقسیم‌بندی، چندنقطه‌ای (Multi- Point Crossover) برای پارامترهای هم‌ارزی و ترکیب یکنواخت (Uniform Crossover) برای انتخاب تصادفی مقادیر والدین هستند.

۵. مرحله پنجم- جهش (Mutation): جهش تنوع را در جمعیت حفظ کرده و از گیر افتادن در بهینه‌ی محلی جلوگیری می‌کند. در پردازش تصویر، جهش می‌تواند شامل؛ تغییر مقدار آستانه‌ی تقسیم‌بندی، تغییر مختصات نقاط کنترلی در هم‌ترازی و ایجاد نویز تصادفی در تصویر باشد.

۶. مرحله ششم- تکرار الگوریتم تا رسیدن به جواب بهینه: این فرآیند تا زمانی که معیارهای توقف برقرار شود، ادامه می‌یابد. معیار توقف می‌تواند رسیدن به حداکثر تعداد نسل‌ها و یا عدم تغییر محسوس مقدار برازش در نسل‌های متوالی باشد.

۴. بازنمونه‌گیری (Resampling)

بازنمونه‌گیری به تبدیل مختصات پیکسل‌ها و بازسازی مقادیر شدت آن‌ها در یک شبکه‌ی جدید کمک می‌کند. این مرحله زمانی لازم است که تصویر متحرک (Moving Image) به تصویری به عنوان مبنا (Fixed Image) در نظر گرفته می‌شود. پس از اعمال مدل تبدیل هندسی (Transformation Model)، مختصات جدید پیکسل‌ها معمولا با نقاط شبکه‌ی تصویر مبنا هم‌خوانی ندارند و نیاز به بازنمونه‌گیری دارند. بازنمونه‌گیری شدت پیکسل‌ها را برای مختصات جدید محاسبه می‌کند و از ایجاد نویز یا اعوجاج در تصویر جلوگیری می‌کند.

بازنمونه‌گیری

مراحل اجرای بازنمونه‌گیری در هم‌ترازی تصاویر

۱. اعمال تبدیل هندسی به تصویر متحرک: ابتدا مدل تبدیل هندسی به تصویر متحرک اعمال می‌شود. این تبدیل شامل موارد زیر است:

- انتقال (Translation): جابجایی تصویر در جهت محورهای x و y و z .
- دوران (Rotation): چرخاندن تصاویر حول یک نقطه.
- مقیاس‌بندی (Scaling): بزرگ یا کوچک کردن تصویر.
- برش (Shearing): تغییر شکل تصاویر به صورت غیرمتقارن.
- تبدیل غیرخطی (Non-Rigid Transformation): تغییر شکل انعطاف‌پذیر مانند مدل Thin Plate Spline

۲. محاسبه‌ی مختصات جدید پیکسل‌ها: پس از اعمال تبدیل، پیکسل‌های تصویر متحرک در موقعیت‌های جدیدی قرار می‌گیرند که معمولا با شبکه‌ی پیکسلی تصویر مبنا هم‌خوانی ندارند. بنابراین مقدار شدت پیکسل در این نقاط باید تخمین زده شود. به‌عنوان مثال، فرض کنید نقطه‌ای از تصویر متحرک در مختصات (۱۰/۳ و ۲۰/۷) قرار بگیرد، اما مقادیر پیکسلی فقط برای اعداد صحیح (۱۰ و ۱۱ و ۲۰ و ۲۱) موجود باشند. در اینجا نیاز به درون‌یابی (Interpolation) داریم.

۳. درون‌یابی شدت پیکسل‌ها: درون‌یابی برای محاسبه‌ی مقدار شدت پیکسل در موقعیت‌های جدید انجام می‌شود. روش‌های اصلی درون‌یابی شامل موارد زیر است:

الف) درون‌یابی نزدیک‌ترین همسایه (Nearest Neighbor):

- مقدار شدت پیکسل جدید برابر مقدار نزدیک‌ترین پیکسل اصلی در تصویر متحرک است.
- سریع است اما باعث ایجاد لبه‌های ناهموار و نویز می‌شود.
- فرمول: $I' = (x', y') = I\,(round\,(x'), round\,(y'))$

ب) درون‌یابی مکعبی (Bicubic Interpolation):

- مقدار شدت پیکسل جدید از ۱۶ پیکسل اطراف خود گرفته می‌شود.
- کیفیت بسیار بهتری نسبت به روش خطی دارد اما محاسبات بیشتری نیاز است.
- فرمول:

$$I' = (x', y') = (1-dx)(1-dy)\,I\,(x,y) + dx(1-dy)\,I(x+1\,,y) + (1-dx)dyI\,(x,y+1) + dxdyI(x+1,y+1)$$

ج) درون‌یابی لانکزوس (Lanczos Interpolation):

- مقدار شدت پیکسل جدید بر اساس تابع سینک محاسبه می‌شود.
- کیفیت بسیار بالایی دارد اما کُند است.
- مناسب برای تصاویر پزشکی با رزولوشن بالا.

۴. بازسازی تصویر نهایی: پس از درون‌یابی، مقادیر شدت جدید در شبکه‌ی پیکسلی تصویر مبنا قرار داده شده و تصویر هم‌تراز شده تولید می‌شود. در این مرحله می‌توان از فیلترهای صاف‌کننده

(Smoothing Filters) برای کاهش نویز و روش‌های تصحیح شدت (Intensity Normalization) برای تنظیم روشنایی تصویر استفاده کرد.

۵. روش‌های اجرای هم‌ترازی (Resampling)

روش‌های هم‌ترازی را می‌توان به سه دسته‌ی اصلی تقسیم کرد: روش‌های مبتنی بر ویژگی (Feature-Based Registration)، روش‌های مبتنی بر شدت (Intensity- Based Registration) و روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق (Deep Learning- Based Registration).

الف) روش مبتنی بر ویژگی (Feature-Based Registration):

در این روش، نقاط کلیدی (Key Points)، لبه‌ها (Edges) و یا اَشکال خاصی از تصویر شناسایی شده و برای هم‌ترازی استفاده می‌شوند. این روش بیشتر برای تصاویر با کنتراست بالا و بافت غنی، مناسب هستند.

مراحل اجرای روش:

- استخراج ویژگی‌ها: شناسایی نقاط کلیدی مانند گوشه‌ها، لبه‌ها و ساختارهای آناتومیکی مهم مثل استخوان‌ها.
- توصیف ویژگی‌ها: ایجاد توصیف‌گرهای عددی برای ویژگی‌های استخراج شده.
- مقایسه‌ی ویژگی‌ها: یافتن ویژگی‌های مشابه بین دو تصویر.
- یافتن تبدیل (Transformation Estimation): محاسبه‌ی مدل تبدیل که ویژگی‌های تصویر متحرک را در تصویر ثابت منطبق می‌کند.
- اعمال هم‌ترازی: تصویر متحرک با استفاده از مدل تبدیل روی تصاویر مبنا نگاشته می‌شود.

ب) روش مبتنی بر شدت (Intensity-Based Registration):

در این روش، هم‌ترازی بر اساس اطلاعات شدت پیکسلی انجام می‌شود، بدون نیاز به استخراج ویژگی‌های خاص.

