



دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب

گزارش سمینار درس بینایی ماشین

کارشناسی ارشد رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک

عنوان مقاله

Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT
& First Experience With a Whole-Body Spectral Photon-Counting CT Clinical Prototype

نگارنده:

فاطمه باقری

بهار 1403

چکیده

تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری طیفی (CT) شامل یک نسل منحصر به فرد از سیستم‌های CT بر اساس یک اصل ساده است که از اطلاعات وابسته به انرژی موجود در تصاویر CT استفاده می‌کند. در طول دو دهه گذشته این اصل با معرفی سیستم‌های CT با انرژی دوگانه گسترش یافته است. نسل اول سیستم‌های CT طیفی، که با فناوری دو منبع یا دو لایه نشان داده می‌شوند، یک رویکرد تصویربرداری جدید را در جامعه رادیولوژی با توانایی آنها برای غلبه بر محدودیت‌های مشخصه بافتی که با CT معمولی مواجه می‌شوند، گشود. گسترش آن در سراسر جهان همچنین می‌تواند به عنوان یک اهرم مهم برای فناوری پیشگامانه اخیر بر اساس زنجیره جدیدی از تشخیص موجود در سیستم‌های CT شمارش فوتون در نظر گرفته شود، که نوید زیادی برای گسترش CT به سمت تصویربرداری CT چند انرژی دارد. هدف از این مقاله، تشریح اصول و تکنیک‌های اساسی CT طیفی با تأکید ویژه بر جدیدترین پیشرفت‌های فنی سیستم‌های CT با انرژی دوگانه و چند انرژی بود.

کلید واژه ها:

توموگرافی کامپیوتری، CT با انرژی دوگانه، کیفیت تصویر، CT شمارش فوتون، CT شمارش فوتون طیفی

فهرست مطالب

فهرست جدول‌ها	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
فهرست شکل‌ها	3
فهرست کلمات اختصاری	4
فصل 1. بیان مساله و ضرورت انجام پژوهش	5
1-1 پیشگفتار	5
2-1 بیان مساله	5
فصل 2. روش پیشنهادی	6
1-2 مقدمه	6
1-1-2 نوموگرافی	6
1-1-1-2 ویژگی‌های سیستم	7
2-1-1-2 کاربردهای بالینی	8
1-2-1-1-2 تصویربرداری متعارف	9
تصویربرداری ندول ریه	9
تشخیص فیروز ریوی و اطمینان از آن	10
تصویربرداری برای آمبولی حاد یا مزمن ریه	11
تصویربرداری برای بیماری‌های راه هوایی کوچک	11
کاربردهای قلبی	11
ارزیابی لومن کرونری	12
شناسایی پلاک و ارزیابی کلسیفیکاسیون	12
ارزیابی میوکارد	13
سایر ساختارهای قلبی	13
تصویربرداری عروق	14

14.....	متفرقه
15.....	تصویربرداری با دوز کم و فوق العاده کم
15.....	تصویربرداری تک رنگ مجازی
15.....	تجزیه مواد به ۲ ماده
16.....	تصویربرداری رنگی K-EDGE
16.....	2-1-2 اصول و تکنیک های فناوری سی تی انرژی دوگانه و چند انرژی
16.....	2-1 مبنای فیزیکی
18.....	2-2 ایجاد تصویر طیفی
18.....	2-2-1 تصاویر تجزیه مواد
19.....	2-2-2 تصاویر تک رنگ مجازی (VMI)
20.....	2-3 جنبه های تکنولوژیکی پلت فرم های CT با انرژی دوگانه
21.....	2-3-1 سیستم های پزشکی CANON
22.....	2-3-2 تجهیزات پزشکی جنرال الکتریک
24.....	2-3-3 تجهیزات پزشکی فیلیپس
25.....	2-3-4 تجهیزات پزشکی زیمنس
26.....	2-3-5 کسب دو مارپیچ
26.....	2-4 ارزیابی عملکرد طیفی
28.....	فصل 3. نتایج و ارزیابی مدل های پیشنهادی
28.....	3-1 اصول
30.....	1-1-3 جنبه های تکنیکی
30.....	2-1-3 به سمت تصویربرداری بالینی
31.....	1-2-1-3 نتیجه گیری
33.....	مراجع:

فهرست شکل ها

شکل 1-1 17

شکل 2-1 20

شکل 3_1 29

فهرست کلمات اختصاری

AC

Accuracy

SPCCT

Spectral photon-counting computed tomography

CT

computed tomography

EID CT

energy-integrating detectors

UHR

ultra-high-resolution

GGNS

greater detectability of solid and ground-glass nodules

UIP

usual in interstitial pneumonia

AUC

Area under ROC curve

VMIs

Virtual monochromatic images

GE

General Electric

DSCT

dual-source CT

NPS

Noise power spectrum

TTF

Task-based transfer function

PCDS

photon-counting detectors

ASIC

Application-specific integrated circuit

فصل 1. بیان مساله و ضرورت انجام پژوهش

1-1 پیشگفتار

تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری طیفی (CT) شامل یک نسل منحصر به فرد از سیستم‌های CT بر اساس یک اصل ساده است که از اطلاعات وابسته به انرژی موجود در تصاویر CT استفاده می‌کند. در طول دو دهه گذشته این اصل با معرفی سیستم‌های CT با انرژی دوگانه (DECT) گسترش یافته است. اولین نسل از سیستم‌های CT طیفی، که با فناوری دو منبع یا دو لایه نشان داده می‌شوند، یک رویکرد تصویربرداری جدید در جامعه رادیولوژی با توانایی خود برای غلبه بر محدودیت‌های مشخصه بافتی که با CT معمولی مواجه می‌شوند. گسترش آن در سراسر جهان همچنین می‌تواند به عنوان یک اهرم مهم برای فناوری پیشگامانه اخیر بر اساس یک زنجیره جدید در نظر گرفته شود.

2-1 بیان مساله

تصویربرداری سی تی یا سی تی اسکن یا توموگرافی کامپیوتری (به فارسی: مقطع‌نگاری رایانه‌ای) استفاده از اشعه ایکس در ارتباط با الگوریتم‌ها و محاسبات کامپیوتری به منظور ایجاد تصویر از بدن می‌باشد. در سی تی، یک تیوب یا لوله تولیدکننده اشعه ایکس، در مقابل یک آشکارساز دکتور این اشعه قرار داده شده، و با کمک حلقه‌ای که به صورت یک دستگاه و به شکل چرخشی در اطراف بیمار حرکت می‌کند، تصویر کامپیوتری مقطعی به صورت برش یا مقطع عرضی تولید می‌نماید. سی تی در سطح آگزیال یا محوری است که تصویر به دست می‌دهد، در حالی که تصویرهای مقطع کروئال (تاجی) و ساژیتال (سهمی) را می‌توان به وسیله بازسازی‌های کامپیوتری ارائه کرد.

عوامل رادیوکنتراست یا مواد حاجب اغلب در سی تی برای توصیف بهتر آناتومی مورد استفاده واقع می‌شوند. گرچه رادیوگرافی قادر به تولید و ارائه تفکیک‌پذیری فضایی بالاتری است، اما در عوض سی تی می‌تواند اطلاعات بیشتری را در مورد تغییرات دقیق و ظریف مربوط به میرایی پرتو ایکس تشخیص دهد. در ضمن سی تی بیمار را در معرض تابش اشعه یونیزان بیشتری در مقایسه با رادیوگرافی قرار می‌دهد. در سی تی نوع اسپیرال با آشکارسازهای زیاد (مولتی دکتور) از چند ردیاب یا آشکارساز بهره‌گیری می‌شود. در این نوع ۸، ۱۶، یا ۶۴ ردیاب یا آشکارساز در طول حرکتی پیوسته و مستمر از بیمار، از طریق تابش پرتو تصویر به دست می‌آورند که حاصل تصاویری عالی و با جزئیات بسیار ظریف در زمان بررسی کمتر می‌باشد.

فصل 2. روش پیشنهادی

1-2 مقدمه

فناوری توموگرافی کامپیوتری شمارش فوتون طیفی (SPCCT) نوید زیادی برای تبدیل شدن به نسل بعدی سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری (CT) دارد. مشخصات فنی آن نسبت به تصویربرداری CT معمولی مزایای زیادی دارد. به عنوان مثال، SPCCT وضوح فضایی بهتر، کارایی دوز بیشتر را برای پروتکل‌های با دوز فوق‌العاده کم و دوز پایین، و کنتراست بافتی برتر از CT معمولی ارائه می‌کند. علاوه بر این، SPCCT از چندین رویکرد شناخته شده در زمینه تصویربرداری CT طیفی مانند تصویربرداری تک رنگ مجازی و تصویربرداری تجزیه مواد بهره می‌برد. علاوه بر این، SPCCT از یک رویکرد جدید در این زمینه استفاده می‌کند که به تصویربرداری لبه K معروف است، که امکان تصویربرداری خاص و کمی از یک ماده کنتراست مبتنی بر اتم سنگین را فراهم می‌کند. از این رو، پتانسیل بالای سیستم‌های SPCCT از تحقیقات مداوم آنها در محیط‌های تحقیقات بالینی پشتیبانی می‌کند. در این بررسی، ما یک مرور کلی از تجربه تحقیقات بالینی خود از یک نمونه اولیه بالینی SPCCT کل بدن را پیشنهاد می‌کنیم تا بینشی در مورد مزایای بالقوه تصویربرداری بالینی انسان در کیفیت تصویر، اطمینان تشخیصی و رویکردهای جدید در تصویربرداری CT طیفی ارائه کنیم.

1-1-2 توموگرافی

معرفی اخیر فناوری توموگرافی کامپیوتری شمارش فوتون طیفی (SPCCT) در عمل معمول بالینی نقطه عطفی در زمینه تصویربرداری پزشکی است. این ترجمه موفقیت آمیز یک نوآوری پیشگامانه، از نیمکت تا کنار تخت، در خدمت پزشکی را نشان می‌دهد. این نوآوری مبتنی بر آشکارسازهای شمارش فوتون، پتانسیل بهبود عملکرد کلی سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری فعلی (CT) را با افزایش وضوح فضایی و کاهش نویز، سخت شدن پرتو و دوزهای اشعه ایکس از جمله موارد دیگر دارد. CT شمارش فوتون طیفی همچنین فرصتی را برای کشف رویکردهای جدیدی که قبلاً در زمینه CT در دسترس نبودند، مانند تصویربرداری مولکولی و عملکردی، فراهم می‌کند. با این حال، مانند هر نوآوری، باید به طور کامل توسط جامعه رادیولوژی مورد استفاده قرار گیرد تا ارتباط بالینی اضافه شده آن را ارزیابی کند و استفاده روزانه از آن را با توجه به موانع احتمالی مربوط به گردش کار، مدیریت داده‌ها و پذیرش آهسته یک ابزار جدید تأیید کند. در این بررسی، ما یک مرور کلی از تجربه تحقیقات بالینی خود از یک نمونه اولیه بالینی SPCCT کل بدن را پیشنهاد می‌کنیم تا بینشی در

مورد مزایای بالقوه آن برای تصویربرداری انسانی در رابطه با کیفیت تصویر، اطمینان تشخیصی، و یک رویکرد جدید برای تصویربرداری CT طیفی ارائه کنیم.

