

KN0-0902-3603

آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری

علیرضا محمودی فرد^۱ ailreza10.m10@gmail.comسمانه حمیدی راد^۲ s.hamidirad9@gmail.com^۱ مدرس دانشگاه علامه فیض کاشانی، کاشان، ایران^۲ دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی دانشگاه علامه فیض کاشانی، کاشان، ایران

چکیده: آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری، روشی برای تصویربرداری از عروق شریانی و وریدی (سی تی آنژیوگرافی) در سر تا سر بدن است؛ از شریان‌های تغذیه‌کننده مغز گرفته تا آن‌هایی که خون را به ریه‌ها، کلیه‌ها، دست‌ها و پاها می‌رسانند؛ در این روش، از ماده حاجب مخصوصی برای تصویربرداری از رگ استفاده می‌شود؛ ماده حاجب، از طریق تزریق وریدی، معمولاً در بازو یا دست وارد بدن می‌شود؛ به کمک این ماده حاجب، از رگ‌ها و بافت‌های داخل بدن، تصویربرداری انجام می‌شود؛ با استفاده از اشعه ایکس و کامپیوتر، تصاویر مقطعی از داخل بدن تهیه می‌شود؛ از این روش برای تشخیص میزان گرفتگی عروق، آنوریسم، ترومبوز، امبولی، سودوآنوریسم، دایسکشن، فیستول شریانی-وریدی و... استفاده می‌شود. در این مقاله، عوامل موثر بر کیفیت تصویر سی تی آنژیوگرافی مانند وضوح فضایی و وضوح زمانی بررسی شده است؛ همچنین چگونگی تهیه تصویر، مواد حاجب، پارامترهای موثر بر سی تی آنژیوگرافی بیان شده است.

کلیدواژه‌ها: سی تی آنژیوگرافی، پارامترهای تصویربرداری، دستگاه آنزوگرافی، ماده حاجب، کیفیت تصویربرداری، اشعه ایکس

۱. مقدمه

از زمان آغاز به کار خود در اوایل دهه ۱۹۹۰، اندکی پس از معرفی توموگرافی کامپیوتری ماریجی (CT)، آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری (CTA)، افزایش چشمگیری در اندیکاسیون‌های بالینی، پذیرش همگانی و تعداد مطالعات انجام شده در سراسر جهان را تجربه کرده است؛ اگرچه در ابتدا با شک و تردید در مورد توانایی‌اش در تصویربرداری مناسب از سیستم شریانی در مقایسه با آنژیوگرافی معمولی مواجه شد. CTA به سرعت به روش تصویربرداری انتخابی در بسیاری از موقعیت‌های بالینی، از جمله ارزیابی آنوریسم آئورت، تروما و زخم آترواسکلروتیک نافذ تبدیل شده است. CTA، به‌وضوح برای ارزیابی قبل و بعد از عمل پیوند استنت مناسب است؛ سایر ناهنجاری‌های آئورت، از جمله ناهنجاری‌های مادرزادی تناسلی، آرتریته‌ها (مانند تاکایاسو) و هماتوم داخل دیواره، به‌خوبی توسط CTA ارزیابی می‌شوند [۲] و [۱]؛ همچنین در تصویربرداری از شریان‌های کلیوی و احشایی و

سیستم شریانی محیطی، نوید زیادی را نشان می‌دهد. نشانه‌های واضح برای CTA در ارزیابی سیستم‌های شریانی مغزی، کرونری و ریوی نیز در حال تکامل است و در جای دیگری در این موضوع مورد بحث قرار می‌گیرد؛ توضیح توسعه سریع CTA البته چند عاملی است. پیشرفت‌های تکنولوژیکی با طراحی زیر ب شبکه‌ای حلقه لغزشی، زمان‌های چرخش دروازه‌ای سریع‌تر، در نهایت، آرایه‌های آشکارساز ردیف‌های متعدد، راه را برای CTA هموار کرده‌اند که به سرعت بر محدودیت اولیه اصلی آن پوشش آناتومیک طولی غلبه کرده است؛ علاوه بر این، در مقایسه با دیگر روش‌های تصویربرداری، مانند CA و آنژیوگرافی با رزونانس مغناطیسی (MRA)، CTA سریع‌تر و عموماً در دسترس‌تر است و در بسیاری از موسسات، اسکن‌های سی تی اسکنر ۲۴ ساعته در روز کار می‌کنند؛ تعداد کمی از مراکز می‌توانند MRA یا CA را به سرعت تصویربرداری CT ارائه دهند؛ این ویژگی CTA به‌ویژه در شرایط تروما برجسته است، جایی که تشخیص سریع حیاتی است