مراحل اجرای روش:

- انتخاب تابع مشابهت (Similarity Measure): تعیین معیاری برای سنجش میزان شباهت بین دو تصویر.
- تعریف مدل تبدیل: مشخص کردن نحوه‌ی تغییر شکل تصویر (مثلا Affine Rigid یا Non-Rigid).
- بهینه‌سازی: یافتن بهترین پارامترهای مدل تبدیل که بیشترین میزان شباهت را ایجاد کند.
- اعمال هم‌ترازی: استفاده از مدل تبدیل برای تنظیم تصویر متحرک بر تصویر ثابت.

ج) روش مبتنی بر یادگیری عمیق (Deep Learning-Based Registration):

این روش‌ها از شبکه‌های عصبی کانولوشنی (CNNs) یا شبکه‌های مولد (GANs) برای یادگیری مدل‌های هم‌ترازی استفاده می‌کنند.

مراحل اجرای روش:

- آموزش مدل یادگیری عمیق: یک شبکه‌ی عصبی با مجموعه‌ای از تصاویر پزشکی هم‌تراز شده، آموزش داده می‌شود.
- استخراج ویژگی‌های سطح بالا: مدل، ویژگی‌های پیچیده‌ی تصاویر را بدون نیاز به شناسایی دستی استخراج می‌کند.
- پیش‌بینی تبدیل هندسی: مدل یادگرفته شده، تبدیل مناسب برای هم‌ترازی را تخمین می‌زند.
- اعمال هم‌ترازی: تصویر متحرک بر اساس خروجی شبکه‌ی عصبی، تغییر شکل داده می‌شود.

۶. چالش‌ها و مشکلات هم‌ترازی تصویر

الف) تنوع در مدالیته‌های تصویربرداری: تصاویر پزشکی از روش‌های مختلفی تولید می‌شوند که دارای تفاوت در شدت روشنایی، کنتراست و رزولوشن هستند. مثلا در MRI، ساختارهای نرم به خوبی نمایش داده می‌شود در حالی که CT برای استخوان‌ها مناسب‌تر است که همین تفاوت‌ها هم‌ترازی را پیچیده می‌کند.

ب) تغییرات ناشی از آناتومی بیمار: حرکات بیمار بین اسکن‌ها باعث ایجاد ناهماهنگی می‌شود. تغییرات فیزیولوژیکی ممکن است باعث تغییر شکل بافت‌ها شده و هم‌ترازی را دشوار کند.

ج) اعوجاج‌های هندسی و تفاوت‌های رزولوشن: تصاویر ممکن است تحت اعوجاج‌های غیرخطی ناشی از دستگاه‌ها قرار گیرند.

د) نویز و آرتیفکت‌های تصویری: نویز ناشی از تجهیزات تصویربرداری (مثل نویز گاوسی در MRI) می‌تواند دقت الگوریتم‌های هم‌ترازی را کاهش دهد.

هـ) پیچیدگی روش‌های هم‌ترازی: روش‌های هم‌ترازی مثل مبتنی بر ویژگی و مبتنی بر شدت، دارای تفاوت‌هایی هستند. مثلا در روش مبتنی بر ویژگی ممکن است تصاویر نویزی یا کم کیفیت به علت اینکه این روش در نقاط کلیدی مانند لبه‌ها تمرکز دارد، دچار مشکل شود.

و) نیاز به الگوریتم‌های محاسباتی قوی: روش‌های پیشرفته مانند شبکه‌های عصبی نیازمند توان بالا پردازشی بالا و حجم زیادی از داده‌های آموزشی هستند.

مرحله پنجم: استخراج ویژگی‌ها (Feature Extraction)

در این مرحله، اطلاعات مفیدی از تصویر استخراج شده و به شکل عددی یا برداری ارائه می‌شوند تا در مراحل بعدی پردازش مورد استفاده قرار گیرند. تصاویر پزشکی معمولا حجم زیادی از اطلاعات دارند اما همه‌ی این اطلاعات برای تشخیص یا تحلیل مفید نیستند. استخراج ویژگی‌ها به کاهش حجم داده‌ها کمک کرده و تنها اطلاعات مرتبط و معنادار را حفظ می‌کند. این کار باعث افزایش دقت، کاهش پیچیدگی محاسباتی و بهبود عملکرد مدل‌های یادگیری می‌شود.

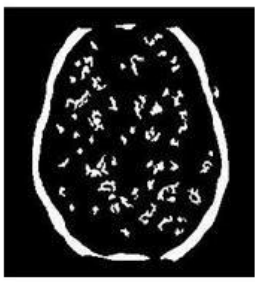


Fig. 4.1 Region Maxima

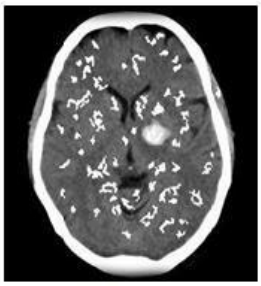


Fig. 4.2 Super Impose Region Maxima

Fig. 4.3 Modified Region Maxima

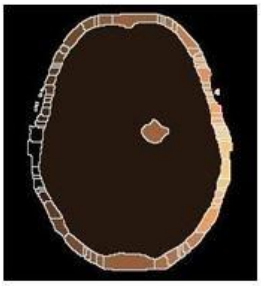


Fig. 4.4 Watershed Segmentation of Stroke

Fig. 4.5 Threshold Segmentation

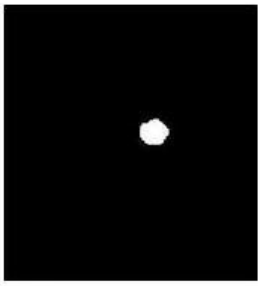


Fig. 4.6 Isolated Stroke Lesion

استخراج ویژگی‌ها از تصویر

انواع ویژگی‌های قابل استخراج از تصاویر پزشکی

ویژگی‌هایی که از تصاویر پزشکی استخراج می‌شوند معمولا به سه دسته‌ی اصلی تقسیم می‌شوند:

۱. ویژگی‌های آماری (Statistical Features)

این ویژگی‌ها بر اساس توزیع پیکسلی تصویر محاسبه می‌شوند و اغلب برای تحلیل بافت (Texture Analysis) مورد استفاده قرار می‌گیرند. برخی از ویژگی‌های مهم عبارت‌اند از:

- میانگین شدت روشنایی (Mean Intensity): میانگین مقدار پیکسل‌های تصویر.
- واریانس (Variance): میزان پراکندگی شدت پیکسل‌ها از مقدار میانگین.
- کجی (Skewness): نشان‌دهنده‌ی میزان عدم تقارن توزیع شدت پیکسلی.
- چولگی (Kurtosis): میزان تمرکز داده‌ها در اطراف میانگین.
- انرژی (Energy): مجموع مربعات مقادیر پیکسلی در تصویر.

- آنتروپی (Entropy): میزان تصادفی بودن شدت پیکسل‌ها، که می‌تواند میزان پیچیدگی تصویر را نشان دهد.

۲. ویژگی‌های مبتنی بر تبدیل (Transform-Based Features)

در این روش، تصویر به حوزه‌های فرکانسی مختلف تبدیل شده و ویژگی‌های معناداری از آن استخراج می‌شود. برخی از این تکنیک‌ها عبارت‌اند از:

- تبدیل فوریه (Fourier Transform): برای تحلیل فرکانس‌های تصویر و حذف نویز.
- تبدیل موجک (Wavelet Transform): برای تحلیل جزئیات تصویر در مقیاس‌های مختلف.
- تبدیل هاف (Hough Transform): برای شناسایی اَشکال هندسی مانند دایره و خط.
- تبدیل گابور (Gabor Transform): برای استخراج ویژگی‌های بافتی در جهت‌ها و مقیاس‌های مختلف.