2-1-1- ویژگی های سیستم

در مقایسه با CT معمولی با آشکارسازهای سوسوزن حالت جامد، ادغام کننده انرژی، CT شمارش فوتون از آشکارسازهای تبدیل مستقیم مبتنی بر نیمه هادی ها مانند تلورید کادمیوم، تلورید کادمیوم روی، یا سیلیکون استفاده می کند. ولتاژ بایاس بالا ۵-۸۰۰ تا ۱۰۰۰ ولت بین لایه نیمه هادی اعمال می شود، به طوری که فوتون های برخوردی به صورت جفت الکترون-حفره شناسایی می شوند و یک پالس الکتریکی تولید می کنند که توسط الکترونیک بازخوانی اندازه گیری و در چندین سطل انرژی با توجه به ارتفاع پالس سیگنال ثبت می شود. تنظیم کمترین آستانه انرژی درست بالاتر از سطح نویز الکترونیکی امکان حذف کامل نویز از زنجیره سیگنال را فراهم می کند. بنابراین، نویز باقیمانده در سیگنال را می توان به عنوان نویز شات به دست آمده از آمار فوتون های ورودی توصیف کرد. اندازه پیکسل آشکارساز، که معمولاً از ۰,۱۲۵ تا ۰,۵ میلی متر متغیر است، با اندازه پدهای آند تعریف می شود، که می تواند بسیار کوچکتر از آشکارسازهای سوسوزن طراحی شود، زیرا نیازی به لایه های جداکننده نوری غیر شفاف در نیمه هادی ها نیست. ۴-۶. با این حال، اشتراک شارژ بین پیکسل های همسایه و اندازه نقطه کانونی محدود لوله اشعه ایکس محدودیتی را برای حداقل اندازه پیکسل معقول تعیین می کند، در حالی که انباشته شدن پالس بر حداکثر اندازه پیکسل آشکارساز تأثیر می گذارد. نتایج ارائه شده در این بررسی بر روی یک نمونه اولیه سیستم SPCCT بالینی (فیلیپس، حيفا، اسرائیل)، مجهز به تلورید کادمیوم-روی با ضخامت ۲ میلی متر، متصل به مدار مجتمع اختصاصی ۲ChromAIX فیلیپس به دست آمد. این سیستم یک میدان دید ۵۰۰ میلی متری در صفحه و پوشش ۱۷,۶Z میلی متری در مرکز هم مرکز را امکان پذیر می کند که با ۶۴ ردیف آشکارساز، به اندازه ۲۷۰ میکرومتر مربع، ۲۷۰ می شود. مدار مجتمع ویژه برنامه از بازخوانی ۵ سطل انرژی مختلف با آستانه های تنظیم شده در ۳۰، ۵۱، ۶۲، ۷۲ و ۸۱ کو پشتیبانی می کند. مشخصات سیستم در جدول ۱ خلاصه شده است. این سیستم در مطالعات تحقیقاتی پیش بالینی و بالینی برای ارزیابی مواد کنتراست لبه K جدید و بررسی پتانسیل CT شمارش فوتون در یک محیط بالینی استفاده شده است. با این حال، سیستم کنونی دارای محدودیت هایی است، مانند پوشش Z کوچک و فقدان مجموعه کاملی از پروتکل های اسکن بالینی، که برای اجرای کامل بالینی در آینده باید مورد توجه قرار گیرد تا به عنوان مثال، امکان راه اندازی الکتروکاردیوگرام آینده نگر فراهم شود.، مدولاسیون دوز و اسکن

سریعتر با پوشش آشکارساز بزرگتر. تصاویر CT معمولی با این سیستم با پینگ کردن شمارش فوتون‌ها در ۵ کانال انرژی هر پیکسل به ضخامت آب معادل قبل از بازسازی داده‌های سینوگرام حاصل با یک الگوریتم پس‌پرده‌کشی فیلتر شده به دست می‌آیند. ۷ برای بازسازی تصویر طیفی، فوتون داده‌های شمارش ابتدا به سینوگرام‌های خاص ماده با الگوریتم حداکثر احتمال ۸،۹ تجزیه می‌شوند و سپس با یک الگوریتم پیش‌بینی پشت فیلتر شده برای به دست آوردن تصاویر پایه مواد، از جمله گزینه‌های حذف نویز اضافی مانند الگوریتم بازسازی تکراری ترکیبی (الگوریتم Dose-مانند) بازسازی می‌شوند. (برای (SPCCT شکل ۱). در محدوده انرژی مرتبط بالینی ۳۰ تا ۱۴۰ کو، اثر فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون، اثرات فیزیکی غالب هستند که برهمکنش پرتوهای ایکس با بافت بیولوژیکی را مشخص می‌کنند. از این رو، تضعیف طیفی بافت انسانی را می‌توان به خوبی در حوزه طرح ریزی با یک ترکیب خطی از این ۲ اثر وابسته به انرژی، و همچنین برخی وزن های متغیر فضایی، اما مستقل از انرژی، به خوبی تقریب زد. اثرات سخت شدن پرتو را می‌توان گنجانده و بنابراین، از نظر تئوری، از بازسازی تصویر طیفی حذف شد.

2-1-1-2 کاربردهای بالینی

مزایای کلی تصویربرداری SPCCT فناوری CT شمارش فوتون طیفی دارای مزایای متعددی نسبت به سیستم‌های CT فعلی است که به آشکارسازهای یکپارچه انرژی (EID-CT) مجهز هستند. وضوح فضایی را با ضریب ۴ ~ افزایش می‌دهد، با اندازه و کسل قابل دستیابی ۰،۱۵ تا ۰،۲۵ میلی متر مکعب برای همه کاربردها، از جمله تصویربرداری ریه، گوش، عضلانی-اسکلتی، عروق کرونر و عروق. دوز تشعشع را ۳۰ تا ۵۰ درصد کاهش می‌دهد در حالی که با سرکوب نویز الکترونیکی، سطح نویز مشابهی با تصاویر EID-CT ایجاد می‌کند. به دلیل وزن ثابت فوتون‌ها، منجر به وزن بیشتر فوتون‌های کم انرژی حامل اثر فوتوالکتریک می‌شود، در حالی که فناوری EID-CT از وزن دهی خطی استفاده می‌کند. علاوه بر این، SPCCT با وجود افزایش تضعیف CT در تمام وظایف با کنتراست بالا، به دلیل وضوح فضایی بالاتر، مصنوعات مانند پرتو و مصنوعات شکوفه را کاهش می‌دهد. نمونه برداری انرژی بهتری از طیف ارسالی را نسبت به فناوری سی تی با انرژی دوگانه، یعنی بیش از ۲ انرژی، امکان پذیر می‌کند. این منجر به تبعیض بیشتر بین فوتون‌های کم و پر انرژی نسبت به فناوری توموگرافی کامپیوتری با انرژی دوگانه EID و در نتیجه وضوح بالاتر اثرات فوتوالکتریک و کامپتون می‌شود. در نتیجه، SPCCT ممکن است عملکرد هر نوع تصویر مجازی مانند تک رنگ مجازی، غیر کنتراست مجازی، Z-effective، چگالی الکترونیکی و همچنین هر نوع فرآیند ترکیب مواد مانند تصویربرداری آب یا ید را بهبود

بخشد. ۲۰ در مجموع، این مزایا نوید زیادی برای تغییر جریان کار فعلی CT دارند (شکل ۲). مهمتر از آن، رادیولوژیست ها باید بدانند که SPCCT تمام این مزایا را تنها در ۱ اسکن ارائه می دهد، همانطور که در آزمایشات ما نشان داده شده است (جدول ۲ و ۳)، بدون افزایش دوز، تغییر پارامترهای فنی، یا نیاز به حالت طیفی در آینده. این ویژگی کلیدی باید اهرم بزرگی را برای کمک به گسترش استفاده از فناوری SPCCT فراهم کند.

1-2-1-1-2 تصویربرداری متعارف

برنامه های کاربردی ریه

توموگرافی کامپیوتری به دلیل وضوح فضایی بالاتر، راحتی، در دسترس بودن و زمان دریافت سریعتر نسبت به سایر روش های تصویربرداری مانند تصویربرداری رزونانس مغناطیسی یا تصویربرداری هسته ای، پایه اصلی تصویربرداری ریه است. با این حال، CT اغلب به آنالیزهای تولوژیکی اضافی یا انواع دیگر معاینات غیر رادیولوژیکی برای تشخیص دقیق نیاز دارد و بنابراین از تشخیص و شناسایی بهتر ضایعات پارانشیمی و در عین حال کاهش دوز اشعه ایکس سود می برد. بر این اساس، در بخش های فرعی این بررسی، برخی از برنامه های کاربردی کلیدی را ارائه می کنیم که بر اساس تجربه ما، می توانند از عملکردهای با وضوح فوق العاده بالا (UHR) بهره ببرند. با استفاده از اندازه ماتریس بالاتر (مثلاً ۱۰۲۴-۲۰۴۸)، ضخامت برش نازکتر (مثلاً تا ۰.۱۵ میلی متر) و فیلترهای فرکانس بالاتر، می توان این دوزها را با دوزهای تشعشعی که مشابه/کمتر از سیستم های CT فعلی هستند به دست آورد.

تصویربرداری ندول ریه

CT طیفی فوتون شمارش گره های ریه را به خوبی تشخیص می دهد. در یک مطالعه فانتوم که در آن ارزیابی کیفیت تصویر مبتنی بر وظیفه از تصویربرداری گره را انجام دادیم، دریافتیم که میزان نویز کاهش می یابد در حالی که وضوح فضایی بهبود می یابد، که منجر به تشخیص بیشتر گره های جامد و شیشه زمین (GGNs) نسبت به EIDCT می شود. جالب توجه است، شکاف تشخیص پذیری بین پلتفرم های مختلف برای GGN ها مشخص تر بود، که می تواند با بهره بالاتر SPCCT در تشخیص وظایف کم کنتراست توضیح داده شود. به عنوان مثال، ما دریافتیم که در شرایط کم دوز، یک GGN ۲ میلی متری که به سختی با EID-CT قابل توجه است، می تواند با SPCCT تجسم شود. علاوه بر این، ما دریافتیم که سطوح قوی تری از بازسازی تکراری را می توان با SPCCT نسبت به EID-CT استفاده کرد. این به دلیل کاهش وضوح فضایی و تأثیر کمتر بر بافت نویز نسبت به بازسازی تکراری با EID-CT است که منجر به بهینه سازی دوز شدیدتر و پذیرش فناوری توسط رادیولوژیست ها می شود. CT. شمارش فوتون طیفی حجم گره های ریه را با دقت بیشتری

کمیت می کند. در یک مطالعه فانتوم، ما دریافتیم که در مقایسه با حالت با وضوح بالا EID-CT، SPCCT حجم ندول‌های گرد جامد را - با یا بدون سنبله - بسیار بهتر برآورد می‌کند، علی‌رغم دست‌کم‌گرفتن در مقایسه با حقیقت اصلی، ۲۴ با این وجود، هنوز نشانگرهای دقیق تر و قوی تر از تکامل گره‌های ریه را ارائه می‌دهد CT. طیفی شمارش فوتون می‌تواند اشکال و اجزای ندول ریه را با دقت بیشتری مشخص کند. در یک مطالعه فانتوم، متوجه شدیم که SPCCT شکل گره‌های جامد را با دقت بیشتری نسبت به EID-CT با وضوح بالا تخمین می‌زند که منجر به شناسایی دقیق تر بافت‌های اطراف می‌شود. این امر به ویژه برای توصیف رابطه آنها با عروق پیشنهاد شده به عنوان نشانگر بدخیمی مفید خواهد بود. برای نتیجه‌گیری، یک مطالعه موردی GGN در شکل ۳ ارائه شده است تا همه این انتظارات را نشان دهد.

تشخیص فیروز ریوی و اطمینان از آن

ویژگی‌های کلیدی فیروتیک را می‌توان به راحتی با SPCCT مشاهده کرد که منجر به اطمینان تشخیصی بهتر برای فیروز ریوی می‌شود. در تجربه ما، SPCCT تشخیص تمام ضایعات فیروتیک و به طور خاص تر، ضایعات فیروتیک اولیه، مانند شبکه داخل لوبولار و برونشیولکتازی را که به سختی در EID-CT قابل مشاهده هستند، بهبود بخشید. این می‌تواند منجر به تشخیص زودهنگام شود و نقش مهمی در مدیریت بیماران با خطر بالای ابتلا به فیروز ریوی مرتبط با اسکروز سیستمیک، پنوموکونیوز، مصرف مزمن تنباکو، یا باقی مانده طولانی مدت COVID-۱۹ ایفا کند (شکل ۴). این نتیجه نتیجه مطالعه Inoue و همکاران ۳۳ را تأیید می‌کند که نشان داد SPCCT از نظر کیفیت تصویر برای تشخیص شبکه، کدورت شیشه زمین و الگوهای موزاییک بهتر از EID-CT عمل می‌کند در حالی که امتیاز احتمال بالاتری را برای معمول در ذات الریه تراستیتال می‌دهد. (UIP). علاوه بر این، SPCCT ترسیم تمام ضایعات فیروتیک را بهبود می‌بخشد و تمایز بین برونشیولکتازی و لانه زنبوری را آسان تر می‌کند. مطالعه اولیه ما با تصویربرداری UHR SPCCT ریه نشان داد که ضایعات کیستیک ساب پلورال (که در غیر این صورت به عنوان لانه زنبوری شناخته می‌شدند) به برونشکتازی محیطی متصل هستند. در نتیجه، تعداد قابل توجهی از موارد UIP «معمولی» ممکن است طبق تعریف انجمن فلیشر UIP «محتمل» باشد. در مجموع، این ویژگی‌های کلیدی به ویژه به توصیف و تعیین کمیت نشانگرهای زیستی فیروز (معروف به نشانگرهای شدت) با استفاده از تقسیم‌بندی مبتنی بر یادگیری عمیق دستی یا خودکار کمک می‌کند.