نهایت، قابلیت های اخیرا معرفی شده برای تصویربرداری چندطیفی، تصویربرداری پرفیوژن بافتی و کاهش دوز تشعشع از طریق بازسازی تکراری با در نظر گرفتن اصلاح و پیشرفت مداوم سی تی آنژیوگرافی بررسی می شوند؛ ۲۰ سال گذشته شاهد تحول قابل توجهی در تشخیص و توصیف بیماری های عروقی بوده است؛ دهه ۱۹۹۰ با معرفی آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری (CT)، آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی با مواد حاجب (MR) و ترمیم اندووا سکولار آنوریسم های آئورت با استفاده از استنت، دوره طلایی در تشخیص و درمان عروقی بود؛ در اوایل ۱۹۹۰ تقریباً هر بیمار آماده تحت عمل جراحی عروق، نیاز به تایید امبولی ریه، یا مشکوک به آسیب آئورت، آنوریسم مغزی، یا فشار خون بالا تحت آنژیوگرافی معمولی، یک تکنیک است که در سال ۱۹۲۴ و قابل ملاحظه ای با معرفی سیم راهنمای سلیدینگر در سال ۱۹۵۳ به روش امروزی اصلاح شد؛ همراه با پیشرفت های مداوم در آنژیوگرافی، تعویض کننده های فیلم، تکنیک های فلوروسکوپی، رادیوگرافی و تفریق، آرتریوگرافی مستقیم به عنوان استاندارد مرجع برای تشخیص و توصیف انواع بیماری های عروقی تبدیل شد؛ نقاط قوت آن وضوح فضایی بالا و فرصتی برای تشخیص و مداخله درمانی در طی یک جلسه بود؛ محدودیت های آن هزینه، ناراحتی و خطرات یک روش تهاجمی بود، به ویژه زمانی که مداخله همزمان نشان داده نمی شد؛ ناتوانی در نشان دادن دیواره عروق، بافت اطراف عروقی و پارانشیم اندام انتهایی از دیگر این موارد بود؛ تبعیض فضایی سه بعدی ضعیف (3D) به دلیل ماهیت فرافکنی اکتساب، ضرورت تزریق چند ماده حاجب و دوزهای مکرر تابش یونیزان برای مشخص کردن روابط فضایی هم برخی دیگر از ویژگی های این روش محسوب می شد [۴].

۳. عوامل موثر بر کیفیت تصویر

پارامترهای فنی عمدتاً شامل وضوح زمانی، وضوح فضایی، وضوح کنتراست و دوز تابش است؛ علاوه بر این ضروری است که گرفتن تصویر با حرکت قلب با ضبط همزمان الکتروکاردیوگرام (GEC) هماهنگ شود؛ این عوامل فنی، از نظر متعادل کردن کیفیت تصویر در برابر قرار گرفتن در معرض تشعشع، ارتباط نزدیکی با یکدیگر دارند [۳ و ۵].

و ارزیابی سایر ساختارها برای آسیب تروماتیک اغلب به استفاده از CT نیاز دارد؛ علاوه بر این، CTA اطلاعات مجرای ارائه شده توسط CA را با مزایای مقطعی ارائه شده توسط CT محوری سنتی ترکیب می کند؛ تجسم دیواره عروق، فرآیندهای خارج مجرا و روابط آناتومیک با ساختارهای مجاور، به وضوح یک نقطه قوت CT است که با CA قابل تطبیق نیست؛ در نهایت، CTA یک مطالعه غیرتهاجمی با بازده تشخیصی بالا را نشان می دهد؛ راحتی و سرعت با صرفه جویی قابل توجهی در هزینه در مقایسه با CA، به راحتی می توان فهمید که چرا CTA به عنوان یک روش تشخیصی متمایز در سال های اخیر شاهد چنین رشد فوق العاده ای بوده است [۲]. سی تی آنژیوگرافی CTA یک آزمایش پذیرفته شده برای ارزیابی غیرتهاجمی قلب و عروق کرونر تبدیل شده است؛ علی رغم موفقیت مداوم و اجرای بالینی در سراسر جهان، این روش اغلب چالش برانگیز است که در آن کیفیت تصویر و در نتیجه ارزش تشخیصی توسط عوامل فنی و مرتبط با بیمار، تعیین می شود؛ آگاهی کامل از این عوامل، برای به دست آوردن معاینات با کیفیت بسیار مهم است. در این بررسی، چندین عنصر کلیدی که ممکن است بر کیفیت تصویر CTA تأثیر بگذارند، مورد بحث قرار گرفته اند [۳].

۲. تاریخچه

سی تی آنژیوگرافی ۲۰ سال پیش از طریق پیوند توموگرافی کامپیوتری اسپیرال (CT) و پردازش تصویر حجمی گرافیکی متولد شد؛ سی تی آنژیوگرافی با یک سری نوآوری های فنی در CT و پردازش تصویر، طی ۵ تا ۱۵ سال آینده، آنژیوگرافی معمولی را که استاندارد مرجع تشخیصی بلامنازع بیماری های عروقی در ۷۰ سال گذشته است، به عنوان روش ارجح برای تشخیص و تعیین خصوصیات، سرنگون کرد؛ از اکثر ناهنجاری های قلبی عروقی این بررسی، تکامل سی تی آنژیوگرافی را از توسعه و چالش های اولیه آن تا یک روش بلوغ بازگو می کند که بینش های منحصر به فردی را در خصوص توصیف و مدیریت بیماری های قلبی عروقی ارائه کرده است؛ چالش های بالینی انتخاب شده، که شامل سندرم های آئورت حاد، بیماری عروق محیطی، استنت آئورت و ارزیابی دریچه آئورت ترانس کاتتر است و بیماری عروق کرونر، به عنوان نمونه های متضادی از اینکه چگونه سی تی آنژیوگرافی رویکرد ما را به تشخیص و مدیریت بیماری های قلبی عروقی تغییر می دهد، ارائه شده است؛ در