۳. ویژگی‌های شکلی و ساختاری (Shape and Structural Features)

این ویژگی‌ها برای تحلیل ساختارهای خاص در تصویر (مانند لبه‌ها، گوشه‌ها و خطوط) استفاده می‌شوند و در تشخیص تومورها و ضایعات بسیار مفید هستند. برخی از ویژگی‌های مهم عبارت‌اند از:

- ویژگی‌های مبتنی بر لبه (Edge-Based Features): شامل استفاده از فیلترهای سوبل، کنی، لاپلاس و غیره برای استخراج لبه‌ها.
- ویژگی‌های مبتنی بر کانتور(Contour-Based Features): شامل پارامترهایی مانند مساحت، محیط، قطر، میزان گردی و کشیدگی.
- ویژگی‌های مبتنی بر اسکلت‌بندی (Skeletonization Features): تحلیل ساختار اصلی اشیا در تصاویر.

مراحل کلی استخراج ویژگی‌ها از تصاویر

مرحله ۱؛ پیش‌پردازش تصاویر

قبل از استخراج ویژگی‌ها، تصویر باید پردازش اولیه شود تا کیفیت آن افزایش یابد. این مراحل شامل موارد زیر هستند:

- افزایش کنتراست (Contrast Enhancement): برای بهتر دیده شدن جزئیات.
- فیلترگذاری (Filtering): برای حذف نویز.
- تبدیل تصویر به مقیاس خاکستری (Grayscale Conversion): در صورت لزوم.
- بخش‌بندی (Segmentation): برای جدا کردن نواحی مورد نظر.

مرحله۲؛ استخراج ویژگی‌های مناسب

پس از پیش‌پردازش، از روش‌های مختلف برای استخراج ویژگی‌های مرتبط استفاده می‌شود. بسته به نوع تصویر و هدف پردازش، مجموعه‌ای از ویژگی‌ها انتخاب و محاسبه می‌شود.

مرحله۳؛ کاهش ابعاد (Dimensionality Reduction)

در برخی موارد، ویژگی‌های استخراج شده ممکن است بسیار زیاد باشند و باعث پیچیدگی و کاهش عملکرد مدل شوند. بنابراین از روش‌های کاهش ابعاد استفاده می‌شود. برخی از این روش‌ها عبارت‌اند از:

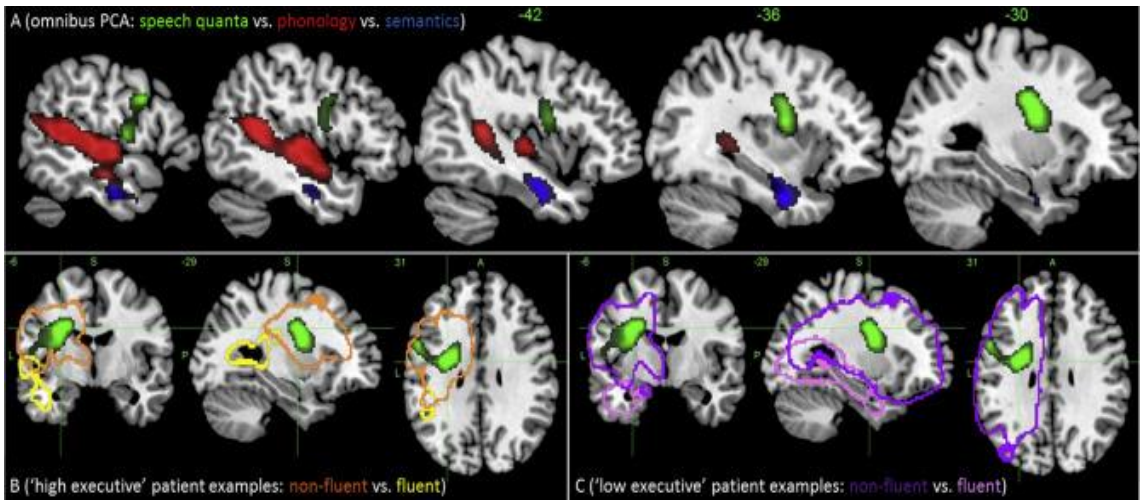
- تحلیل مولفه‌ی اصلی (Principal Component Analysis - PCA)
- تحلیل تفکیک خطی (Linear Discriminant Analysis - LDA)
- فیلترگذاری مبتنی بر همبستگی (Correlation-Based Feature Selection - CFS)

تحلیل مولفه‌ی اصلی (PCA):

از این تکنیک برای کاهش حجم داده‌ها، حذف نویز و بهبود کارایی الگوریتم‌های تحلیل تصویر استفاده می‌شود.

نحوه‌ی عملکرد PCA در پردازش تصاویر

- تبدیل داده‌های تصویری به ماتریس ویژگی‌ها: هر تصویر به عنوان یک بردار با مقادیر پیکسلی درنظر گرفته می‌شود.
- محاسبه‌ی ماتریس کوواریانس: این ماتریس ارتباط بین ویژگی‌های تصویر را نشان می‌دهد.
- محاسبه‌ی مقادیر و بردارهای ویژه: بردارهای ویژه (Eigenvectors) معرف جهت‌های بیشترین تغییرات در داده‌ها هستند.
- انتخاب مولفه‌ی اصلی: برخی از بردارهای ویژه که بیشترین واریانس را در تصویر دارند، انتخاب شده و بقیه حذف می‌شوند.
- بازسازی تصویر با ابعاد کمتر: تصاویر در فضای جدید بازسازی شده و اطلاعات غیرضروری کاهش می‌یابد.



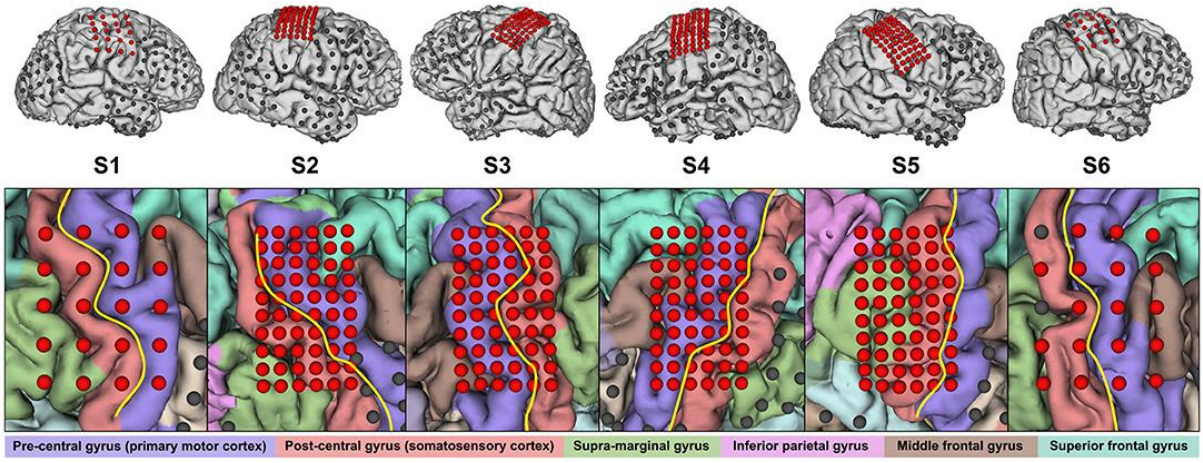
استفاده از روش PCA به منظور کاهش ابعاد

تحلیل تفکیک خطی (LDA):

از این تکنیک برای افزایش جدایی کلاس‌ها و بهبود تشخیص بیماری‌ها استفاده می‌شود. این روش برخلاف روش PCA که بر اساس بیشترین واریانس داده‌ها عمل می‌کند، تمرکزش بر بیشترین تفکیک بین کلاس‌ها است.