تصویربرداری برای آمبولی حاد یا مزمن ریه

CT شمارش طیفی فوتون به تشخیص بیشتر آمبولی ریوی حاد و مزمن کمک می کند. در مطالعه ما، ویژگی های عروقی مرتبط با آمبولی ریه در شریان ها تا نواحی ساب سگمنتال به راحتی قابل شناسایی بودند (شکل ۵). این مورد برای نوارها و تارهای کوچکی بود که به سختی در EID-CT قابل مشاهده بودند، که منجر به افزایش قابل توجهی در بار لخته شد. این امر به ویژه برای هدایت استراتژی درمانی فعلی، چه برای درمان جراحی یا اندوواسکولار مفید خواهد بود.

تصویربرداری برای بیماری های راه هوایی کوچک

بیماری های کوچک راه های هوایی را می توان به راحتی با SPCCT ارزیابی کرد. در مطالعه بر روی یک انسان داوطلب سالم، وضوح تصویر و واضح بودن راه های هوایی دیستال و دیواره های آنها تا برونش های مرتبه چهارم را نشان دادیم. ۱۳ در بیماران، SPCCT تجسم عالی دیواره های برونش را برای نظارت بر ضخیم شدن و همچنین نظارت بر ضخامت آنها نشان داد. میکروندول های مرکز لوبولار مانند آنهایی که در برونشولیت انسدادی دیده می شوند (شکل ۶). ۳۶ علاوه بر این، SPCCT کنتراست گیر انداختن هوا را افزایش می دهد، که منجر به تجسم بهتر الگوهای موزاییکی همانطور که قبلاً نشان داده شده است. پاسخ به درمان و پیش بینی تشدید بیماری های تنفسی مانند بیماری انسدادی مزمن ریه با دقت بیشتری

کاربردهای قلبی

سال هاست که سی تی کرونری به عنوان دروازه بان برای تحقیقات بیشتر، به ویژه آنژیوگرافی عروق کرونر تهاجمی در نظر گرفته می شود و اکنون به عنوان اولین آزمایش انتخابی توصیه می شود.

محدودیت های باقی مانده CT عروق کرونر شامل ارزیابی لومن زمانی که پلاک ها یا استنت های کلسیفیه به شدت وجود دارد، به ویژه موارد کوچک، و تجزیه و تحلیل اجزای پلاک است. علاوه بر این، CT پرفیوژن گذر اول می تواند با ارائه اطلاعاتی در مورد اهمیت همودینامیک تنگی عروق کرونر، معاینات CT عروق کرونر را تکمیل کند. مناطق با افزایش دیورس را می توان با اکتساب فاز دیورس تشخیص داد که از جمله موارد دیگر، میوکارد در فارکشن یا میوکاردیت است. تجزیه و تحلیل میوکارد به دلیل وضوح کنتراست پایین EID-CT می تواند دشوار باشد. آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری همچنین جایگاهی مرکزی در برنامه ریزی پیش از مداخله و قبل از جراحی برای آسیب شناسی دریچه ها دارد. با این حال، این نوع اسکن عمدتاً برای اندازه گیری استفاده می شود، نه برای تشخیص اولیه، زیرا ارزیابی دریچه ها به دلیل

ساختار بسیار نازک آنها دشوار است CT. شمارش فوتون طیفی به طور بالقوه می تواند بر اکثر این محدودیت ها غلبه کند.

ارزیابی لومن کرونری

با بهبود تفکیک فضایی می توان با SPCCT آرتیفکت های شکوفه را کاهش داد. کلسیفیکاسیون و تجزیه و تحلیل استنت می تواند ثابت کند که برخی از EID-CT به دلیل گلدهی آرتیفکت ها مشکلی ندارند، اما احتمالاً می توان با SPCCT بهبود یافت. در واقع، آزمایش های فانتومی نشان داده اند که حجم کلسیفیکاسیون ها با SPCCT کوچک تر و به واقعیت نزدیک تر است تا با EID-CT ۴۳ در انسان، کاهش آرتیفکت های در حال شکوفه منجر به تخمین بهتر نفوذپذیری لومن می شود. برای استنت های کرونر هم در فانتوم ها و هم در انسان ها اعمال می شود. ۲۱ آرتیفکت های گل دهی کاهش می یابند و در نتیجه ساختار استنت نازک تر به نظر می رسد. پس از آن، ارزیابی لومن و ضایعات داخل روده، و همچنین ساختارهای اطراف، از جمله کلسیفیکاسیون ها، همانطور که قبلاً منتشر شده بود و در شکل ۷ نشان داده شده است، آسان تر است. کیفیت تصویر ذهنی نیز بسیار بهتر از EID-CT است. ۲۱. این عملکرد بهبود یافته باید منجر به کاهش آنژیوگرافی عروق کرونر تهاجمی برای بیماران مبتلا به عروق کرونر شدیداً کلسیفیه و استنت های کوچک شود.

شناسایی پلاک و ارزیابی کلسیفیکاسیون

اجزای پلاک به راحتی با SPCCT مشخص می شوند و کلسیفیکاسیون به طور خاص تری شناسایی و ارزیابی می شود. اگرچه ویژگی های خاصی از پلاک آسیب پذیر را می توان با EID-CT شناسایی کرد، اما هنوز برای تشخیص اجزای بافت نرم غیرممکن است. با SPCCT، به دلیل افزایش وضوح فضایی، حجم نسبی اجزای مختلف را می توان بهتر تخمین زد. ۴۶ در یک نمونه ex vivo، چربی داخل پلاک را می توان از دیواره عروقی و همچنین از بافت چربی اطراف عروقی به دلیل تفاوت در آن متمایز کرد. اثرات الکتریکی عکس و Compton، که نیاز به بررسی در داخل بدن دارند. انتظار می رود که همه این ویژگی ها با هم ترکیب شوند تا خصوصیات پلاک را تا حد زیادی بهبود بخشند و تشخیص پلاک مستعد پارگی را تسهیل کنند. با این وجود، دانش فعلی ممکن است نیاز به به روز رسانی داشته باشد، زیرا اطلاعات دقیق تر و بیشتر در مورد ترکیب پلاک در دسترس است. طبقه بندی دیگری که به احتمال زیاد نیاز به تنظیم دارد، نمره کلسیم است. اول، مطالعات SPCCT فانتوم ۲۲،۲۵ نشان می دهد که تعداد بیشتری از کلسیفیکاسیون های با اندازه کوچکتر را می توان شناسایی کرد، که اگر در انسان تایید شود، ممکن است منجر به طبقه بندی مجدد و طبقه بندی مجدد خطر شود. علاوه بر

این، اگرچه امتیاز کلسیم محاسبه شده با پارامترهای به خوبی تثبیت شده بین EID-CT و SPCCT قابل مقایسه است، نسبت کنتراست به نویز با SPCCT ۴۸ بالاتر است و چگالی کلسیفیکاسیون ها بسته به سیستم CT و ضخامت برش متفاوت است. ۲۲. با تشکر برای بهبود پیش‌بینی خطر قلبی عروقی و طبقه‌بندی با SPCCT، بیماران احتمالاً از پیشگیری و درمان بیشتر بهره‌مند می‌شوند که تأثیر آن با پیگیری SPCCT مشخص می‌شود.

ارزیابی میوکارد

CT با شمارش فوتون طیفی، وضوح کنتراست بهتر بافت های نرم، از جمله میوکارد را امکان پذیر می کند. در تجربه ما، تشخیص تفاوت در پرفیوژن گذر اول میوکارد در حالت استراحت با (SPCCT شکل ۸) آسان تر از EID-CT است. محل های تقویت دیررس نیز آسان تر در داخل میوکارد قرار می گیرند، حتی در اوج کیلوولتاژ بالا (مثلاً ۱۲۰ کیلو ولت بر ثانیه). این ویژگی ها را می توان با تصویربرداری طیفی بیشتر بهبود بخشید (به بخش فرعی تصویربرداری تک رنگ مجازی و تجزیه مواد به ۲ ماده مراجعه کنید). بنابراین، انتظار می رود که محاسبه حجم خارج سلولی، حتی با تنها ۱ کسب، دقیق تر باشد. ما انتظار داریم که این ویژگی ها منجر به استفاده گسترده تر از پرفیوژن CT- با اطمینان تشخیصی بهتر شود که SPCCT را به عنوان یک راه حل برای بیماری عروق کرونر تعیین می کند، نقشی که زمانی برای EID-CT پیش‌بینی می شد، اما هرگز به طور کامل انجام نشد. علاوه بر این، SPCCT نقش اصلی را در تشخیص بیماری حاد میوکارد در کنار تصویربرداری رزونانس مغناطیسی قلب یا به جای آن ایفا می کند.

سایر ساختارهای قلبی

ساختارهای بسیار کوچک را می توان با SPCCT تجسم کرد، و برگه های دریچه ای مانند آنچه در شکل ۹، آکوردها، ترابکول ها، و دیگر ساختارهای دیاک کوچک خودرو، همگی از وضوح فضایی بهبود یافته SPCCT بهره می برند. ۱۴ مزایای بالینی مورد انتظار بی شمار است، از بهبود تجزیه و تحلیل دریچه ای تا تشخیص آسان تر کاردیومیوپاتی ها مانند عدم تراکم

تصویربرداری عروق

از آنجایی که عروق بسیار نازک را می توان با SPCCT مشاهده کرد، درجه تنگی در رگ های به شدت کلسیفیه شده را می توان بهتر تخمین زد (شکل ۱۰) و آسیب شناسی های داخل روده به راحتی قابل مشاهده است. ساختارهایی که به ویژه از این ویژگی ها سود می برند شامل شریان های کاروتید ۲۷،۴۹ و شریان های مهره ای هستند که علاوه بر محدودیت های کلی EID-CT که در بالا ذکر شد، نزدیکی به استخوان ها می تواند برای ارزیابی صحیح لومن مضر باشد. شکوفایی و سایر آثار هنری توسط SPCCT کاهش می یابد و امکان ارزیابی دقیق تنگی بسیار شدید شریان مهره ای ناشی از استئوفیت ها را فراهم می کند. بهتر با SPCCT مشخص شود. زخم های کوچک و بی نظمی پلاک ها و لایه های انیما نیز باید راحت تر تشخیص داده شوند. از آنجایی که عروق کوچکتر، دیستال تر، کلسیفیه تر و شریان های مجاور استخوان ها و استنت ها قابل ارزیابی هستند، انتظار می رود که روش های آنژیوگرافی تهاجمی تشخیصی تبدیل به حکایتی شوند.