۳.۱. وضوح فضایی

وضوح فضایی، کوچکترین جسم کنتراست بالا را که توسط سیستم CT به تصویر کشیده می شود اندازه گیری می کند و تا حد زیادی به همخوانی آشکارساز و هسته بازسازی، بستگی دارد؛ پارامتر کلیدی دیگر، اندازه نقطه کانونی است. برش های زیر میلی متری تولید شده از سخت افزار مدرن، نقش سی تی آنژیوگرافی را از آنورتوگرافی به عروق کوچکتر گسترش داده است؛ وضوح فضایی را می توان بر اساس تابع انتقال مدولاسیون (MTF) سیستم مجموعه ای از خطوط با فاصله مساوی را در نظر بگیرید که در آن فضاها ضخامتی برابر با خطوط دارند. یک جفت خط، به عنوان یک خط به اضافه یک فاصله تعریف می شود؛ فرکانس فضایی، در جفت خط در هر سانتی متر اندازه گیری می شود؛ به عنوان مثال، ۵ جفت خط در هر سانتی متر به خطوط و فضاهایی با ضخامت هر یک میلی متر اشاره دارد، مجموع ۵ جفت خط و فاصله دقیقاً یک سانتی متر را اشغال می کند؛ FMT توضیح می دهد که چگونه اسکنر سی تی می تواند اشیاء را با فرکانس های فضایی متفاوت جدا کند؛ اجسام بزرگتر با لبه های نامناسب، فرکانس های مکانی غالباً پایینی دارند؛ اجسام کوچک با لبه های تیز، فرکانس فضایی بالاتری دارند؛ وضوح فضایی اسکنر سی تی با فرکانس فضایی کوچکترین و تیزترین جسمی که می تواند ببیند، اندازه گیری می شود؛ CTA تقریباً ۸-۱۵ جفت خط در هر سانتی متر برای یک نقطه کانونی منفرد عمل می کند و برای بالاتر، با یک نقطه کانونی دوگانه درون صفحه؛ اگرچه CTA نسبت به آنژیوگرافی کاتتر معمولی پایین تر است، اما می تواند شریان هایی به قطر ۱ میلی متر را ارزیابی کند؛ از آنجایی که سی تی آنژیوگرافی حجمی است، امکان تجسم سه بعدی عروق را برای جداسازی ساختارهای روی هم قرار می دهد؛ CT می تواند عروق کرونر کوچک و پرپیچ و خم و همچنین کلیه را تصویر کند [۶] و گردش عصبی عروقی [۷ و ۸] و ارزیابی جامع آنورت [۹] را شامل شود؛ به این ترتیب، وضوح فضایی به ویژگی های آشکارساز و همچنین به فیلتر بازسازی مورد استفاده، کنتراست جسم و نویز تصویر بستگی دارد؛ از آنجایی که این اطلاعات در تصاویر موجود نیست، اندازه و کسل اغلب به عنوان نشانگر جایگزین استفاده می شود [۳ و ۹]. اندازه و کسل به اندازه پیکسل در تصویر محوری و وضوح صفحه بستگی دارد؛ با ماتریس (مثلاً 512×512) و میدان دید تعیین می شود، در حالی که وضوح صفحه به عرض دیافراگم آشکارساز و اندازه نقطه کانونی

بستگی دارد؛ با توجه به معادله فرکانس نایکیست، حداقل قطر کرونر قابل ارزیابی بدون خطای نمونه برداری باید حداقل دو برابر اندازه و کسل باشد. سه وضوح فضایی ذاتی (بیان شده به عنوان FWHM) حدود ۰,۷-۰,۵ میلی متر، اندازه و کسل حدود ۰,۵ × ۰,۵ میلی متر یا کوچکتر، به طور کلی، برای تصویربرداری از بیشتر شریان های کرونری کافی است [۵ و ۱۰].