نحوه‌ی عملکرد LDA در پردازش تصاویر

- محاسبه‌ی میانگین کلاس‌ها: مرکز هر کلاس داده (مانند تصاویر سالم وبیمار) محاسبه می‌شود.
- محاسبه‌ی ماتریس پراکندگی درون کلاسی (Sw) و بین کلاسی (Sb):
  - Sw؛ میزان پراکندگی نمونه‌های یک کلاس در اطراف میانگین خود را نشان می‌دهد.
  - Sb؛ میزان فاصله‌ی میانگین‌های کلاس‌ها از یکدیگر را تعیین می‌کند.
- محاسبه‌ی بردارهای ویژه و مقادیر ویژه: این بردارها جهت‌هایی را مشخص می‌کنند که داده‌های کلاس‌های مختلف را بیشترین حد از هم جدا می‌کند.
- انتخاب مولفه‌های خطی بهینه: فقط تعداد محدودی از این بردارها که بیشترین تفکیک را دارند، انتخاب می‌شوند.
- پروژه‌سازی داده‌ها روی فضای جدید: داده‌های تصویری روی فضای جدید نگاشت می‌شوند که در آن کلاس‌ها بهتر جدا شده‌اند.



استفاده از روش LDA به منظور کاهش ابعاد

فیلترگذاری مبتنی بر همبستگی (CFS):

از این تکنیک برای کاهش ابعاد داده‌ها و افزایش کارایی الگوریتم‌های یادگیری ماشین استفاده می‌شود. این روش براساس میزان همبستگی بین ویژگی‌های تصویر و برچسب خروجی عمل می‌کند.

نحوه‌ی عملکرد CFS در پردازش تصاویر

- محاسبه‌ی همبستگی بین ویژگی‌های تصویر و برچسب خروجی: ویژگی‌هایی که همبستگی بالایی با خروجی (مثلا سالم یا بیمار بودن) دارند، اولویت بالاتری نیز دارند.

- محاسبه‌ی همبستگی بین ویژگی‌ها: اگر دو ویژگی همبستگی زیادی با هم داشته باشند، یکی از آن‌ها حذف می‌شود تا افزونگی کاهش یابد.
- انتخاب زیرمجموعه‌ای از ویژگی‌ها که بیشترین ارتباط را با کلاس خروجی و کمترین همبستگی را با یکدیگر دارند.
- اعمال این ویژگی‌ها به الگوریتم‌های پردازش تصویر و یادگیری ماشین برای بهبود دقت و کاهش پیچیدگی محاسباتی.

ابزارها و کتابخانه‌های پرکاربرد برای استخراج ویژگی

در پردازش تصویر کلاسیک:

- OpenCV: برای فیلترگذاری و پردازش تصاویر.
- Scikit-Image: برای استخراج ویژگی‌های آماری و بافتی.
- Matplotlib & Seaborn: برای نمایش ویژگی‌های استخراج شده.

در یادگیری عمیق:

- TensorFlow & PyTorch: برای استخراج ویژگی‌های سطح‌بالا با CNN.
- Keras Applications: شامل مدل‌های از پیش‌آموزش دیده مانند VGG.

این کتابخانه‌ها در جلدهای بعدی مجله مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

مرحله ششم: کلاس‌بندی (Classification)

در این مرحله، تصاویر به دسته‌های مشخصی (مانند کلاس تصاویر اشعه‌ایکس سالم قفسه سینه و کلاس تصاویر اشعه‌ایکس مبتلا به پنومونی ویروسی) تقسیم می‌شوند. مرحله‌ی کلاس‌بندی برای تشخیص و شناسایی بیماری‌ها در داده‌های پزشکی مانند تصاویر، بسیار حیاتی است.

مراحل انجام کلاس‌بندی در تصاویر پزشکی

مرحله ۱؛ جمع‌آوری و آماده‌سازی داده‌ها

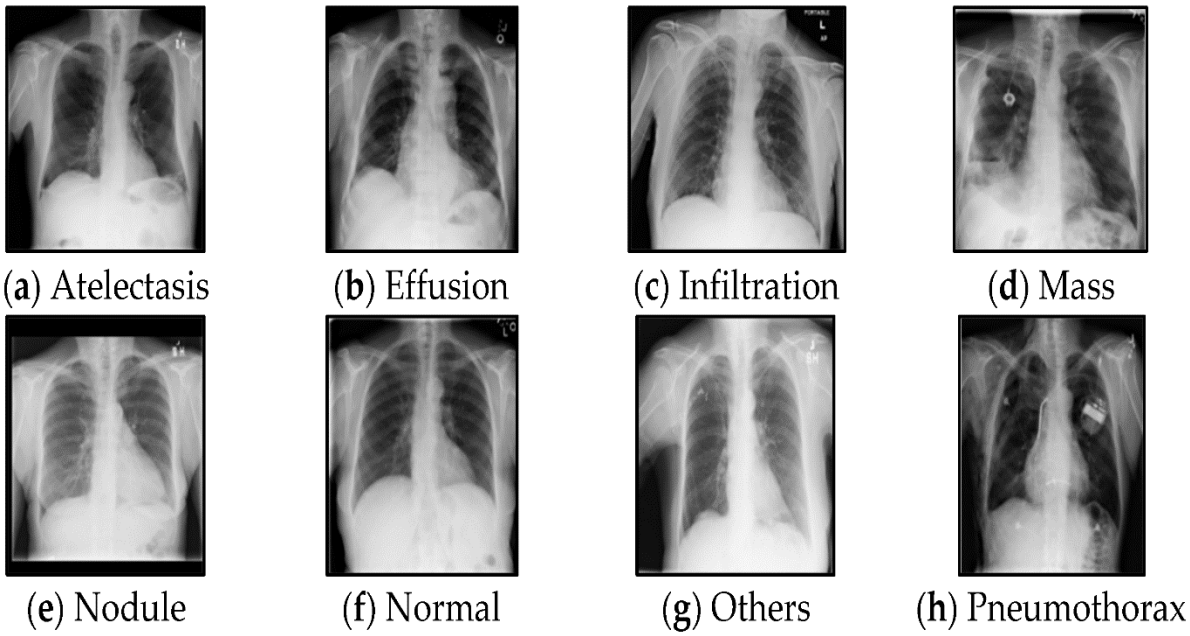
مرحله‌ی جمع‌اوری و آماده‌سازی داده‌ها قبلا توضیح داده شده است.

مرحله ۲؛ پیش‌پردازش تصاویر

مرحله‌ی پیش‌پردازش تصاویر قبلا توضیح داده شده است.

مرحله ۳؛ استخراج ویژگی‌ها

مرحله‌ی استخراج ویژگی‌ها قبلا توضیح داده شده است.