متفرقه

CT شمارش فوتون طیفی مزایایی را برای کاربردها در مناطق مختلف تشریحی نشان داده است. ساختار استخوان بهتر مشخص می شود، با پیشرفت های چشمگیر برای استخوان تراکولار (شکل ۱۱)، که تشخیص ناهنجاری هایی مانند متاستاز ۵۰ و ضایعات مای لوما را تسهیل می کند. همچنین می توان به راحتی با SPCCT ۵۲ تجسم کرد (شکل ۱۱). در نهایت، استخوان تمپورال و استخوان های کوچک گوش داخلی را می توان با SPCCT بهتر از EID CT به تصویر کشید، و ساختارهای خاصی نمره های ذهنی دریافت می کنند که کیفیت تصویر تقریباً عالی را نشان می دهد. انتخابی برای ارزیابی مورفولوژی استخوان، می تواند توسط SPCCT بیشتر ثابت شود و حتی برای تشخیص بیماری هایی مانند استئوتیت و ضایعات ثانویه در مراحل اولیه استفاده شود. برای کاربردهای شکمی، ترکیبی از تمام ویژگی های ذکر شده قبلی SPCCT به بهبود کیفیت تصویر اندام ها و بیماری های مختلف کمک می کند. با این وجود، از آنجایی که اکثر آسیب شناسی های شکمی که بر اندام هایی مانند کبد، طحال، کلیه ها و لوزالمعده تأثیر می گذارند قابل مشاهده هستند، به دلیل تفاوت در تضاد بین کیما و ضایعات پران طبیعی، انتظار می رود که بیشتر مزایا از ویژگی های طیفی SPCCT حاصل شود.

تصویربرداری با دوز کم و فوق العاده کم

با SPCCT، دوز اشعه ایکس به طور قابل توجهی در مقایسه با EID-CT کاهش می یابد. در تجربه ما، دوز کلی ۵٪ با کاهش ۴۰٪ و ۱۰٪ برای برنامه های قلبی و ریوی، به ترتیب کاهش یافت. در مجموع، انتظار می رود که مزایای SPCCT ابزار کارآمدتری برای راهبردهای با دوز کم و فوق کم برای غربالگری ریه، تصویربرداری کودکان و پیگیری مکرر سرطان یا مدیریت بیماری مزمن باشد.

تصویربرداری تک رنگ مجازی

تصویربرداری تک رنگ مجازی (VMI) ابزاری است که در حال حاضر در تمام پلتفرم های CT با انرژی دوگانه موجود است. در انرژی کم، یعنی ۴۰ کو، VMI باعث افزایش CT میرایی ید و به طور کلی بافت با جذب فوتوالکتریک بالا می شود. این امر نسبت کنتراست به نویز ضایعات یا عروق افزایش یافته را بهبود می بخشد و بار ید را برای سطح رضایت بخشی از کدورت رگ کاهش می دهد. بهبود تجسم بافت های اطراف بافت های با ضعیف کننده بالا، عروق یددار، ۶۰ یا ساختارهای فلزی مانند استنت ها یا پروتزها. در تجربه ما، مزایای استفاده از VMI با SPCCT به ترکیبی از تمام مزایای فنی متکی است. وضوح فضایی بهبود یافته، تمایز بهبود یافته بین اثرات فوتوالکتریک و کامپتون، و همچنین بازده دوز بیشتر و وزن فوتون های کم انرژی. در مجموع، VMI همراه با SPCCT باید اجازه دهد، به عنوان مثال، آنژیوگرافی SPCCT ریوی UHR برای ارزیابی بهتر فشار خون ریوی مزمن ترومبوآمبولیک (شکل ۱۲) و فیزیولوژی SPCCT angiogra کرونری UHR برای شناسایی شریان های کرونری دیستال ۱۴،۲۶ و بهتر می توان به تجسم قلبی اشاره کرد. انفارکتوس (شکل ۸).

تجزیه مواد به ۲ ماده

تصویربرداری تجزیه مواد به ۲ ماده در حال حاضر در پلتفرم های CT با انرژی دوگانه در دسترس است، اما به نظر می رسد که به دلیل تمام مزایای ذکر شده قبلی، بسیار ثابت شده است. موقعیت تجزیه مواد به هر بافت اجازه می دهد تا به ۲ ماده با ضرایب جذب خطی مختلف طراحی شود. بنابراین، نمی تواند به طور خاص بافت هایی را با ضرایب جذب خطی در فاصله مشابهی از مواد انتخابی، مانند کلسیم، که در تصاویر آب و ید توزیع می شود، متمایز کند. با این وجود،

این نقشه ها دارای مزایای زیادی هستند، از جمله ارزیابی عملکردی پرفیوژن اندام مانند میوکارد، ۵۵ ریه، ۶۳ یا دستگاه گوارش (شکل ۱۳).

تصویربرداری رنگی K-Edge

مزایای ذکر شده در بالا، اگرچه برخی از مزایای اساسی اما مهم SPCCT را نسبت به تصویربرداری CT معمولی نشان می دهد، اما هنوز بر مهم ترین سهم SPCCT تأکید نمی کند: تصویربرداری با لبه K رنگی. تصویربرداری رنگی لبه K، مرزهای انرژی را در نزدیکی انرژی های لبه K عناصر قرار می دهد، که به عنوان انرژی اتصال بین لایه الکترونیکی داخلی و اتم تعریف می شود. این بدان معنی است که ماده کنتراست را می توان به طور خاص و کمی شناسایی کرد و امکان تصویربرداری خاص همزمان از عوامل کنتراست لبه K مانند طلا و گادولینیوم و تمایز آنها از بافت اطراف و عوامل کنتراست غیر K-Edge مانند عوامل مبتنی بر ید را فراهم می کند. ۱،۵۶۴-۸۲ این رویکرد جدید ممکن است یک مزیت برای کاوش رویکردهای جدید مانند انجام تصویربرداری سی تی ارگان دو فازی با ارائه همزمان یک بهبود خاص پس از تزریق متوالی مواد حاجب مبتنی بر ید و گادولینیوم یا برای انجام یک تصویربرداری سی تی مولکولی با نظارت بر بار ماکروفاژها در پلاک های آترواسکلروتیک پرخطر.

2-1-2 اصول و تکنیک های فناوری سی تی انرژی دوگانه و چند انرژی

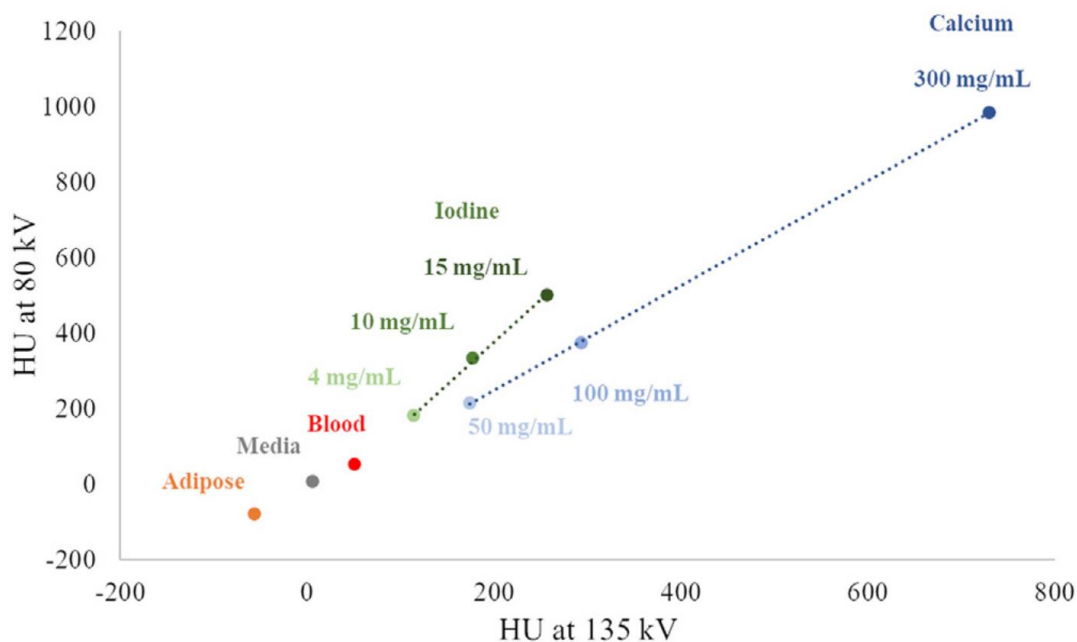
2-1 مبنای فیزیکی

تصویربرداری سی تی بر اساس اندازه گیری ضرایب جذب خطی بافت های مختلف است که پرتو اشعه ایکس از آن عبور می کند. هر بافت بسته به چگالی فیزیکی و عدد اتمی و همچنین انرژی پرتو، ضریب جذب خطی خود را دارد. در طول برهمکنش بین اشعه ایکس و ماده، فوتون ها توسط محیط زیستی بر اساس قانون نمایی که عاملی از اثر فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون است، ضعیف می شوند. در بدن انسان، پرتو اشعه ایکس از تعداد نامتناهی بافت با چگالی های مختلف برای یک برآمدگی معین عبور می کند و درک تعامل بین فوتون ها و ماده را بسیار دشوار می کند. برای شناسایی ضریب تضعیف خطی (m) هر بافتی که پرتو از آن عبور می کند، برآمدگی های متعددی در اطراف یک جسم یا بیمار با استفاده از

سیستم‌های CT مارپیچ انجام می‌شود. در طول فرآیند بازسازی، هر وکسل بر اساس m بافت موجود در آن، در مقایسه با m آب، به عنوان یک مرجع، به مقدار واحد هانسفیلد (HU) اختصاص داده می‌شود.

با استفاده از CT معمولی، تنها یک طیف اشعه ایکس استفاده می‌شود و اندازه‌گیری تضعیف یکپارچه می‌شود، در نتیجه تمام وابستگی انرژی یک بافت خاص از بین می‌رود. متأسفانه، برای انرژی یکسان پرتو ایکس، اگر m دو بافت مشابه باشند (مثلاً کلسیم و استخوان)، مقدار HU یکسان به هر دو بافت اختصاص داده می‌شود و تمایز آنها دشوار خواهد بود. برای غلبه بر این محدودیت، زمینه جدیدی در فناوری CT با نام «تصویربرداری CT طیفی» توسعه یافته است.

ایده کلی این است که از داده‌های وابسته به انرژی بافت، عمدتاً با اندازه‌گیری و تمایز بین بافت‌ها بر اساس اثر فوتوالکتریک وزنی و پراکندگی کامپتون، استفاده کنیم.



شکل 1-2 نمونه ای از تصویر هندسی فرآیند تجزیه مواد در مواد مختلف بر اساس ضریب خطی جذب آنها (تضعیف CT در انرژی های کم و زیاد. داده ها بر روی یک فانتوم CT چند انرژی Gammex TMT echnology با یک سیستم Aquilion ONE سیستم های پزشکی Canon به دست آمد.

DECT بر اساس اکتساب یا تشخیص دو طیف فوتون، یکی پر انرژی و دیگری کم انرژی است. آلواریز و ماکوسکی فرمولی را برای محاسبه نقش اثر فوتوالکتریک و اثر کامپتون در ضریب تضعیف (m) بافت برای انرژی معین (E) تعریف کردند.

دو تابع ریاضی شناخته شده که فقط به انرژی پرتو فوتون بستگی دارند ap و ac ضرایبی هستند که به ترتیب سهم اثر فوتوالکتریک و کامپتون را توصیف می کنند.

این مقادیر فقط به عدد اتمی بافت (Z) بستگی دارد. از دو مجموعه داده در دو انرژی مختلف که در هنگام اکتساب یا تشخیص به دست می آیند، می توان یک سیستم دو معادله را با دو مجهول ap و ac حل کرد.

2-2 ایجاد تصویر طیفی

انواع مختلف تصاویر تولید شده توسط پلتفرم های DECT بر اساس ترکیب مجدد مقادیر ap و ac هر وکسل است.

این بازسازی را می توان در حوزه طرح ریزی یا در حوزه تصویر بسته به وضوح زمانی تکنیک انجام داد. در واقع، پلتفرم های DECT با وضوح زمانی خوب، امکان بازسازی از داده های خام در حوزه طرح ریزی را فراهم می کنند. برعکس، دامنه تصویر برای پلتفرم هایی استفاده می شود که نمی توانند انسجام زمانی کافی بین دو طیف به دست آمده ارائه دهند. به این بازسازی مبتنی بر تصویر نیز می گویند. جفت تصویر مبتنی بر فوتوالکتریک و کامپتون برای تولید چندین نوع تصویر پردازش می شود.