۴.۱. وضوح زمانی

دومین معیار مهم برای CTA، به ویژه برای تصویربرداری قلب، وضوح زمانی است؛ وضوح زمانی، حداقل زمان لازم برای جمع آوری تمام داده های اشعه ایکس است که برای محاسبه یا بازسازی یک مجموعه داده CT مقطعی لازم است؛ وضوح زمانی بالایی در CTA کرونر برای اطمینان از کیفیت تصویر بدون حرکت شریان های کرونر با حرکت سریع مورد نیاز است؛ مرتبط ترین پارامتر با تاثیر متناسب بر وضوح زمانی، سرعت چرخش لوله دروازه است؛ برای تصویربرداری قلب، وضوح زمانی برتر از چرخش سریع تر دروازه ای، CT منبع دوگانه و بازسازی چند بخش به دست می آید؛ اسکنرهای مدرن دارای زمان چرخش دروازه ای ۲۸۰-۳۵۰ میلی ثانیه هستند؛ بنابراین، حجم داده (۳-۴ سانتی متر در اسکنر ردیف ۶۴ آشکارساز) را می توان با حالت اسکن کامل در کمتر از نیم ثانیه به دست آورد؛ با این حال، برای تصویربرداری قلب، تصویربرداری سریع تر برای کاهش آثار حرکتی مرتبط با ضربان قلب مورد نیاز است؛ تکنیک نیمه اسکن ۱۵ از داده های کمی بیش از ۵۰ درصد از چرخش دروازه ای برای بهبود وضوح زمانی تا ۱۷۵ میلی ثانیه یا کمتر استفاده می کند. CT منبع دوگانه بهترین وضوح زمانی موجود را با استفاده از دو منبع تابش برای به دست آوردن همزمان داده های پیش بینی شده ارائه می دهد [۱۱]؛ این وضوح زمانی را با دو ضریب بهبود می بخشد [۱۲]؛ در تصویربرداری عروق کرونر، کیفیت تصویر با وضوح زمانی ۸۲,۵ میلی ثانیه برای افزایش ضربان قلب بهبود می یابد [۱۳-۱۵]؛ بازسازی چند بخش از داده های کمتری در هر سیکل قلبی در هر مکان محور Z استفاده می کند، اما داده های پیش بینی اضافی را در همان مکان محور Z برای بازسازی کامل نیمه اسکن از ضربان های قلب اضافی به دست می آورد [۱۶]؛ در اصل، بخش های مختلف تصویر از ضربان های مختلف قلب به دست می آید؛ بازسازی موتیگمنت دوز تشعشع بیمار را در مقایسه با بازسازی تک قسمتی افزایش می دهد و مستعد ایجاد آرتیفکت از

بازسازی تصویر تنها از داده‌های به‌دست آمده در طول یک بخش کوتاه از چرخه قلبی استفاده می‌کند؛ سپس داده‌ها پس از پردازش می‌شوند تا با EKG ارتباط داشته باشند و فاز قلبی را به هر بخش از داده‌های بازسازی شده اختصاص دهند؛ برای تصویربرداری عروق کرونر، کل گردش خون را می‌توان در ۴ تا ۸ ثانیه با استفاده از اسکنر ردیفی ۶۴ آشکارساز تصویربرداری کرد؛ کیفیت تصویر با تار شدن ثانویه به ضربان قلب سریع و مصنوعات ثبت نامناسب ثانویه به تغییر ضربان قلب و آریتمی کاهش می‌یابد [۱۶-۱۴ و ۱۸]؛ برای سیستم‌های اشعه ایکس تک منبعی، بسته به تحمل بیمار باید از مسدودکننده‌های بتا برای کاهش ضربان قلب استفاده شود؛ الگوریتم‌های جبران حرکت، کیفیت تصویر ثابت‌تری را فراهم می‌کنند [۵].

۵. مواد حاجب

تزریق ماده حاجب برای مشخص کردن لومن عروقی و در صورت امکان برای تشخیص لومن از دیواره عروق ضروری است؛ از آنجایی که تحمل بالای بیمار و کدورت لومن بسیار مهم است، عامل ایده آل برای CTA غیریونی، ایزو یا اسمولار کم است و غلظت ید بالایی دارد؛ در ایالات متحده، حداکثر غلظت ۳۷۰ میلی گرم ید در میلی لیتر است؛ در اروپا ۴۰۰ میلی گرم ید در هر میلی لیتر موجود است؛ ویسکوزیته می‌تواند از سرعت تزریق بالا جلوگیری کند، اما با تزریق ماده حاجب گرم شده نزدیک به دمای فیزیولوژیک کاهش می‌یابد؛ آرتیفکت رگه‌ای که از ورید اجوف فوقانی و دهلیز راست سرچشمه می‌گیرد، همان‌طور که با غلظت ید بالا و حجم زیاد دیده می‌شود، پروتکل‌های تصویربرداری زیر بهینه‌شده را منعکس می‌کند؛ تزریق فلاش سالیان به دنبال کنتراست، باید از این مشکل جلوگیری کند؛ اکتساب‌های سریع‌تر، حجم‌های کنتراست کوچک‌تری را امکان‌پذیر می‌کنند، زیرا برای زمان‌های دریافت کوتاه‌تر، افزایش اوج مورد نیاز است [۲۲ و ۲۳].

۶. پارامترهای تصویربرداری ATC

پارامترهای اسکن بر کیفیت تصویر و دوز بیمار در CTA تاثیر می‌گذارد؛ عواملی مانند kV، mAs، گام، پیکربندی آشکارساز و زمان چرخش به هم مرتبط هستند؛ درک این روابط، طراحی پروتکل‌های بهینه را برای یک سیستم CT خاص و یک کاربرد معین ممکن می‌سازد [۲۴].

تغییرات ضربان به ضرب است [۱۷ و ۱۸]؛ بازسازی سگمنتال تطبیقی می‌تواند برای برخی از مصنوعات قلبی بی‌نظمی [۱۷ و ۱۹ و ۲۰]، بهبود حساسیت، ویژگی و دقت در تشخیص تنگی معنی‌داری با بازسازی نیمه اسکن از داده‌های مشابه به کار رود [۳ و ۲۱].