کلاس‌بندی تصاویر اشعه‌ایکس قفسه سینه

روش‌های کلاس‌بندی در تصاویر پزشکی

به طور کلی روش‌های کلاس‌بندی به دو دسته‌ی کلی تقسیم می‌شوند:

۱. روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین سنتی ۲. روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق.

الف) روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین سنتی

این روش‌ها به دو مرحله‌ی اصلی تقسیم می‌شوند. اول؛ استخراج ویژگی‌ها از تصاویر پزشکی و دوم؛ استفاده از الگوریتم‌های کلاس‌بندی برای تعیین دسته‌ی تصویر (مثلا سالم یا بیمار). در این روش‌ها ابتدا ویژگی‌های مهم از تصویر استخراج شده و سپس با استفاده از یک الگوریتم، دسته‌ی مناسب برای هر تصویر مشخص می‌شود.

۱. روش ماشین‌بردار پشتیبان (Support Vector System - SVM): یکی از پرکاربردترین‌الگوریتم‌های کلاس‌بندی، روش SVM است که داده‌ها را با استفاده از یک مرز تصمیم‌گیری بهینه، جدا می‌کند.

ویژگی‌های مهم SVM:

- کارایی بالا در مجموعه داده‌های کوچک؛ بر خلاف شبکه‌های عصبی که به داده‌های زیاد نیاز دارند.
- مناسب برای داده‌های پزشکی با ابعاد بالا مانند تصاویر MRI.
- قابلیت استفاده از داده‌های خطی و غیرخطی با استفاده از توابع کرنل (Kernel Functions).

۲. روش K-نزدیک‌ترین همسایه (K-Nearest Neighbor - KNN): این روش، یک الگوریتم مبتنی بر شباهت است که تصویر موردنظر را با نمونه‌های موجود در پایگاه داده مقایسه کرده و براساس شباهت K به نمونه‌ی نزدیک‌تر، کلاس آن را تعیین می‌کند.

ویژگی‌های مهم KNN:

- سادگی و سرعت بالا در پیاده‌سازی برای مجموعه داده‌های کوچک.
- عدم نیاز به یادگیری پیچیده (فقط بر اساس محاسبات فاصله عمل می‌کند).
- کاربرد در دسته‌بندی داده‌های پزشکی که دارای ویژگی‌های مشخص و تفکیک‌پذیر هستند.

۳. درخت تصمیم (Decision Tress - DT) و جنگل تصادفی (Random Forrest - RF): درخت تصمیم، مجموعه‌ای از سوالات شرطی را بررسی کرده و داده‌ها را به دسته‌های مختلف تقسیم‌می‌کند. جنگل تصادفی نیز مجموعه‌ای از چندین درخت تصمیم‌گیری است که با رای‌گیری از درخت‌ها، دسته-بندی نهایی را انجام می‌دهد.

ویژگی‌های مهم DT و RF:

- مناسب برای داده‌های پیچیده با تعداد ویژگی‌های زیاد.
- مقاومت بالا در برابر نویز و داده‌های پرت.
- عدم نیاز به تنظیمات پیچیده مانند شبکه‌های عصبی.

ب) روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق

روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق (Deep Learning): با پیشرفت یادگیری عمیق، روش‌های مبتنی بر شبکه‌های عصبی کانولوشنی (CNNs) دقت بسیار بالایی در کلاس‌بندی تصاویر پزشکی ارائه

دادند. برخلاف روش‌های سنتی، این الگوریتم‌ها به صورت خودکار ویژگی‌های مهم تصویر را استخراج می‌کنند و نیاز به مهندسی ویژگی دستی ندارند.

ویژگی‌های مهم یادگیری عمیق:

- استخراج ویژگی‌های پیچیده به صورت خودکار.
- دقت بالاتر نسبت روش‌های سنتی مانند SVM و KNN.
- قابلیت یادگیری از مجموعه داده‌های بزرگ و پردازش ویژگی‌های غیرخطی.

شبکه‌های عصبی کانولوشنی (CNNs): CNN پرکاربردترین مدل یادگیری عمیق تصاویر است. این مدل از چندین لایه‌ی کانولوشنی برای استخراج ویژگی‌ها و از لایه‌های کاملا متصل (Fully Connected Layers) برای انجام کلاس‌بندی استفاده می‌کند.

ویژگی‌های مهم CNN:

- قابلیت تشخیص الگوهای پیچیده در تصاویر.
- کاهش نیاز به مهندسی ویژگی دستی.
- بهینه‌سازی پردازش تصویر با کاهش تعداد پارامترها از طریق لایه‌های کانولوشنی.

مدل‌های معروف CNN برای کلاس‌بندی تصاویر

مبحث یادگیری عمیق و یادگیری ماشین از اهداف جلد سوم مجله است، اما در اینجا به طور خلاصه و کلی برخی از مدل‌های معروف CNN معرفی می‌شود.

- **مدل AlexNet:** اولین مدل CNN پیشرفته که در پردازش تصاویر پزشکی کاربرد پیدا کرد.این مدل دارای ۵ لایه کانولوشنی برای استخراج ویژگی‌ها است.
- **مدل VGGNet:** مدل عمیق‌تر با دقت بالا در طبقه‌بندی تصاویر پزشکی. این مدل دارای ۱۱، ۱۳، ۱۶ و ۱۹ لایه‌ی کانولوشنی برای یادگیری ویژگی‌های پیچیده است.
- **مدل ResNet:** مدل با ساختار اتصالات باقی‌مانده (Skip Connection) که مشکل محو شدن گرادیان‌ها (Vanishing Gradient) را حل می‌کند.
- **مدل EfficientNet:** مدل بهینه و کم حجم نسبت به مدل‌های دیگر، دقت بالاتری ارائه می‌دهد.

مدل‌های دیگری نیز وجود دارند که در جلد سوم به طور مفصل به آن‌ها خواهیم پرداخت.

مقایسه‌ی روش‌های یادگیری ماشین و یادگیری عمیق در کلاس‌بندی تصاویر

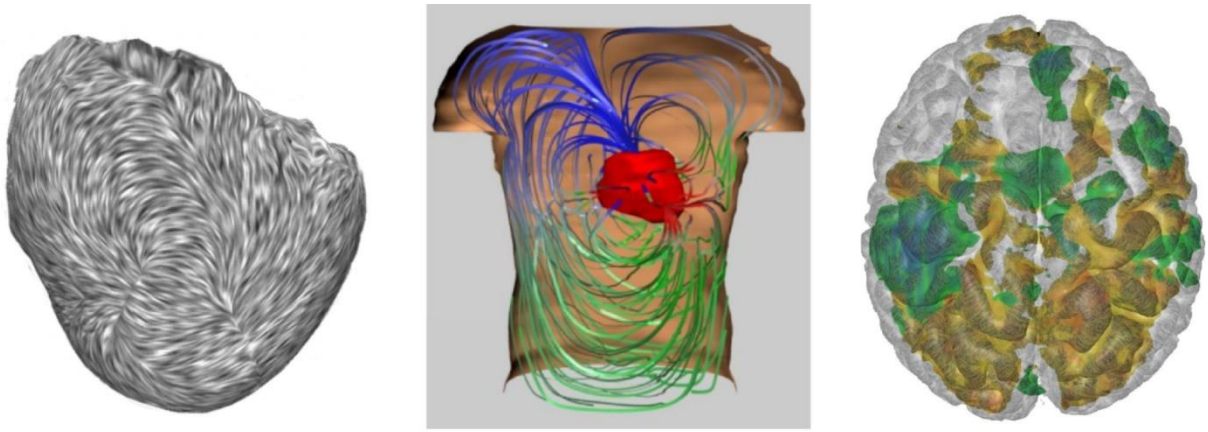
روش	دقت	نیاز به داده‌های زیاد	قابلیت تفسیر	پیچیدگی محاسبات
SVM	متوسط تا بالا	کم	بالا	متوسط
KNN	پایین تا متوسط	کم	بالا	کم
RF & DT	متوسط	متوسط	بالا	متوسط
CNNs	بسیار زیاد	بسیار بالا	پایین	زیاد

مرحله هفتم: تصویرسازی (Visualization)

تصویرسازی به فرآیند نمایش داده‌های تصویری که به صورت قابل فهم و تحلیل توسط متخصصان گفته می‌شود. این مرحله به پزشکان کمک می‌کند تا اطلاعات مهم را از تصاویر خام پزشکی استخراج کرده و تشخیص‌های دقیق‌تری ارائه دهند.