2-2-1 تصاویر تجزیه مواد

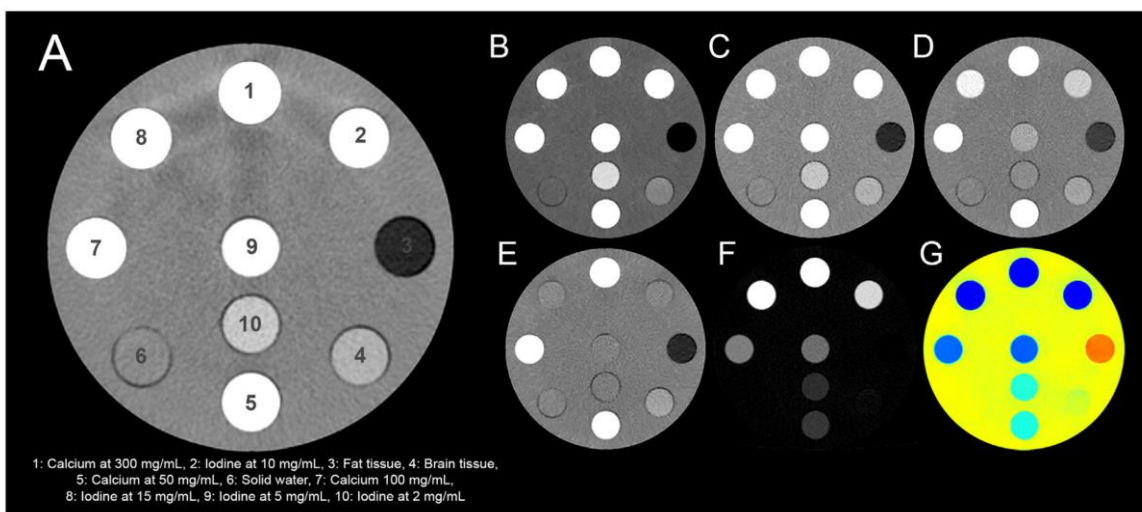
تجزیه مواد معمولاً بر اساس تضعیف kVp کم و زیاد دو یا سه ماده مانند یُد، آب و کلسیم است. خصوصیات این مواد اساسی شناخته شده و مورد استفاده است. هر ماده ای را می توان به عنوان تابعی از HU در kVp کم و زیاد بیان کرد، بنابراین غلظت آن در بافت ها قابل تشخیص و تعیین کمیت است. با این روش، چندین ماده موجود در بافت ها (مانند یُد، آب یا کلسیم) را می توان در طول معاینه شناسایی کرد (شکل ۱). با این حال، شناسایی و مشخص کردن اجزای با مقادیر HU بسیار مشابه مانند خون و آب دشوار است. اصل شناسایی مواد با توجه به مواد پایه در شکل ۱ نشان داده شده است.

بنابراین می توان یک ماده را با توجه به موقعیت آن نسبت به مواد اولیه شناسایی کرد. شیب منحنی ماده ای با غلظت های مختلف (مثلاً ید یا کلسیم) را مشخص می کند و موقعیت ماده روی منحنی خود به غلظت آن بستگی دارد. تجزیه مواد امکان تولید تصاویر را به صورت مجازی بدون استخوان (غیر کلسیم مجازی) برای ارزیابی ادم مغز استخوان یا ید (تصاویر غیر کنتراست مجازی یا مجازی تقویت نشده) برای جایگزینی فاز بدون کنتراست یا برعکس، با افزایش می دهد. در تضاد با نوعی پوشش ید روی تصاویر (تصویربرداری نقشه ید) (شکل ۲). در نقشه ید، غلظت ید را می توان در ضایعات برای مرحله بندی تومور و خصوصیات یا هر اندامی با ارزیابی پرفیوژن آن اندازه گیری کرد. از نقشه های تصویری مواد نیز می توان برای درمان در پرتودرمانی استفاده کرد. استفاده از DECT برای تولید نقشه های چگالی الکترون نسبت به آب و عدد اتمی موثر (Z) پیش بینی نسبت توان توقف را برای محاسبه دوز در مقایسه با تکنیک CT تک انرژی بهبود می بخشد. برای فوتون درمانی، مزیت اصلی بهبود کانتورینگ اندام در معرض خطر و حجم هدف، با استفاده از تفریق ید، به ویژه در درمان است. برنامه ریزی، زمانی که عروق بزرگ مانند قلب یا مثانه برای افزایش کنتراست بالا تزریق می شوند.

2-2-2 تصاویر تک رنگ مجازی (VMI)

تصاویر تک رنگ مجازی (VMI) ظاهر تصاویر به دست آمده با یک منبع اشعه ایکس تک رنگ را شبیه سازی می کنند. آنها توسط فرآیندی معادل تجزیه مواد با استفاده از اثر فوتوالکتریک و کامپتون تولید می شوند.

در عمل، سیستم ها طیف وسیعی از سطوح انرژی، از ۳۵ تا ۲۰۰ کو بر اساس پلت فرم DECT را ارائه می دهند. بسته به کاربرد بالینی، این تصاویر نسبت کنتراست به نویز (CNR) را با استفاده از مقادیر سطح انرژی پایین (۴۰ تا ۷۰ کیلو ولت) بهبود می بخشد که باعث کاهش حجم ماده حاجب و کاهش آثار باستانی تصویر (سخت شدن پرتو، شکوفایی) می شود.



شکل 1-2: تصویری از قابلیت‌های CT با انرژی دوگانه طیفی موجود در تمام پلت‌فرم‌های CT انرژی دوگانه فعلی.

A، تصویر معمولی از فانتوم CT چند انرژی (GammexTM Technology) که ۱۰ درج ساخته شده از بافت‌های مختلف را نشان می‌دهد که از آنها مشخصات آنها آشکار خواهد شد.

با استفاده از تصاویر طیفی B، C، D، تصاویر تک رنگ مجازی در ۴۰، ۷۰ و ۱۳۵ کو به ترتیب، که افزایش ید مورد انتظار از کلسیم و ید را در کو کم ولت نشان می‌دهد.

E، تصویر غیر کنتراست مجازی که یک تصویر معمولی را بدون جزء ید شبیه سازی می‌کند. این موضوع چگالی کم را برای درج‌های یددار با شماره‌های ۲، ۸، ۹ و ۱۰ توضیح می‌دهد.

F، تصویر ید که جزء ید را در درج‌های یددار به شماره‌های ۲، ۸، ۹ و ۱۰ نشان می‌دهد. با توجه به محدودیت تجزیه مواد تنها به دو انرژی، اجزای کلسیم موجود در درج‌های شماره ۱، ۵ و ۷ در تصاویر ید قابل توجه است. تصویر G، Z-effective، که میانگین عدد اتمی یک بافت را اندازه‌گیری می‌کند. این نقشه کنتراست جدیدی را در CT مانند قابل مشاهده با درج شماره ۳ که از چربی ساخته شده است، می‌دهد بافت (یعنی عدد اتمی کم)

3-2 جنبه‌های تکنولوژیکی پلت‌فرم‌های CT با انرژی دوگانه

چندین پلت‌فرم DECT برای تولید یا شناسایی این دو موجود است طیف فوتون در انرژی بالا و پایین تکنیک‌ها و اجراهای طیفی متفاوت است و انواع مختلفی از تصاویر طیفی بسته به سازنده موجود است.

جدول 1-2: انواع مختلف تصاویر طیفی موجود بر روی پلت‌فرم‌های مختلف CT با انرژی دوگانه.

Table 1

Different types of spectral images available on the different dual-energy CT platforms.

Image purpose	Canon	GE	Philips	Siemens
Simulate attenuation at a chosen single energy	Virtual monochromatic images (35 to 135 keV or 200 keV*)	Monochromatic images (40 to 140 keV)	Monoenergetic (40 to 200 keV)	Monoenergetic images (40 to 190 keV)
Simulate a non-contrast phase generated from a contrast acquisition	Virtual non-contrast image	Virtual unenhanced image	Virtual non-contrast image	Virtual non-contrast image
Iodine content material decomposition	Iodine map image	Material decomposition	Iodine no water	Iodine map image
Iodine content material suppression	–	Material suppressed iodine (MSI)	Iodine density	–
Material characterization (Z effective)	Z effective image	Effective Z	Z effective	DE Rho/z
Material characterization (Electron density)	Electron density image	–	Electron density	DE Rho/z
Calcium content material decomposition	Ca/H ₂ O and H ₂ O/Ca images	Material decomposition	Calcium suppression	Bone marrow image
Uric acid content material decomposition	Uric acid curve	Material decomposition	Uric acid	DE gout image
Liver fat content material decomposition	–	GSI Fat	–	Liver VNC/ Fat map image

1-2-3 سیستم های پزشکی Canon

برای سیستم های پزشکی کانن، دو طیف فوتون از سه تکنیک مختلف اکتساب طیفی برای پنج سیستم CT به دست می آیند. پارامترهای اکتساب و بازسازی به سیستم CT بستگی دارد و در جدول به تفصیل آمده است.

جدول 2-2: ویژگی های اصلی پلت فرم های سی تی انرژی دوگانه سیستم های پزشکی Canon

Table 2

Main characteristics of dual-energy CT platforms of Canon Medical Systems.

Model	Aquilion One Prism	Aquilion One Genesis	Aquilion Prime SP	Aquilion Exceed LB	Aquilion Lightning SP
DECT platform	Rapid kVp Switching	Rotate-rotate axial or Helical kVp switching	Helical kVp switching	Rotate-Rotate Axial or Helical kVp switching	Helical kVp switching
kVp available	80/135	80/135; 100/135	80/135; 100/135	80/135; 100/135	80/135; 100/135
Total filtration (eq mmAl)*	11.7 mm*	11.7 mm*	11.7 mm*	11.7 mm*	8.35 mm*
mA range	from 230 to 650	from 50 to 570	from 50 to 570	from 50 to 570	from 50 to 420
TCM system used	SureExposure 3D	SureExposure 3D	No	No	No
Beam collimation range (mm)	Volume: from 40 to 160 & Helical: from 40 to 80	Volume: from 40 to 160 & Helical: from 40 to 80	Helical: 40	Axial & Helical: 40	Helical: 40
Rotation time range (s)	from 0.275 to 1	from 0.275 to 1	from 0.35 to 1	from 0.5 to 1	from 0.35 to 1
Pitch range	from 0.5 to 5	Volume: no pitch & Helical: Automatic pitch	Automatic pitch	Volume: no pitch & Helical: Automatic pitch	Automatic pitch
Temporal resolution max (ms)	137	137	175	250	175
Cardiac gating	Yes	No	No	No	No
Raw data or images space	Raw data	Raw data or images	Images	Raw data or images	Images
Reconstruction algorithm	DLSR	AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D	AIDR 3D

حالت چرخش-چرخش محوری kVp (چرخش-چرخش با انرژی دوگانه) شامل انجام یک چرخش بر روی حجمی با ولتاژ لوله پایین (۸۰ یا ۱۰۰ کیلو ولت بر ثانیه) و سپس چرخش دیگری بر روی همان حجم با ولتاژ لوله بالا (۱۳۵ کیلو ولت بر ثانیه) است. بین این دو چرخش، چرخش دیگری بدون تابش اشعه ایکس انجام می شود تا به سیستم CT اجازه دهد دو لوله ولتاژ را معکوس کند. دو اکتساب بر روی یک حجم محوری بین ۴۰ تا ۱۶۰ میلی متر بسته به انجام می شود

روی سیستم سی تی با این حالت اکتساب می توان از سیستم مدولاسیون جریان لوله استفاده کرد. فرآیند تجزیه مواد بر روی داده های خام انجام می شود و سطوح انرژی VMI از ۳۵ تا ۱۳۵ کو ولت است.