۴. تهیه تصویر

اکثر سی‌تی‌های آنژیوگرافی از سی‌تی ۳۰ حلزونی، با چرخش مداوم دروازه‌ای و حرکت جدول استفاده می‌کنند؛ همراه با زمان چرخش، گام مارپیچ سرعت جدول و در نتیجه سرعت اسکن حجم را تعیین می‌کند؛ باید دقت شود که گام مارپیچ و سرعت جدول با اولین گردش ماده کنتراست در ناحیه آناتومیک مورد نظر مطابقت داده شود؛ اکتساب‌هایی با سرعت مارپیچ و سرعت جدول بسیار بالا از بولوس ید پیشی می‌گیرند و در طول حداکثر افزایش کنتراست، داده‌ها را به‌دست نمی‌آورند؛ زمان انجام یک اسکن CTA، از اهمیت حیاتی برخوردار است؛ به‌طوری‌که داده‌ها در حین افزایش حداکثری به‌دست می‌آیند و نه قبل یا بعد از رسیدن کنتراست؛ برای اطمینان از زمان‌بندی مناسب گردش خون، اسکنرها از نرم‌افزار بولوس تست کوچک یا ردیابی خودکار بولوس استفاده می‌کنند؛ با رویکرد بولوس تست، مقدار کمی کنتراست تزریق می‌شود و اسکن‌های با دوز کم تشعشع به‌صورت سری جداگانه برای زمان رسیدن کنتراست به‌دست می‌آیند؛ پس از آن، یک اسکن CTA با دوز کامل ماده حاجب با تاخیر اسکن که توسط بولوس آزمایش تعیین می‌شود، به‌دست می‌آید. روش دوم رایج‌تر، ردیابی خودکار ورود بولوس اصلی با شروع خودکار متعاقب اکتساب است. این ردیابی بولوس با شروع تزریق اصلی کنتراست با اسکنر اسکن متناوب با دوز کم تشعشع انجام می‌شود؛ هنگامی که کدورت کنتراست به یک آستانه از پیش تعیین شده می‌رسد، اسکنر به‌طور خودکار، به موقعیت شروع حرکت می‌کند و جذب مارپیچ CTA را آغاز می‌کند؛ یک اسکن CTA با دوز کامل ماده حاجب با تاخیر اسکن که توسط بولوس آزمایش تعیین می‌شود، به‌دست می‌آید.

دریچه EKG گذشته‌نگر با CT مارپیچ، می‌تواند برای انجام حرکت از ریشه‌های آنورت در آنورتوگرافی CT یا برای CTA کرونر استفاده شود؛ دریچه گذشته‌نگر برای ارزیابی آنورت نزولی مورد نیاز نیست و نباید از آن استفاده کرد؛ زیرا دریچه گذشته‌نگر ذاتا دوز تشعشع بالاتری نسبت به تصویربرداری مارپیچ بدون دروازه دارد؛ هنگامی که از گیتینگ گذشته‌نگر استفاده می‌شود،

۶.۱. کیلو ولت

پتانسیل لوله یا kV نشان‌دهنده ولتاژ بین آند و کاتد لوله TC اشعه ایکس است و بنابراین انرژی اشعه ایکس ساطع شده را تعیین می‌کند؛ در مقایسه با انرژی‌های پایین‌تر، اشعه ایکس با انرژی بالاتر احتمال بیشتری برای عبور از بدن برای رسیدن به آشکارساز و ایجاد سیگنال دارند [۲۵]؛ اشعه ایکس با انرژی بالاتری که توسط بدن جذب می‌شود، انرژی بیشتری نسبت به پرتوهای با انرژی کمتر ذخیره می‌کند و در نتیجه دوز بیشتری را ایجاد می‌کند؛ علاوه بر این، پتانسیل لوله بالاتر باعث می‌شود اشعه ایکس بیشتری برای جریان لوله مشابه تولید شود؛ برای پارامترهای اسکن مشابه، تغییر kVp از ۱۲۰ به ۱۳۵ دوز را حدود ۳۳٪ افزایش می‌دهد [۲۶ و ۲۷].

۶.۲. sAm یا (میلی آمپر ثانیه)

جریان لوله یا mA تعداد اشعه ایکس تولید شده توسط لوله را تعیین می‌کند؛ همراه با زمان چرخش دروازه‌ای، نشان‌دهنده کل خروجی اشعه ایکس لوله در هر چرخش یا mAs است؛ تغییر mAs رایج‌ترین روش تنظیم دوز و سطح نویز است؛ نصف کردن mAs دوز بیمار را تا دو برابر کاهش می‌دهد، اما تعداد اشعه ایکس را که به آشکارساز می‌رسد نیز به نصف کاهش می‌دهد؛ نویز تصویر افزایش می‌یابد و قابلیت تشخیص کنتراست پایین کاهش می‌یابد [۲۸].