اهمیت تصویرسازی در پزشکی

- کمک به تشخیص سریع و دقیق: پزشکان می‌توانند ساختارهای داخلی بدن را مشاهده کرده و بیماری‌ها را تشخیص دهند.
- بررسی تغییرات در طول زمان: برای پایش روند درمان، مقایسه‌ی تصاویر در دوره‌های مختلف ضروری است.
- برنامه‌ریزی درمان: جراحان از تصاویر سه‌بعدی برای برنامه‌ریزی جراحی‌های پیچیده استفاده می‌کنند.
- ارتباط بهتر با بیماران: تصاویر به درک بهتر بیماری توسط بیماران کمک می‌کنند.



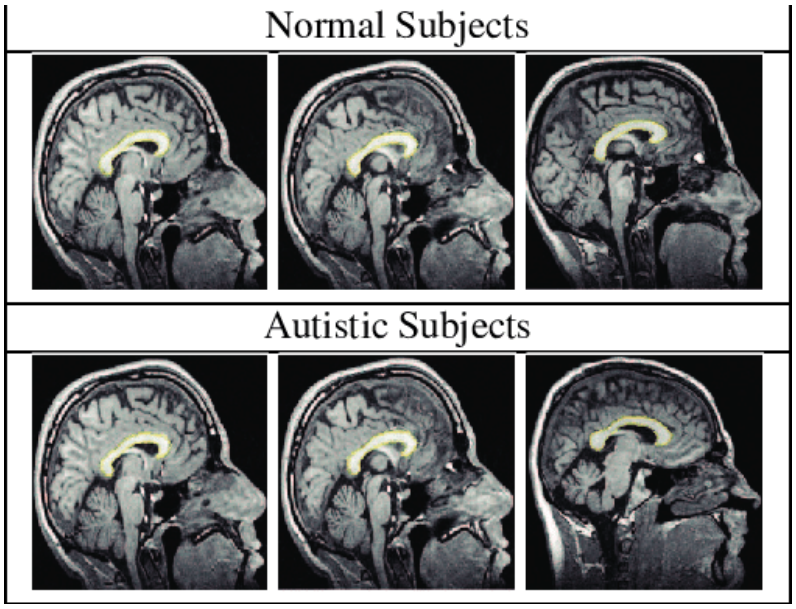
تصویرسازی

انواع روش‌های تصویرسازی در پزشکی

۱. تصویرسازی دوبعدی (2D-Visualization)

در این روش، تصاویر پزشکی به صورت دوبعدی نمایش داده می‌شوند. برخی از انواع رایج عبارت‌اند از:

- نمایش شدت تصویر (Intensity Projection): برای تصاویر MRI و CT استفاده می‌شود تا تغییرات شدت سیگنال را نشان دهد.
- افزایش کنتراست (Contrast Enhancement): برای برجسته‌سازی جزئیات تصویر استفاده می‌شود.

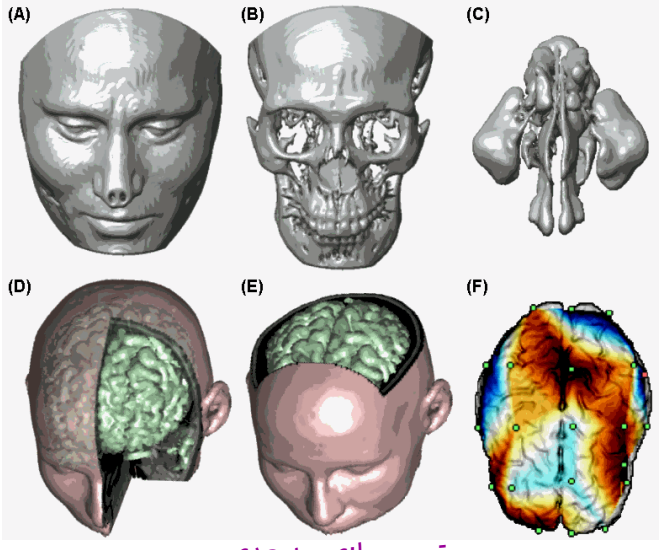


تصویرسازی دوبعدی

۲. تصویرسازی سه‌بعدی (3D-Visualization)

در این روش، تصاویر دو بعدی متعدد ترکیب شده و مدل‌های سه‌بعدی بدن ساخته می‌شوند. این روش در جراحی و تشخیص بسیار کاربردی است. برخی از انواع رایج عبارت‌اند از:

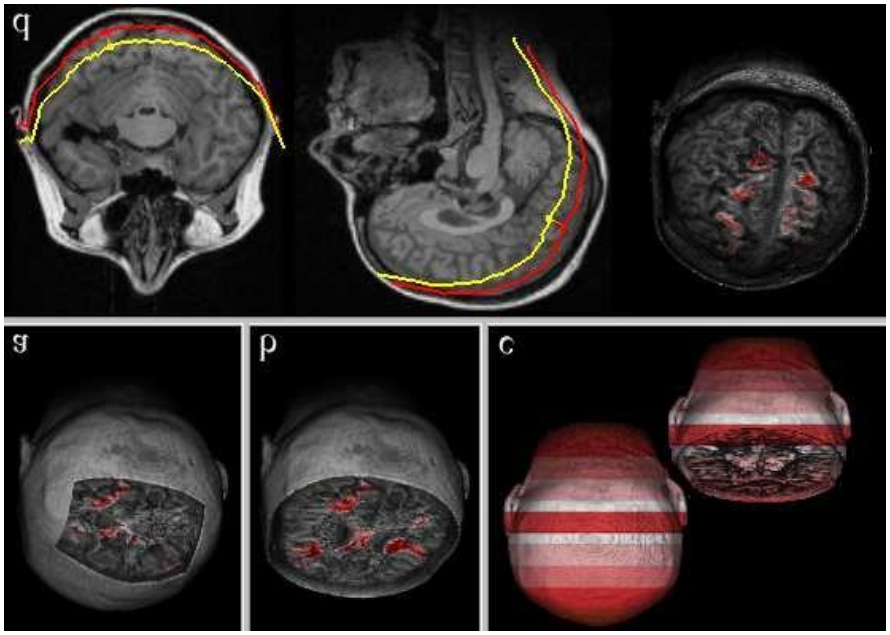
- حجم نگاری (Volume Rendering): نمایش سه‌بعدی از داده‌های حجمی مانند MRI و CT.
- مدل‌سازی سطحی (Surface Rendering): برای نمایش سطح ساختارها مانند استخوان‌ها یا اندام‌ها.