در حالت سوئیچینگ kVp حلزونی (مارپیچ با انرژی دوگانه)، اکتساب در حالت مارپیچ با تغییر kVp ۸۰ یا ۱۰۰ kVp و ۱۳۵ kVp در هر چرخش انجام می شود. برای این منظور، پیش بینی ها بیش از ۳۶۰ درجه با زمان تعویض ۰٫۱ تا ۰٫۲

ثانیه به دست می‌آیند. یک حالت اسکن جزئی برای اهداف کاهش دوز وجود دارد که تابش مستقیم اندام‌های حساس به پرتو را محدود می‌کند. این حالت پرتوهای ایکس را زمانی که لوله در موقعیت صفر قرار دارد با دوره بدون نوردهی قبل از رسیدن به ۰ درجه و یک دوره مشابه بعد از ۰ درجه قطع می‌کند. میز به آرامی با هر چرخش و ضربه گام پایین به طور خودکار توسط سیستم CT با توجه به زمان چرخش تنظیم می‌شود. با این حالت اکتساب، نمی‌توان از سیستم مدولاسیون جریان لوله استفاده کرد. فرآیند تجزیه مواد در حوزه تصویر و سطوح انرژی VMI ها با انرژی از ۸۰ تا ۱۳۵ کیلو ولت انجام می‌شود. سوئیچینگ سریع kVp شامل تغییر سریع و مکرر (< ۱ ms از زیاد) ۱۳۵ kVp به kVp پایین (۸۰ kVp) در حین چرخش آشکارساز لوله در اطراف بیمار است. در طول چرخش، زمان چرخش (با تعداد برجستگی‌ها) به دو قسمت مساوی بین دو لوله و لتاز تقسیم می‌شود. این سوئیچینگ پتانسیل لوله، جمع‌آوری داده‌ها را از دو طیف مختلف انرژی، از نظر زمانی و مکانی، به طور نزدیک تراز می‌کند. بازسازی طیفی با تبدیل‌نماهای به دست آمده با یک انرژی به انرژی دیگر برای ایجاد نماهای یادگیری عمیق با استفاده از یک شبکه عصبی عمیق آموزش دیده کار می‌کند.

طیفی یادگیری عمیق حالت اکتساب فقط با سیستم Aquilion ONE Prism CT در دسترس است. سوئیچینگ سریع kVp را می‌توان به صورت ماریپچ (با گام بین ۰,۵ تا ۱,۵ و برخورد پرتوهای ۴۰ و ۸۰ میلی متر) یا محوری (با حجم‌های ۴۰ و ۱۶۰ میلی متر) انجام داد. می‌توان از سیستم مدولاسیون جریان لوله و حالت قلبی با دروازه استفاده کرد. فرآیند تجزیه مواد انجام می‌شود. در خود دامنه داده خام به جای پس از بازسازی در حوزه تصویر. این به این دلیل است که نشان داده شده است که تجزیه مبتنی بر داده‌های خام کمتر تحت تأثیر سخت شدن پرتو و سایر سوگیری‌هایی است که هنگام تجزیه مواد در حوزه تصویر رخ می‌دهد. سطوح انرژی VMI ها تصاویری در مقیاس خاکستری در هر یک از ۱۰۱ سطح انرژی از ۳۵ تا ۲۰۰ کو ارائه می‌دهند.

برای همه حالت‌های اکتساب، کوچکترین ضخامت برش بازسازی موجود است ۰,۵ میلی متر، با میدان دید بازسازی (FOV) از اندازه ماتریس تا ۵۰ سانتی متر و ۵۱۲۲ پیکسل. بازسازی تکراری الگوریتم AIDR ۳ D برای همه سیستم‌های سی تی به جز Aquilion در دسترس است یک منشور. برای این سیستم، بازسازی طیفی یادگیری عمیق الگوریتم موجود است انواع مختلف تصاویر طیفی تولید شده در سیستم‌های Canon DECT در جدول توضیح داده شده است.

2-3-2 تجهیزات پزشکی جنرال الکتریک

با GE Healthcare، سوئیچینگ فوق سریع kVp در چهار سیستم CT در دسترس است. اصل سوئیچینگ فوق سریع kVp قبلاً در مطالعات قبلی توضیح داده شده است. این شامل تغییر سریع از ۸۰ کیلو ولت به ۱۴۰ کیلو ولت است که

برای حفظ جداسازی انرژی کافی بین دو طیف مورد نیاز است. سوئیچینگ سریع kVp ثبت تقریباً همزمان مکانی و زمانی پیش بینی ها را فراهم می کند. در نتیجه، داده های طیفی را می توان در حوزه داده های خام پردازش کرد.

جدول 2-3: ویژگی های اصلی پلت فرم های سی تی انرژی دوگانه GE Healthcare

Table 3

Main characteristics of dual-energy CT platforms of GE Healthcare.

Model	Revolution GSI	Revolution Frontier	Revolution CT & CT ES	APEX platform
DECT platform	Ultrafast kVp Switching (GSI)	Ultrafast kVp Switching (GSI Pro)	Ultrafast kVp Switching (DL Xtream GSI)	Ultrafast kVp Switching (DL Xtream GSI with Quantix tube)
kVp available	80/140	80/140	80/140	80/140
Total filtration (eq mmAl)*	8.4 mm*	8.4 mm*	8.5 mm*	8.3 mm*
mA range	5-765	5-765	5-735	5-630
TCM system used	No	No	No	mA switching
Beam collimation range (mm)	20 & 40	20 & 40	from 5 to 80	from 5 to 80
Rotation time range (s)	from 0.5 to 1	from 0.5 to 1	from 0.28 to 1	from 0.28 to 1
Pitch range	from 0.531 to 1.531	from 0.531 to 1.531	from 0.508 to 1.531	from 0.508 to 1.531
Cardiac gating	Yes	Yes	WIP GSI	WIP GSI
Raw data or images space	Raw data	Raw data	Raw data	Raw data
Reconstruction algorithm	ASIR	ASIR-V	ASIR-V & TrueFidelity™	ASIR-V & TrueFidelity™

این سوئیچینگ در انقلاب ۰.۵GSI میلی ثانیه و با سایر سیستم های CT ۰.۲۵ میلی ثانیه طول می کشد. در حالی که mA در اکثر سیستم های CT ثابت است، لوله کوانتیکس پلت فرم انقلاب Apex سوئیچینگ همزمان kVp و mA را فراهم می کند. این سوئیچینگ mA در هر kVp کیفیت تصویر را بهبود می بخشد (بیش از ۱۰٪ کاهش نویز) در نقشه های kVp و ید پایین. با پلتفرم های Revolution CT و Revolution Apex، کولیماتور D۳a (پس از بیمار) برای کاهش پراکندگی و سخت شدگی پرتو در مقایسه با کولیماتور کلاسیک D۱ اضافه شده است. سوئیچینگ kVp را می توان در حالت مارپیچ با ضریب گام بین ۰.۵ تا ۱.۵ و در حالت محوری اما فقط برای حجم ۴۰ میلی متر انجام داد. در حالت مارپیچ، می توان از تقوایی پرتوهای ۲۰ و ۴۰ میلی متری برای Revolution GSI و Revolution Frontier و از تقلیم پرتوهای ۴۰ و ۸۰ میلی متری برای پلت فرم های Revolution CT و Revolution Apex استفاده کرد. دروازه قلبی (Smart Cardiac) برای خرید GSI فقط در Revolution GSI و Revolution Frontier امکان پذیر است. برای همه سیستم ها، FOV های اسکن ۳۲ سانتی متری و ۵۰ سانتی متری موجود است، با هم خوانی اصلی ۰.۶۲۵ میلی متر. تصاویر را می توان با استفاده از یک صفحه نمایش FOV از ۵ تا ۵۰ سانتی متر، اندازه ماتریس ۵۱۲۲ پیکسل و نسل های مختلف الگوریتم بازسازی کرد: ASIR در Revolution GSI، ASIR-V در Revolution Frontier و در سیستم عامل های Revolution CT و Revolution Apex، الگوریتم جدید بازسازی تصویر Deep Learning، True Fidelity™، برای دو پلتفرم اخیر در دسترس است. انواع مختلف تصاویر طیفی تولید شده در سیستم های GE DECT در نشان داده شده است.

2-3-3 تجهیزات پزشکی فیلیپس

استفاده از فناوری آشکارساز دو لایه (یعنی آشکارساز منشور نانو پانل) را انتخاب کرده است. دو طیف فوتون به طور همزمان بدون هیچ گونه محدودیت اضافی در مقایسه با یک مارپیچ معمولی، به جز مقادیر ولتاژ لوله خاص، به دست می آیند. در واقع، تنها ۸۰ و ۱۰۰ kVp برای iQon و ۸۰ kVp برای ۷۵۰۰CT برای تصویربرداری طیفی تأیید نشده اند. جدول 4-2: ویژگی های اصلی پلتفرم های سی تی انرژی دوگانه فیلیپس.

Table 4

Main characteristics of dual-energy CT platforms of Philips Healthcare.

Model	iQon Spectral CT	Spectral CT 7500
DECT platform	Dual CT	Dual CT
kVp available	120 & 140	100, 120 & 140
Total filtration (eq mmAl)	6.9 mm*	6.9 mm*
mA range	from 10 to 1000	from 10 to 1000
TCM system used	DoseRight Z-DOM & 3D-DOM	DoseRight Z-DOM & 3D-DOM
Beam collimation range (mm)	from 7.5 to 40	from 7.5 to 80
Rotation time range (s)	from 0.27 to 2	from 0.27 to 1
Pitch range	from 0.07 to 1.5	from 0.07 to 1.7
Temporal resolution max (ms)	135	135
Cardiac gating	Yes	Yes
Raw data or images space	Raw data	Raw data
Reconstruction algorithm	Spectral 8 levels	Spectral 8 levels

بنابراین لازم نیست قبل از اکتساب، تعریف کنیم که آیا بازسازی های طیفی مورد نظر هستند یا خیر. هر دو دستگاه دارای نقطه کانونی z-flying هستند و پرتوهای موجود ۴۰ میلی متر برای iQon و ۸۰ میلی متر برای ۷۵۰۰CT هستند. فاکتورهای گام معمولی از ۰,۰۷ تا ۱,۵ (۱,۶۵ برای ۷۵۰۰CT) برای سرعت سفر در (۶۰۰ برای ۷۵۰۰CT) میلی متر بر ثانیه است. دروازه قلبی می تواند آینده نگر یا گذشته نگر باشد و وضوح زمانی می تواند تا ۱۳۵ میلی ثانیه باشد.

مدولاسیون جریان لوله با اکتساب CT معمولی یکسان است: شاخص دوز راست مرتبط با مدولاسیون Z-DOM یا D-3 DOM و الکتروکاردیوگرام (ECG) در اکتساب های قلبی. فرآیند تجزیه مواد در حوزه داده های خام انجام می شود. ضخامت برش بازسازی می تواند از ۰,۶۷ تا ۱ سانتی متر در ۵۰ سانتی متر FOV و اندازه ماتریس ۵۱۲۲ پیکسل متفاوت باشد. الگوریتم بازسازی طیفی برای هسته های بازسازی مختلف استفاده می شود. انواع مختلف تصاویر طیفی تولید شده در هر دو سیستم DECT فیلپس در نشان داده شده است.

2-3-4 تجهیزات پزشکی زیمنس

برای Siemens Healthineers، طیف های دو فوتونی در طول اکتساب با دو پلت فرم CT با انرژی دوگانه مختلف به دست می آیند.

جدول 5-2: ویژگی های اصلی پلت فرم های سی تی انرژی دوگانه زیمنس.

Table 5
Main characteristics of dual-energy CT platforms of Siemens Healthineers.