۶.۳. پیچ حلزونی

گام حلزونی، مسافتی است که میز CT در یک چرخش طی می‌کند تقسیم بر کل عرض آشکارساز فعال در جهت Z؛ گام‌های بالاتر به دلیل حرکت سریع‌تر میز و متعاقباً زمان روشن شدن نور کمتر در هر مکان محور Z، دوز کمتری دارد؛ به دلیل داده‌های اضافی با CT ردیف ۶۴ آشکارساز، الگوریتم‌های بازسازی خوب از گسترش پروفیل حساسیت برش (منحنی نشان‌دهنده رابطه بین عدد CT و موقعیت برش در امتداد محور Z بیمار در CT مارپیچ) با گام‌های بین ۱ و ۲ جلوگیری می‌کنند؛ با این حال، با افزایش گام، داده‌های طرح‌ریزی کمتری برای یک قطعه مشخص وجود دارد و در نتیجه نویز افزایش می‌یابد؛ برای جبران، mA به طور معمول افزایش می‌یابد؛ مقدار گام بالاتر نیز ممکن است مصنوعات مارپیچ بیشتری را ایجاد کند؛ بنابراین، افزایش مقادیر

زیر و بمی از نظر بالینی برای مطالعاتی که نیاز به جذب سریع با کاهش زمان اسکن دارند، مرتبط است [۵].

۶.۴. mAs eff (mAs موثر)

mAs eff mAs تقسیم بر گام است و به عنوان جانشین دوز استفاده شده است که برای مقایسه دوز بین پروتکل‌ها در یک اسکنر مدل مناسب است [۲۹]؛ با این حال، mAs eff مقدار مناسبی برای مقایسه دوز بین اسکنرها به دلیل تفاوت در هندسه و فیلتراسیون نیست [۲۹].

۶.۵. تطبیق

بسیاری از ترکیبات عرض و تعداد برش را می‌توان به دست آورد؛ پرتو واقعی اشعه ایکس کمی گسترده‌تر از عرض پرتو اسمی است که به عنوان تعداد ردیف‌های آشکارساز ضرب در عرض عنصر آشکارساز تعریف می‌شود؛ این قضیه تضمین می‌کند که آشکارسازهای لبه آرایه پوشش اشعه ایکس یکنواخت را دریافت می‌کنند و در نتیجه مقدار کمی تابش استفاده نشده به نام نیم سایه ایجاد می‌شود؛ به طور معمول، مقدار کل نیم سایه بدون توجه به عرض نامی پرتو یکسان است؛ بنابراین، با پرتوهای بزرگ‌تر، تابش اضافی از نیم‌سایه درصد کمتری از عرض کلی پرتو مفید است؛ ترکیبی از پرتو عریض و برش‌های نازک‌تر، کیفیت تصویر و کارایی دوز را بهینه می‌کند [۵].

۶.۶. عرض برش به دست آمده و بازسازی شده

عرض برش به دست آمده، به پیکربندی آشکارساز بستگی دارد و بنابراین حداقل عرض تصویر بازسازی شده را تعیین می‌کند؛ به عنوان مثال، تصاویر از پیکربندی آشکارساز ۱۶ × ۱ میلی‌متر را می‌توان در ۱ میلی‌متر یا بیشتر بازسازی کرد؛ یک پیکربندی ۱۶ × ۰.۵ میلی‌متری بازسازی برش ۰.۵ میلی‌متری را امکان‌پذیر می‌کند؛ در دوز تابش برابر، برش‌های ضخیم‌تر، نویز کمتری دارند، زیرا به نسبت فوتون‌های بیشتری استفاده می‌شود؛ با این حال، معاوضه ضعیف‌تر وضوح محور Z و پس از آن آثار حجم جزئی است که شامل تصویربرداری عروق و تصویر اصلاح می‌شود؛ بنابراین، برای حل و فصل جزئیات تصویر کوچک در روال فرهنگ و هنر، کیفیت تصویر و کارایی Optimim دوز استفاده از باریک‌ترین برش در دسترس است [۳۰-۳۲].

۶.۷. هسته بازسازی

10.1148/radiol.14132232. PMID: 24848958; PMCID: PMC4669887.

- [5] Kumamaru KK, Hoppel BE, Mather RT, Rybicki FJ. CT angiography: current technology and clinical use. *Radiol Clin North Am.* 2010 Mar;48(2):213-35, vii. doi: 10.1016/j.rcl.2010.02.006. PMID: 20609871; PMCID: PMC2901244.
- [6] Leiner T, de Haan MW, Nelemans PJ, van Engelshoven JM, Vassbinder GB. Contemporary imaging techniques for the diagnosis of renal artery stenosis. *Eur Radiol.* 2005 Nov;15(11):2219-29. doi: 10.1007/s00330-005-2826-6. Epub 2005 Jun 28. PMID: 15983776.
- [7] Arora S, Chien JD, Cheng SC, Chun KA, Wintermark M. Optimal carotid artery coverage for carotid plaque CT-imaging in predicting ischemic stroke. *J Neuroradiol.* 2010 May;37(2):98-103. doi: 10.1016/j.neurad.2009.04.002. Epub 2009 Jul 1. PMID: 19573923.
- [8] Rozie S, de Weert TT, de Mony C, Homburg PJ, Tanghe HL, Dippel DW, van der Lugt A. Atherosclerotic plaque volume and composition in symptomatic carotid arteries assessed with multidetector CT angiography; relationship with severity of stenosis and cardiovascular risk factors. *Eur Radiol.* 2009 Sep;19(9):2294-301. doi: 10.1007/s00330-009-1394-6. Epub 2009 Apr 22. PMID: 19384548; PMCID: PMC2719076.
- [9] Buckley O, Rybicki FJ, Gerson DS, Huether C, Prior RF, Powers SL, Ersoy H. Imaging features of intramural hematoma of the aorta. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2010 Jan;26(1):65-76. doi: 10.1007/s10554-009-9504-8. Epub 2009 Sep 24. PMID: 19777368.
- [10] Hsieh, J. *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances.* SPIE OpticalEngineering Press; Bellingham, WA: 2003.
- [11] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol.* 2006 Feb;16(2):256-68. doi: 10.1007/s00330-005-2919-2. Epub 2005 Dec 10. Erratum in: *Eur Radiol.* 2006 Jun;16(6):1405. PMID: 16341833.