تصویرسازی سه‌بعدی

۳. تصویرسازی چندوجهی (Multimodal Visualization)

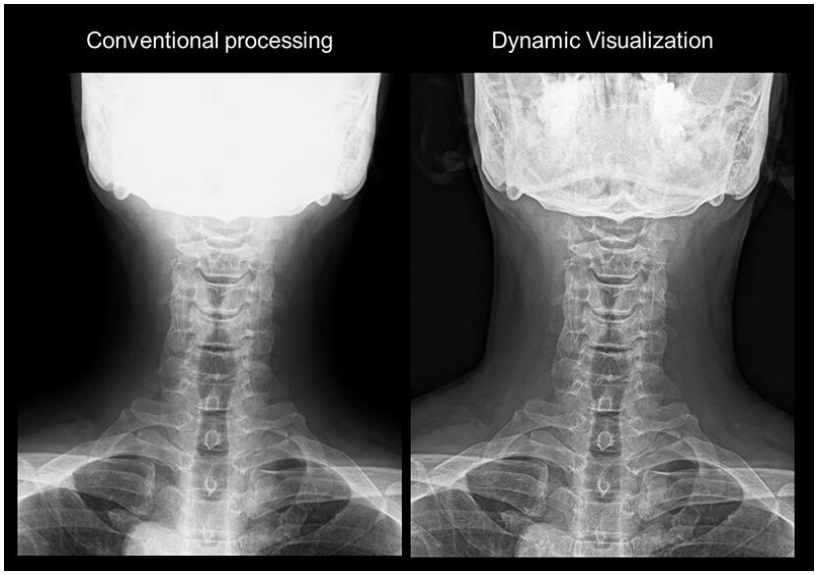
ترکیب داده‌های تصویری از چندین روش تصویربرداری مانند PET-CT یا MRI-fMRI برای نمایش جزئیات بهتر از یک بیماری.



تصویرسازی چندوجهی

۴.تصویرسازی دینامیکی (Dynamic Visualization)

نمایش تغییرات در تصاویر در طول زمان؛ مثلا عملکرد قلب یا مغز در زمان واقعی (Real-Time).



تصویرسازی دینامیکی

ابزار و تکنیک‌های مورد استفاده

- نرم‌افزارهای تصویرسازی پزشکی: مانند 3D Slicer، OsiriX و MATLAB.
- پردازش تصاویر: شامل تکنیک‌های فیلتراسیون، تشخیص لبه و استخراج ویژگی‌ها.
- واقعیت مجازی و افزوده: برای تعامل بهتر با تصاویر پزشکی در جراحی‌ها و آموزش.

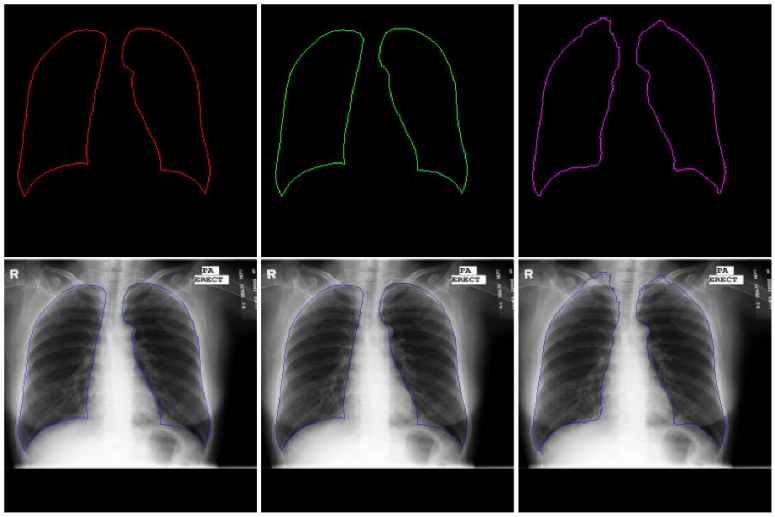
مرحله هشتم: تحلیل و تفسیر (Analysis & Interpretation)

تحلیل و تفسیر، آخرین و مهم‌ترین مرحله در پردازش تصاویر است که در آن داده‌های تصویری پردازش شده، برای استخراج اطلاعات معنادار، بررسی می‌شوند. هدف این مرحله، کمک به پزشکان در تشخیص بیماری، ارزیابی شدت آن، برنامه‌ریزی درمان و پیش‌بینی روند بیماری است. این مرحله به طور معمول شامل پردازش آماری، مدل‌سازی داده‌ها، شناسایی الگو و حتی پیش‌بینی شرایط آینده‌ی بیمار می‌شود.

انواع روش‌های تحلیل و تفسیر تصاویر پزشکی

۱. تحلیل بصری (Visual Analysis)

این روش متکی بر مشاهده‌ی مستقیم تصاویر توسط پزشکان و رادیولوژیست‌ها است. پزشک با تجربه‌ی خود تصاویر را بررسی کرده و ناهنجاری‌ها را شناسایی می‌کند. این روش هنوز در بسیاری از بخش‌های پزشکی مهم است اما به دلیل احتمال خطای انسانی، به کمک پردازش کامپیوتری، بهبود داده می‌شود.

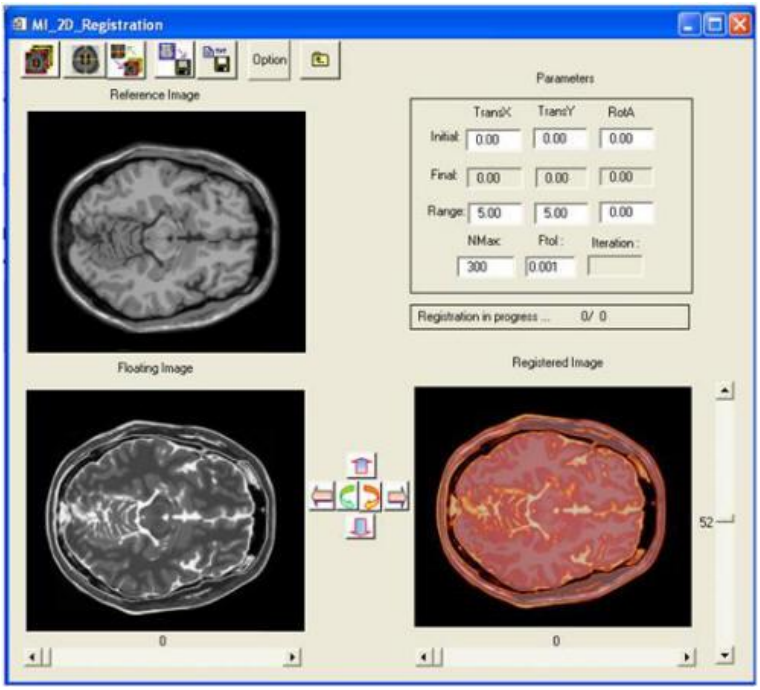


تحلیل بصری به کمک پردازش کامپیوتری

۲. تحلیل کمّی (Quantitative Analysis)

تحلیل کمی شامل اندازه‌گیری ویژگی‌های مختلف تصویر برای مقایسه و ارزیابی دقیق است.