Model	Somatom Force	Somatom Drive	Edge+	Xcite	Xceed	GoTop
DECT platform	Dual-source CT	Dual-source CT	Split Filter CT	Split Filter CT	Split Filter CT	Split Filter CT
kVp available	70/Sn150; 80/Sn150; 90/Sn150; 100/Sn150; 80/140	80/Sn140; 100/Sn140; 80/140	120 kVp AuSn	120 or 140 kVp AuSn	120 or 140 kVp AuSn	120 or 140 kVp AuSn
Total filtration (eq mmAl)	5.7 mm*	6.8 mm**	6.8 mm**	5.7 mm*	5.7 mm*	5.5 mm***
mA range	40 to 2600 mA	40 to 1600 mA	20 to 800 mA	20 to 1200 mA	10 to 1300 mA	20 to 825 mA
TCM system used	CareDose 4D	CareDose 4D	CareDose 4D	CareDose 4D	CareDose 4D	CareDose 4D
Beam collimation range (mm)	from 38.4 to 57.6	from 24 to 38.4	38.4	38.4	38.4	38.4
Rotation time range (s)	from 0.25 to 1	from 0.28 to 1	from 0.28 to 1	from 0.3 to 1	from 0.25 to 1	from 0.33 to 1
Pitch range	from 0.2 to 1.2	from 0.2 to 1.2	from 0.25 to 0.45	from 0.25 to 0.45	from 0.25 to 0.45	from 0.25 to 0.45
Temporal resolution max (ms)	66	75	140	150	125	165
Cardiac gating	Yes	Yes	No	No	No	No
Raw data or images space	Images	Images	Images	Images	Images	Images
Reconstruction algorithm	ADMIRE	ADMIRE	ADMIRE	ADMIRE	ADMIRE	ADMIRE

در پلتفرم CT منبع دوگانه (DSCT)، مجموعه داده های تصویری با دو جفت لوله/آشکار اشعه ایکس که ۹۵ درجه برای Somatom Force و Somatom Drive جدا شده اند، به دست می آیند. یک لوله اشعه ایکس از kVp (کم) ۷۰-۱۰۰ (kVp) و دیگری از kVp بالا یا بدون فیلتر قلع) ۱۴۰ kVp یا Sn ۱۵۰ kVp استفاده می کند، که در نتیجه جداسازی طیفی بهتری نسبت به سایر پلت فرم های توسعه یافته توسط این سازنده ایجاد می کند. جفت های kVp مختلف بسته به سیستم CT در دسترس هستند، که امکان تطبیق با مورفولوژی یا اندیکاسیون بالینی بیمار برای معاینه CT را فراهم می کنند. استفاده از دو لوله، زمان چرخش کم و ضریب گام کوچکتر به این معنی است که سی تی اسکن دروازه ای قلب را می توان با وضوح زمانی ۶۶ تا ۷۵ میلی ثانیه انجام داد. با این حال، آرایه آشکارساز لوله دوم به عرض ۳۳ یا ۳۵ سانتی متر (۵۰ سانتی متر برای لوله اول) کاهش می یابد، که جذب و بازسازی FOV را به ۳۳ یا ۳۵ سانتی متر محدود می کند.

با پلت فرم CT فیلتر شکاف، یک جفت لامپ/ آشکارساز اشعه ایکس با ولتاژ لوله ۱۲۰ کیلو ولت (یا ۱۴۰ کیلو ولت) با دو فیلتر جفت می شود تا طیف انرژی را به یک فیلتر طلایی کم (۰,۰۵ میلی متر ضخامت) و یک فیلتر طلایی تقسیم کند. طیف انرژی بالا (فیلتر قلع به ضخامت ۰,۶ میلی متر). هر دو FOV های کسب و بازسازی حداکثر ۵۰ سانتی متر هستند. زمان چرخش بسته به سیستم CT از ۰,۲۵ تا ۱ s/rot متغیر است، اما ضریب گام به ۰-۲۵,۰۴۵ محدود می شود. گیتینگ قلبی با این سیستم قابل انجام نیست. وضوح زمانی بسته به سیستم بین ۱۲۵ تا ۱۶۵ میلی ثانیه است.

با پلت فرم DSCT، می توان از چندین کولیماسیون پرتو استفاده کرد در حالی که تنها یک کولیماسیون با CT فیلتر تقسیم می شود. همچنین سیستم مدولاسیون جریان لوله CareDose ۴ D را می توان برای تمامی سیستم های CT و DSCT فیلتر اسپلیت استفاده کرد. علاوه بر این، از آنجایی که تصاویر طیفی در حوزه تصویر به دست می آیند، الگوریتم های بازسازی تکراری ADMIRE یا SAFIRE می توانند برای هسته های بازسازی مختلف و ضخامت های برش از ۰,۵ تا ۱۰ میلی متر استفاده شوند. تصاویر طیفی را می توان با ماتریس ۵۱۲۲ پیکسل برای دو پلتفرم و ماتریس ۷۶۸۲ و ۱۰۲۴۲ پیکسل فقط برای DSCT بازسازی کرد. انواع مختلف تصاویر طیفی تولید شده در سیستم های DECT زیمنس در جدول گزارش شده است.

5-3-2 کسب دو مارپیچ

در برخی از سیستم های CT، تکنیک دیگری نیز برای کسب انرژی دوگانه استفاده می شود. این تکنیک شامل ساخت اولین مارپیچ با ولتاژ لوله کم، سپس مورد دوم با ولتاژ لوله بالا (با یا بدون فیلتر اضافی) است. استفاده از آن محدود به کاهش مصنوعات فلزی، تصحیح سخت شدن پرتو یا مشخص کردن لیتیاژیس ادراری است. در واقع، مدت زمان طولانی بین شروع اولین خرید و پایان دوم اجازه نمی دهد که این تکنیک با تزریق محصول کنتراست یددار استفاده شود.

4-2 ارزیابی عملکرد طیفی

تصاویر طیفی قابلیت های کمی از اهمیت بالینی بالایی دارند زیرا تشخیص و شناسایی ضایعات خاص را بهبود می بخشد و می توانند به تصمیم گیری های درمانی برای بیماران کمک کنند. این پارامترهای کمی باید دقیق و قابل تکرار باشند. برای ارزیابی کیفیت تصاویر طیفی روی یک پلتفرم DECT یا چندین پلتفرم DECT با فناوری های مختلف، معیارهای بسیاری هم در فانتوم ها و هم در بیماران استفاده می شود. در VMI ها، معیارهای کلاسیک را می توان از مناطق مورد علاقه (ROI) که روی های روی یک فانتوم یا روی بافت ها/ضایعات در تصاویر بیمار قرار داده شده است، محاسبه کرد. از این ROI ها، معیارهای کلاسیک مانند مقادیر HU، نویز تصویر و همچنین نسبت سیگنال به نویز (SNR) و CNR را می

توان محاسبه کرد. به طور خاص، این معیارها ارزیابی تغییرات در تضاد یک ماده یا بافت/ضایعه را بسته به سطح تک انرژی ممکن می‌سازد. علاوه بر این، در فانتوم‌ها، برای اطمینان از دقت HUs محاسبه شده در تصاویر طیفی، معیارهایی مانند انحراف ریشه میانگین مربع یا سوگیری تک رنگ اندازه‌گیری می‌شوند. اینها می‌توانند تفاوت بین مقدار HU اندازه‌گیری شده در یک درج داده شده و مقدار نظری آن را ارزیابی کنند. این دو معیار همچنین برای ارزیابی دقت غلظت‌یابی در نقشه‌های ید مورد استفاده قرار می‌گیرند. هرچه دقت HU و ید بیشتر باشد، عملکرد طیفی بهتر و نتایج بالینی مرتبط‌تر است. علاوه بر این، این معیارها همچنین می‌توانند برای اطمینان از ارتباط چگالی الکترون و نقشه‌های موثر Z که به ویژه در بخش‌های رادیوتراپی استفاده می‌شوند، مورد استفاده قرار گیرند.

اخیراً معیارهای به اصطلاح پیشرفته جدیدی برای ارزیابی کیفیت تصاویر CT معمولی ایجاد شده است. این معیارها شروع به استفاده برای ارزیابی کیفیت VMI‌ها می‌کنند زیرا امکان ارزیابی سایر ویژگی‌های تصویر را فراهم می‌کنند. طیف توان نویز (NPS) برای ارزیابی بافت و دامنه نویز با توجه به کو استفاده می‌شود. تابع انتقال مبتنی بر وظیفه (TTF) برای ارزیابی وضوح فضایی در شرایط کنتراست و نویز نزدیک به بالینی استفاده می‌شود. بنابراین، برای درج‌های حاوی غلظت ید، این با در نظر گرفتن تغییرات نویز و کنتراست (افزایش در کو کم برای هر دو) به عنوان تابعی از کو محاسبه می‌شود. در نهایت، شاخص تشخیص‌پذیری محاسبه‌شده از مشاهده‌گر مدل نیز می‌تواند برای ارزیابی تشخیص‌پذیری یک ضایعه شبیه‌سازی شده استفاده شود. این معیار شبیه به CNR است اما دارای مزیت در نظر گرفتن نویز و بافت آن، تاری ناشی از TTF و یک تابع تجسم است که پاسخ چشم انسان را شبیه‌سازی می‌کند. این معیار برای تعیین سطح تک انرژی بهینه برای تشخیص ضایعه بر اساس اندازه و ترکیب آن بسیار مفید است که در روال بالینی ضروری است.

برای ارزیابی همه این معیارها، استفاده از فانتوم‌های مناسب ضروری است. برای معیارهای کلاسیک، فانتوم‌ها باید از درج‌هایی با اندازه کافی و مواد با ترکیب/چگالی مشابه با بافت موجود در تصاویر طیفی تشکیل شوند. بنابراین، درج‌های ید با غلظت‌های مختلف برای ارزیابی دقت HUs و غلظت‌یابی استفاده می‌شود. علاوه بر این، دانستن آن ضروری است

تغییر ضریب تضعیف خطی و مقدار HU نظری به عنوان تابعی از کو برای هر درج. فانتوم‌های زیادی برای اندازه‌گیری این معیارهای کلاسیک در دسترس هستند. با این حال، این فانتوم‌ها همیشه برای ارزیابی معیارهای پیشرفته مناسب نیستند. در واقع، NPS باید در یک فانتوم با سطح مقطع همگن اندازه‌گیری شود، که این مورد برای اکثر فانتوم‌های کیفیت تصویر کلاسیک است، اما برای آنهایی که برای اندازه‌گیری معیارهای کلاسیک استفاده می‌شوند TTF، باید بر روی درج‌هایی با اندازه‌های مناسب با یک ناحیه همگن به اندازه کافی بزرگ در اطراف درج محاسبه شود. علاوه بر این، برای تصاویر طیفی، باید روی درج‌هایی مشابه ضایعات بالینی مورد مطالعه (به عنوان مثال، درج‌های ید یا کلسیم) محاسبه شود. با این حال، تا به امروز، هیچ فانتومی در بازار وجود ندارد که بخش‌هایی داشته باشد که این الزامات مختلف را به طور همزمان برآورده

کند. فقط Mercury v ۴,۰ (Gammex™ Technology) فانتوم امکان محاسبه TTF را می دهد اما فقط روی یک درج
ید با ۱۰ میلی گرم در میلی لیتر.

بنابراین، ارزیابی کیفیت تصویر طیفی برای اطمینان از اینکه رادیولوژیست ها می توانند تشخیص های بالینی دقیق را انجام
دهند، در صورتی که درمان رادیوتراپی قابل اطمینان تر باشد، ضروری است. چندین معیار برای ارزیابی کیفیت تصویر وجود
دارد. اینها نیاز به فانتوم های مناسب دارند و همیشه در سایت موجود نیستند. برای اطمینان از عملکرد ثابت در طول زمان،
کنترل کیفیت تصاویر طیفی باید اجرا شود .