داده‌های به‌دست آمده توسط هسته بازسازی فیلتر می‌شوند که تا حد زیادی بر وضوح فضایی درک شده، نویز تصویر و دوز مورد نیاز برای تصاویر مفید بالینی تأثیر می‌گذارد؛ هسته‌های تیزتر وضوح فضایی درون صفحه را با کاهش نویز بیشتر بهبود می‌بخشد؛ هسته‌های نرم‌تر نویز را به قیمت وضوح درون صفحه کاهش می‌دهند؛ هسته‌های اکثر آزمایش‌های CT، نسبتاً تیز هستند که نشان‌دهنده نیازمندی به جزئیات فضایی در عروق کوچک است؛ تیزترین هسته‌های مورد استفاده در عمل بالینی، برای ارزیابی قطر مجرای استنت و تشخیص تنگی‌های استنت هستند [۳۳].

۷. نتیجه گیری

در این مقاله، به‌اختصار به بررسی مفاهیمی از آنژیوگرافی توموگرافی کامپیوتری با بیان ساده پرداخته شد و نکاتی در خصوص وضوح فضایی، وضوح مکانی، تهیه تصویر بیان شد؛ همچنین پارامترهای تصویربرداری ارائه شد؛ توجه به این نکات باعث می‌شود تا تصویر با کیفیتی حاصل شود و در نتیجه تشخیص دقیق‌تری در رابطه با بیماری داده شود.

۸. مراجع

- [1] Chung JW, Park JH, Im JG, Chung MJ, Han MC, Ahn H. Spiral CT angiography of the thoracic aorta. *Radiographics.* 1996 Jul;16(4):811-24. doi: 10.1148/radiographics.16.4.8835973. PMID: 8835973.
- [2] Chow LC, Rubin GD. CT angiography of the arterial system. *Radiol Clin North Am.* 2002 Jul;40(4):729-49. doi: 10.1016/s0033-8389(02)00020-9. PMID: 12171182.
- [3] Ghekiere O, Salgado R, Buls N, Leiner T, Mancini I, Vanhoenacker P, Dendale P, Nchimi A. Image quality in coronary CT angiography: challenges and technical solutions. *Br J Radiol.* 2017 Apr;90(1072):20160567. doi: 10.1259/bjr.20160567. Epub 2017 Mar 7. PMID: 28055253; PMCID: PMC5605061.
- [4] Rubin GD, Leipsic J, Joseph Schoepf U, Fleischmann D, Napel S. CT angiography after 20 years: a transformation in cardiovascular disease characterization continues to advance. *Radiology.* 2014 Jun;271(3):633-52. doi:

- 10.1148/radiol.2412051384. Epub 2006 Sep 11. PMID: 16966483.
- [19] Wintersperger BJ, Nikolaou K, von Ziegler F, Johnson T, Rist C, Leber A, Flohr T, Knez A, Reiser MF, Becker CR. Image quality, motion artifacts, and reconstruction timing of 64-slice coronary computed tomography angiography with 0.33-second rotation speed. *Invest Radiol.* 2006 May;41(5):436-42. doi: 10.1097/01.rli.0000202639.99949.c6. PMID: 16625106.
- [20] Hein I, Taguchi K, Silver MD, Kazama M, Mori I. Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT. *Med Phys.* 2003 Dec;30(12):3233-42. doi: 10.1118/1.1625443. PMID: 14713090.
- [21] Dewey M, Laule M, Krug L, Schnapauff D, Rogalla P, Rutsch W, Hamm B, Lembcke A. Multisegment and halfscan reconstruction of 16-slice computed tomography for detection of coronary artery stenoses. *Invest Radiol.* 2004 Apr;39(4):223-9. doi: 10.1097/01.rli.0000115201.27096.6e. PMID: 15021326.
- [22] Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA, Hittmair K. Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography. *Radiology.* 2000 Feb;214(2):363-71. doi: 10.1148/radiology.214.2.r00fe18363. PMID: 10671582.
- [23] Halpern EJ. Triple-rule-out CT angiography for evaluation of acute chest pain and possible acute coronary syndrome. *Radiology.* 2009 Aug;252(2):332-45. doi: 10.1148/radiol.2522082335. PMID: 19703877.
- [24] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics.* 2002 Nov-Dec;22(6):1541-53. doi: 10.1148/rg.226025128. PMID: 12432127.
- [25] Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys.* 2009 Mar;36(3):993-1007. doi: 10.1118/1.3075901. PMID: 19378760.
- [26] Downes P, Jarvis R, Radu E, Kawrakow I, Spezi E. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit. *Med Phys.* 2009 Sep;36(9):4156-67. doi: 10.1118/1.3196182. PMID: 19810489.
- [12] McCollough CH, Schmidt B, Yu L, Primak A, Ulzheimer S, Bruder H, Flohr TG. Measurement of temporal resolution in dual source CT. *Med Phys.* 2008 Feb;35(2):764-8. doi: 10.1118/1.2826559. PMID: 18383698; PMCID: PMC2701968.
- [13] Araoz PA, Kirsch J, Primak AN, Braun NN, Saba O, Williamson EE, Harmsen WS, Mandrekar JN, McCollough CH. Optimal image reconstruction phase at low and high heart rates in dual-source CT coronary angiography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2009 Dec;25(8):837-45. doi: 10.1007/s10554-009-9489-3. Epub 2009 Aug 9. PMID: 19669664; PMCID: PMC2788116.
- [14] Xu L, Yang L, Zhang Z, Li Y, Fan Z, Ma X, Lv B, Yu W. Low-dose adaptive sequential scan for dual-source CT coronary angiography in patients with high heart rate: comparison with retrospective ECG gating. *Eur J Radiol.* 2010 Nov;76(2):183-7. doi: 10.1016/j.ejrad.2009.06.003. PMID: 19595528.
- [15] Blankstein R, Shah A, Pale R, Abbata S, Bezerra H, Bolen M, Mamuya WS, Hoffmann U, Brady TJ, Cury RC. Radiation dose and image quality of prospective triggering with dual-source cardiac computed tomography. *Am J Cardiol.* 2009 Apr 15;103(8):1168-73. doi: 10.1016/j.amjcard.2008.12.045. Epub 2009 Mar 4. PMID: 19361609.
- [16] Blobel J, Baartman H, Rogalla P, Mews J, Lembcke A. Räumliche und zeitliche Auflösung für die Herzdiagnostik mit 16-Schicht-Computertomographie [Spatial and temporal resolution with 16-slice computed tomography for cardiac imaging]. *Rofo.* 2003 Sep;175(9):1264-71. German. doi: 10.1055/s-2003-41925. PMID: 12964084.
- [17] Herzog C, Arning-Erb M, Zangos S, Eichler K, Hammerstingl R, Dogan S, Ackermann H, Vogl TJ. Multi-detector row CT coronary angiography: influence of reconstruction technique and heart rate on image quality. *Radiology.* 2006 Jan;238(1):75-86. doi: 10.1148/radiol.2381041595. PMID: 16373760.
- [18] Leschka S, Wildermuth S, Boehm T, Desbiolles L, Husmann L, Plass A, Koepfli P, Schepis T, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Noninvasive coronary angiography with 64-section CT: effect of average heart rate and heart rate variability on image quality. *Radiology.* 2006 Nov;241(2):378-85. doi:

- [27] Horiguchi J, Fujioka C, Kiguchi M, Yamamoto H, Kitagawa T, Kohno S, Ito K. Prospective ECG-triggered axial CT at 140-kV tube voltage improves coronary in-stent restenosis visibility at a lower radiation dose compared with conventional retrospective ECG-gated helical CT. *Eur Radiol.* 2009 Oct;19(10):2363-72. doi: 10.1007/s00330-009-1419-1. Epub 2009 May 9. PMID: 19430797.
- [28] Huda W. Dose and image quality in CT. *Pediatr Radiol.* 2002 Oct;32(10):709-13; discussion 751-4. doi: 10.1007/s00247-002-0796-2. Epub 2002 Aug 28. PMID: 12244459.
- [29] Mahesh, M. MDCT Physics: The Basics-Technology, Image Quality and Radiation Dose. 1st ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
- [30] Shiraishi J, Tsuda K, Inoue Y, Onoyama Y. Measurement of CT section thickness by using the partial volume effect. *Radiology.* 1992 Sep;184(3):870-2. doi: 10.1148/radiology.184.3.1509082. PMID: 1509082.
- [31] Lu MT, Ersoy H, Whitmore AG, Lipton MJ, Rybicki FJ. Reformatted Four-Chamber and Short-Axis Views of the Heart Using Thin Section (Acad Radiol. 2007;14(9):1108-1112. doi:10.1016/j.acra.2007.05.019.
- [32] McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys.* 1999 Nov;26(11):2223-30. doi: 10.1118/1.598777. PMID: 10587202.
- [33] Sirineni GK, Kalra MK, Pottala K, Waldrop S, Syed M, Tigges S. Effect of contrast concentration, tube potential and reconstruction kernels on MDCT evaluation of coronary stents: an in vitro study. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2007;23(2):253-263. doi:10.1007/s10554-006-9107-6.