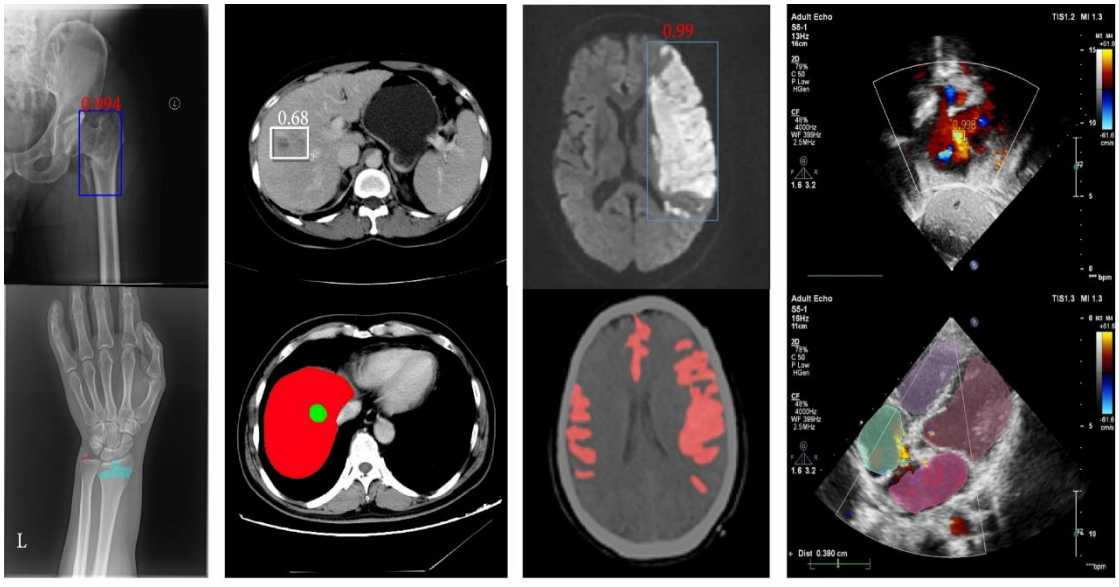
- اندازه‌گیری‌حجم‌وابعادضایعات (Lesion Volume Measurement): برای تشخیص رشدتومور.
- چگالی بافت (Tissue Density Analysis): مانند اندازه‌گیری تراکم استخوان در اسکن‌های DXA برای ارزیابی پوکی استخوان.
- تحلیل شدت پیکسل (Pixel Intensity Analysis): برای تشخیص تفاوت‌های جزئی در بافت‌های نرم مانند MRI.



تحلیل کمّی

۳. تحلیل مبتنی بر الگوریتم‌های پردازش تصویر

- تقسیم‌بندی تصاویر (Image Segmentation): جداسازی بخش‌های مختلف تصویر برای تحلیل دقیق‌تر، مانند تفکیک تومورها از بافت سالم.
- استخراج ویژگی‌ها (Feature Extraction): استخراج ویژگی‌های خاص مانند شکل، لبه‌ها و... .
- تحلیل بافت (Texture Analysis): بررسی الگوهای خاص در تصاویر برای تشخیص بیماری‌هایی مانند سرطان.



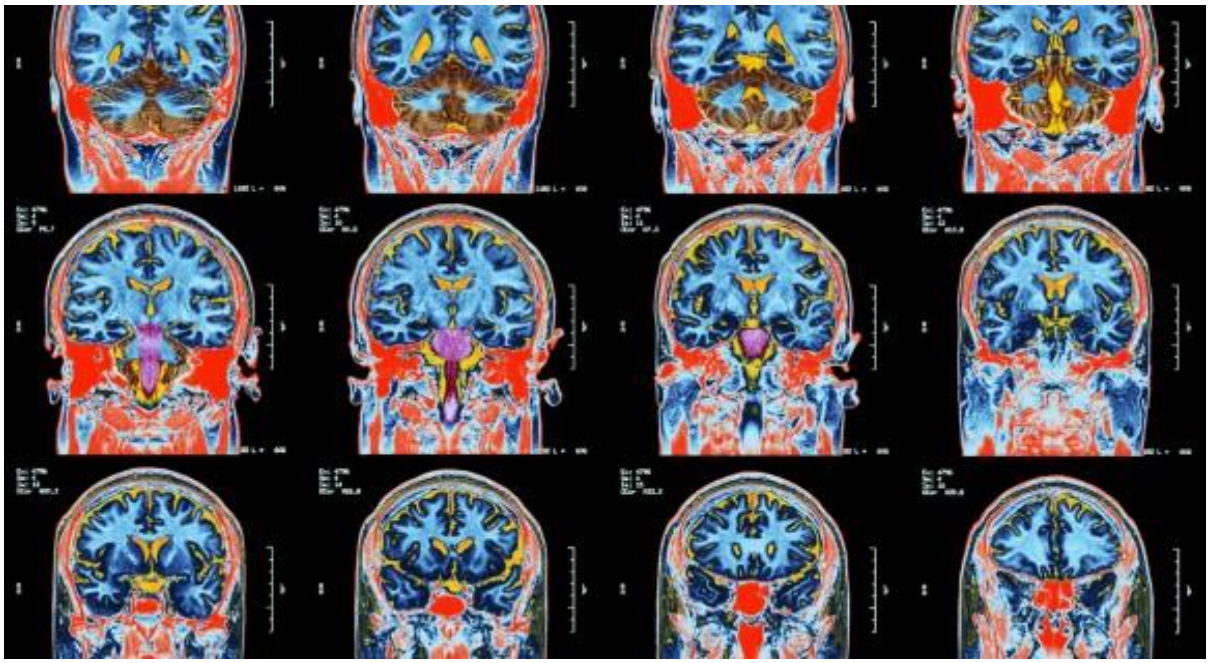
Bone X-ray | Liver CT | Brain MRI | Cardiac ultrasound

تحلیل مبتنی بر الگوریتم‌های پردازش تصویر

۴. تحلیل مبتنی بر هوش مصنوعی و یادگیری ماشین

الگوریتم‌های هوش مصنوعی و یادگیری ماشین در سال‌های اخیر نقش مهمی در پردایش تصاویر ایفا کرده اند:

- شبکه‌های عصبی پیچشی: برای شناسایی خودکار الگوها و ناهنجاری‌ها.
- یادگیری عمیق: استفاده از مدل‌های پیشرفته برای تحلیل دقیق‌تر تصاویر.
- کلاس‌بندی یا طبقه‌بندی تصاویر: تشخیص اینکه آیا یک تصویر متعلق به یک گروه خاص از بیماری‌ها هست یا خیر.



تحلیل مبتنی بر هوش مصنوعی و یادگیری ماشین

تکنیک‌های پیشرفته در تحلیل و تفسیر تصاویر

۱.تحلیل مبتنی بر واقعیت افزوده (Augmented Reality - AR)

نمایش داده‌های پزشکی به صورت سه‌بعدی در محیط‌های جراحی برای کمک به جراحان.

۲.تحلیل مبتنی بر بیوانفورماتیک

ترکیب داده‌های تصویری با اطلاعات ژنتیکی و مولکولی برای تشخیص شخصی‌سازی‌شده بیماری‌ها.

۳. تحلیل مبتنی بر ترکیب چندوجهی داده‌ها (Multimodal Data Fusion)

ترکیب اطلاعات PET، CT، MRI و سایر تکنیک‌های تصویربرداری برای ایجاد یک نمای کامل‌تر از بیمار.