فصل 3. نتایج و ارزیابی مدل های پیشنهادی

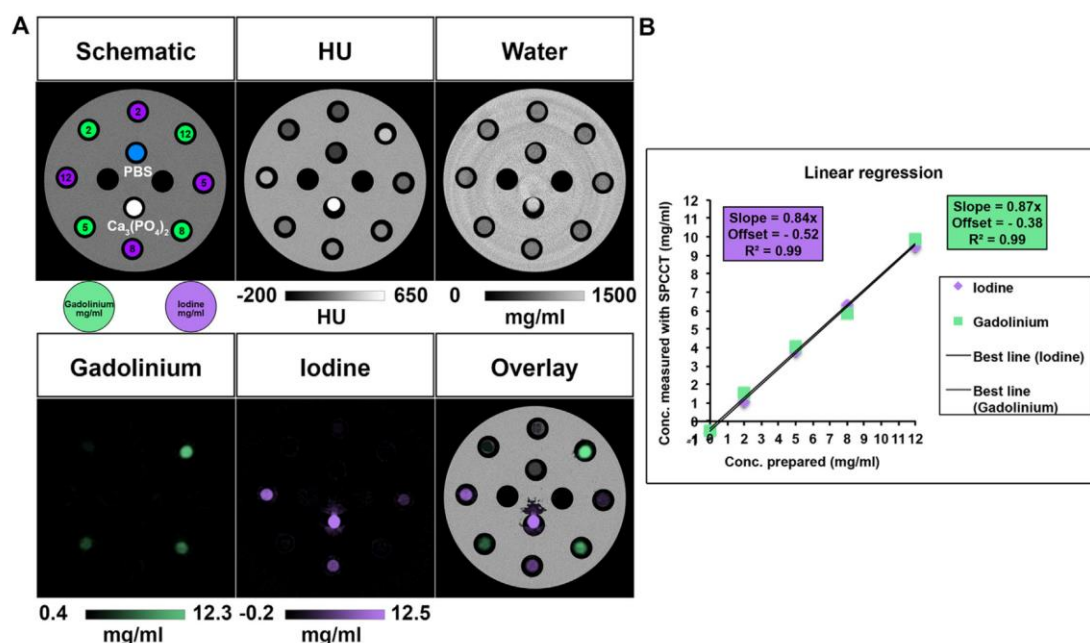
3-1 اصول

فناوری CT شمارش فوتون طیفی

CT شمارش فوتون طیفی (SPCCT) یک فناوری جدید و در حال ظهور در زمینه تصویربرداری طیفی است. از
آشکارسازهای حل انرژی، به نام آشکارسازهای شمارش فوتون (PCDs) استفاده می کند که اخیراً در پلتفرم های CT بالینی
ادغام شده اند. PCD ها از مواد نیمه رسانا ساخته شده اند که امکان تبدیل فوتون های ورودی به طور مستقیم به بارهای
الکتریکی را فراهم می کند که به یک شمارش مهاجرت می کنند (مدار مجتمع ویژه برنامه، ASIC. ASIC یک پالس ولتاژ
متناسب با انرژی فوتون ورودی را شکل می دهد و هر فوتون را می توان در دامنه با توجه به انرژی خود متمایز کرد.
بنابراین، طیف ارسالی را می توان در چند سطل انرژی که با سطوح مختلف انرژی آنها تعریف می شود، مشخص کرد. در
مقایسه با توانایی های CT با انرژی دوگانه، SPCCT این پتانسیل را دارد که نمونه برداری کامل تر و دقیق تری از وابستگی
انرژی موجود در تصاویر CT ارائه دهد. هنوز می توان مزایای بسیاری را در توسعه فعلی انتظار داشت. با این حال، شایان
ذکر است که SPCCT با بهبود جداسازی انرژی بین فوتون های پر انرژی و کم انرژی، رویکرد گسترده ای را به تصویربرداری
طیفی باز می کند. این وضوح بیشتر ضرایب سهم/جذب فوتوالکتریک و کامپتون را ارائه می دهد که قابلیت های طیفی
شناخته شده فعلی مانند تصاویر تک رنگ مجازی (VMI) را افزایش می دهد. مزیت دوم این است که می توان مواد اضافی

را بر اساس انرژی های لبه K یعنی انرژی اتصال بین پوسته K و هسته (به تجزیه طیفی تصاویر اضافه کرد. این را می توان به عنوان سومین عامل ناشناخته اضافه شده به معادله توسط آلوارز و ماکوفسکی (معادل ۵) درک کرد.

که در آن $f_{material}$ تابعی ریاضی است که اثر فوتوالکتریک ماده لبه K را مشخص می کند و ماده ضریب جذب فوتوالکتریک ماده است. این رویکرد که به آن تصویربرداری لبه K می گویند، یک پیشرفت واقعی در پس پردازش CT است و با نوید در دسترس بودن در نسل بعدی سیستم های SPCCT بالینی همراه است. عمدتاً نوید غلبه بر محدودیت های فناوری CT با انرژی دوگانه را می دهد که نمی تواند به طور خاص یا کمی مواد مختلف را در یک وکسل (یا به صورت مشترک ثبت شده)، مانند ید و کلسیم جدا کند (شکل ۳). این تصاویر به زودی همراه با تصویر HU معمولی به رادیولوژیست ها ارائه می شود که با سی تی متعارف یا سی تی انرژی دوگانه غیرممکن است. تصویربرداری با لبه K شبیه روش تصویربرداری هسته ای دوگانه توموگرافی گسیل پوزیترون-CT است که در آن اطلاعات عملکردی با وضوح پایین در مورد جذب ^{18}F -fluorodeoxyglucose بر روی اطلاعات تشریحی با وضوح بالا قرار می گیرد و یک رویکرد کاملاً جدید CT را برای عملکرد، مولکولی یا تصویربرداری التهاب و بسیاری از مناطق دیگر که نیاز به کاوش دارند.



شکل 3_1. تصویری از قابلیت های تصویربرداری رنگی لبه K که توسط فناوری CT شمارش فوتون طیفی در یک فانتوم با مواد متعدد فعال شده است.

الف. طراحی شماتیک، تصاویر CT شمارش فوتون طیفی (SPCCT) و تصاویر تجزیه مواد به آب، ید و گادولینیوم-K لبه یک فانتوم حاوی لوله هایی با غلظت فزاینده مواد حاجب (۲، ۵، ۸، و ۱۲ میلی گرم در میلی لیتر)، با فسفات کلسیم و لوله

های نمکی بافر فسفات. در حالی که تصویر معمولی شکست خورد تصویربرداری خاصی از هر ماده حاجب ارائه می دهد و تصاویر ید قادر به تمایز بین ید و کلسیم نیستند، تصویر گادولینیوم K-edge تمایز خاصی را نشان می دهد.

لوله های گادولینیوم بدون آلودگی متقابل با مزیت کمی بودن. ب، مقایسه غلظت عامل کنتراست اندازه گیری شده با SPCCT، که یک همبستگی خطی را نشان می دهد.

3-1-1 جنبه های تکنیکی

قابلیت های حل انرژی PCD نسبت به آشکارسازهای CT معمولی یکپارچه کننده انرژی مزایای زیادی دارد که عبارتند از: (i)، شمارش فوتون های فردی. (ب)، تبعیض انرژی فوتون فردی. (iii)، بدون نویز الکترونیکی (آستانه برای تمایز بین نویز الکترونیکی و پالس اشعه ایکس). (iii) وضوح فضایی بهبود یافته: اندازه خوشه بار کوچک و عدم وجود نویز الکترونیکی استفاده از اندازه پیکسل کوچکتر را نسبت به آشکارسازهای سی سی سی سینتیلاتور و فوتودیود معمولی ممکن می سازد. (v)، بهبود وزن انرژی فوتون های کم انرژی که منجر به تضعیف و کنتراست CT بالاتر در بافت می شود. و (vi)، فضای مرده بین آشکارسازها وجود ندارد. این جنبه های فنی ویژگی های مهم جدیدی را برای تصویربرداری بالینی به ارمغان می آورد که عبارتند از: (i)، وضوح فضایی بالاتر: تابع انتقال مدولاسیون بالاتر (MTF) در محدوده معمول ۰-۱۵ lp/cm و قدرت قابل توجه در گسترش تا ۳۰ (ii) lp/cm. کاهش نویز در دوز پایین، زیرا شمارش فوتون ها کف نویز الکترونیکی ندارد. (iii)، کاهش نویز در تجزیه دو ماده پایه از تعداد بیشتری از مخازن انرژی شناسایی و ذخیره شده در داده ها. (IV)، امکان تجزیه بیش از دو ماده پایه از مخازن انرژی چندگانه. (v)، بهبود یافته، تضاد بازسازی سازگارتر از سطل های انرژی متعدد. و (vi)، امکان نگاشت مواد لبه K (مانند گادولینیوم، طلا یا بیسموت) با تخصیص پویا در نرم افزار.

3-1-2 به سمت تصویربرداری بالینی

در طول پنج سال گذشته، زمینه SPCCT با اجرای PCD با قابلیت های نرخ بالای شمارش در پلتفرم های CT با سوراخ، پیشرفت قابل توجهی داشته است. تا کنون، این تغییر با دو سیستم پاکسازی شده توسط FDA (یعنی یکی با سوراخ برای همه کاربردها) و دیگری با سوراخ کوچک برای تصویربرداری از سر موفقیت آمیز بوده است، با این حال، علیرغم انتخاب های فنی مختلف تولیدکنندگان مختلف، بسیاری از موارد قبل -مطالعات بالینی و بالینی شواهدی ارائه کرده اند که SPCCT را می توان به عنوان آینده تصویربرداری CT طیفی در نظر گرفت.

جدول 1-3: ویژگی های اصلی سیستم های CT شمارش فوتون طیفی فعلی مناسب برای تصویربرداری بالینی.

Table 6

Main characteristics of current spectral photon-counting CT systems suitable for clinical imaging. Note that two of them are designed with small bore gantry for head (Samsung Healthcare) and for extremities (MARS Bioimaging limited system) imaging and that 2 of them have been FDA-cleared (Siemens Healthineers and Samsung Healthcare).

Manufacturer	CT platforms	PCD materials	Geometry	Detector size at isocenter	Field-of-view	Energy thresholds	Current status
Canon Medical Systems	Aquilion ONE VISION	CdZT	Single source	0.342 mm	50 cm	5 available	Clinical prototype evaluation on going ; Not cleared or approved by the U.S. FDA or any other global regulator for commercial availability; Clinical trial pending
GE Healthcare	LightSpeed VCT CT Scanner	Silicon	Single source	0.250 mm	50 cm expected	8 available	Clinical prototype evaluation on going ; Not cleared or approved by the U.S. FDA or any other global regulator for commercial availability; Clinical trial pending
MARS Bioimaging Limited (MBI)		CdZT	Single source	0.110 mm	11 cm	5 in "charge summing mode"	Not cleared or approved by the U.S. FDA or any other global regulator for commercial availability; Pre-clinical research; Clinical trial pending
Philips Healthcare	Philips iCT platform	CdZT	Single source	0.274 mm	50 cm	5 in standard mode; 5 in HR modes	Clinical prototype evaluation on going; Not cleared or approved by the U.S. FDA or any other global regulator for commercial availability; Clinical trial and pre-clinical research in progress
Samsung Healthcare	OmniTom Portable PCD Head CT	CdT	Single source	0.12 mm (HR); 0.4 mm (HR); 0.7 mm (standard)	25 cm	3 available	FDA-cleared in march 2022; Clinical trial pending
Siemens Healthineers	NAEOTOM Alpha	CdT	Dual-source	0.300 mm (standard); 0.150 mm (HR)	50 cm; 36 cm used for cardiac scans; 36 cm for high helical pitch scans	4 in standard mode; 2 in HR mode	FDA-cleared in september 2021; Pre-clinical and Clinical research on Human ; Commercially available

3-1-2-1 نتیجه گیری

تصویربرداری CT طیفی یک زمینه دائماً در حال توسعه است که با استفاده از سیستم های CT با انرژی دوگانه در عمل بالینی بیست سال پیش مورد توجه قرار گرفت. علیرغم انتخاب های مختلف سازنده از نظر زنجیره تشخیص، منبع اشعه ایکس، زنجیره بازسازی و سایر پارامترها، همه آنها امکان بهره مندی از وابستگی انرژی بافت را از طریق تصاویر تک رنگ مجازی و تجزیه مواد به آب، ید و غیره در اختیار رادیولوژیست ها قرار می دهند. مواد. با این وجود، میدان تصویربرداری

CT طیفی هم در غلبه بر محدودیت‌های CT با انرژی دوگانه و هم در کاوش رویکردهای جدید در تصویربرداری CT از طریق پیشرفت‌های جدید مانند تصویربرداری با لبه K در فناوری CT شمارش فوتون طیفی، از تکامل بازمانده است.

مراجع:

Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT

Joel Gref^{a,b,*}, Nicolas Villania^c, Didier Defeza^d, Djamel Dablia^b, Salim Si-Mohamed^a,

First Experience With a Whole-Body Spectral Photon-Counting CT Clinical Prototype

Salim A. Si-Mohamed, MD, PhD,^{*†} Sara Boccalini, MD, PhD,^{*†} Marjorie Villien, PhD,[‡] Yoad Yagil, PhD,[§] Klaus Erhard, PhD,^{||} Loic Boussel, MD, PhD,^{*†} and Philippe C. Douek, MD, PhD^{*†}