Paramedical Sciences and Military Health
Volume 11, Number 3, Autumn 2016

Review Article

Radiation Protection of Patients in Cardiac CT Angiography

Amin Banaei[1,2]*, Salar Bijari[2]

[1] *Department of Radiology, Faculty of Paramedical Sciences, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran*
[2] *Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran*

Abstract

Introduction: Cardiac CT (Computed Tomography) angiography applies as a pre-exam method for evaluating the patients with medical problems in their cardiac arteries. Due to the high delivered dose in this imaging method, dose reduction techniques and imaging strategies that serve the images quality with minimum patient dose are the subjects for investigation and research studies. This study will evaluate and discuss the clinical aspects and dose reduction techniques in cardiac CT angiography briefly.

Methods and Materials: This research is theoretical and analytical method that was performed by searching “cardiac CT angiography, radiation protection, and patient’s dose reduction methods” key words in the Google Scholar, Science Direct, PubMed and Scopus web sites in terms of content (Content Analysis). This article was written based on the 10 chosen articles which were found after the research in the internet web sites.

Results: Various applied techniques like tube current control using ECG (electro-cardiogram), X-ray tube voltage reduction, scan sequence changing methods, greater detector coverage and working modes with higher pitches are available in cardiac CT angiography for reduction in the delivered dose to the patients.

Discussion and Conclusion: Several applied strategies are available for dose reduction in cardiac CT angiography in daily applications. Most of these dose reduction strategies which are useful in many patients can be used in most of the clinical cases. Nowadays, many of techniques using dose saving algorithms were presented commercially. It is very essential and important to adapt the scan protocol with any possible dose reduction strategy for every patient as mentioned in the American heart institute scientific meeting in 2008. Combination of several dose saving algorithms are usually feasible and cause to more effective dose reduction in cardiac CT angiography.

Keywords: Cardiac CT Angiography, Radiation Protection, Dose Reduction Methods

*(Corresponding author) Amin Banaei, Department of Radiology, Faculty of Paramedical Sciences, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran. Tel:+98-9372268395; email: amin.banaii@modares.ac.ir

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال یازدهم، شماره سوم، پاییز ۱۳۹۵

حفاظت پرتویی بیماران در سی تی آنژیوگرافی قلب

امین بنایی[۱و۲*]، سالار بیجاری[۲]

[۱] گروه تکنولوژی پرتو شناسی (رادیولوژی)، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران
[۲] گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

مقدمه: روش تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی قلبی، به صورت یک پیش آزمون برای بررسی بیماران دارای مشکل در شریان‌های قلبی، به کار می‌رود. به دلیل دوز بالای بیماران در این روش تصویربرداری، روش‌های کاهش دوز و استراتژی‌های تصویربرداری‌ای که کمترین دوز را با حفظ کیفیت تصاویر به بیماران برسانند، مورد مطالعه و تحقیق می‌باشد. مقاله حاضر به طور مختصر جنبه‌های بالینی و روش‌های کاهش دوز در سی تی آنژیوگرافی قلبی را مورد بررسی قرار می‌دهد.

مواد و روش‌ها: این تحقیق از نوع نظری و از لحاظ روش به شیوه تحلیل محتوا (Content Analysis) با جستجو واژه‌های کلیدی سی تی آنژیوگرافی قلبی، حفاظت پرتویی و روش‌های کاهش دوز بیماران در پایگاه‌های اینترنتی google scholar، science direct، pubmed و Scopus انجام گرفته است. بعد از انجام جستجو، از میان مقالات به دست آمده، ۱۰ مقاله برگزیده شده و بر اساس آن‌ها این مقاله به نگارش در آمده است.

یافته‌ها: به منظور کاهش دوز بیماران در سی تی آنژیوگرافی قلبی، روش‌های کاربردی مختلفی مانند کنترل جریان تیوب با استفاده از ECG، کاهش ولتاژ تیوب پرتو ایکس، روش‌های تغییر توالی اسکن، پوشش آشکارسازی بزرگ‌تر و حالت‌های با گام (Pitch) بیشتر برای کاهش دوز واگذار شده به بیمار در سی تی آنژیوگرافی قلبی وجود دارند.

بحث و نتیجه‌گیری: برای کاهش دوز اکسپوژر تابشی در CT قلب برای کاربردهای روزانه چندین استراتژی عملی هم اکنون در دسترس هستند. بسیاری از استراتژی‌های ذخیره دوز که در بسیاری از بیماران کاربردی است، می توانند به طور بسیار زیاد مورد استفاده قرار بگیرند. همانطور که در نشست علمی موسسه قلب امریکا در سال ۲۰۰۸ بیان شد تکنیک‌های بسیاری که از الگوریتم‌های ذخیره دوز استفاده می کرده‌اند، هم اکنون به صورت تجاری ارائه شدند و بسیار مهم و ضروری است که پروتکل اسکن را برای هر بیمار با استفاده از هرگونه استراتژی ممکن برای کاهش دوز به صورت انفرادی سازگار کرد. تلفیق چندین الگوریتم ذخیره دوز معمولاً عملی است و منجر به کاهش مؤثری در دوز تابشی در بررسی CT قلبی می‌شود.

واژه‌های کلیدی: سی تی آنژیوگرافی قلبی، حفاظت پرتویی، روش‌های کاهش دوز

مقدمه

با کاربرد گسترده ژنراتورهای اسکنر چند اسلایسه نوین، روش تصویربرداری سی تی تبدیل به یک ابزار جدید برای ارزیابی شریان‌های قلبی شده است. کاربرد معمول سی تی آنژیوگرافی قلبی (Cardiac Computed Tomography Angiography (CCTA)) به صورت یک پیش آزمایش بر روی بیماران برای مشاهده بیماری‌های شریان‌های قلبی می‌باشد. دوز تابشی و استراتژی‌های کاهش دوز به عنوان کانون‌های مهمی برای مطالعه و تحقیق درآمده‌اند. چندین

* (نویسنده مسئول) امین بنایی، گروه تکنولوژی پرتوشناسی (رادیولوژی)، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران.
تلفن: ۰۹۸۹۳۷۲۲۶۸۳۹۵+ آدرس الکترونیکی: amin.banaii@modares.ac.ir

تحلیل کوچک‌تر نشان داده‌اند که دوز مؤثر تابشی برای spiral CCTA میان ۶٫۴ تا ۲۷٫۸ میلی سیورت می‌باشد (۱-۴). مشاهدات بیشتر بیانگر این موضوع هستند که دوز مؤثر تابشی بستگی زیادی به استراتژی کاهش دوز دارد. میانه دوز ۱۹۶۵ مورد آزمایش CCTA، ۸۸۵mGyxcm که به دوز مؤثر پیش بینی شده ۱۲ میلی سیورت وابسته می‌شود، بود. اگرچه تفاوت و اختلاف‌های بسیار بزرگی میان بررسی‌های انجام شده، مشاهده گردیده است. که همین اختلاف‌ها پتانسیل بالای کاهش دوز را نشان می‌دهند.

CCTA به عنوان یک مدالیته تشخیصی به عنوان پیش آزمون در دردهای سینه برای تشخیص بیماری‌های شریان‌های قلبی، انسدادها و گرفتگی‌های ریوی و تشریح آئورت قفسه سینه به کار می‌رود. چندین روش و الگوریتم برای کاهش دوز بیمار پیشرفت نموده و گسترش یافته‌اند. مهم‌ترین بخش در سی تی از دیدگاه دوزیمتری سی تی آنژیوگرافی می‌باشد.

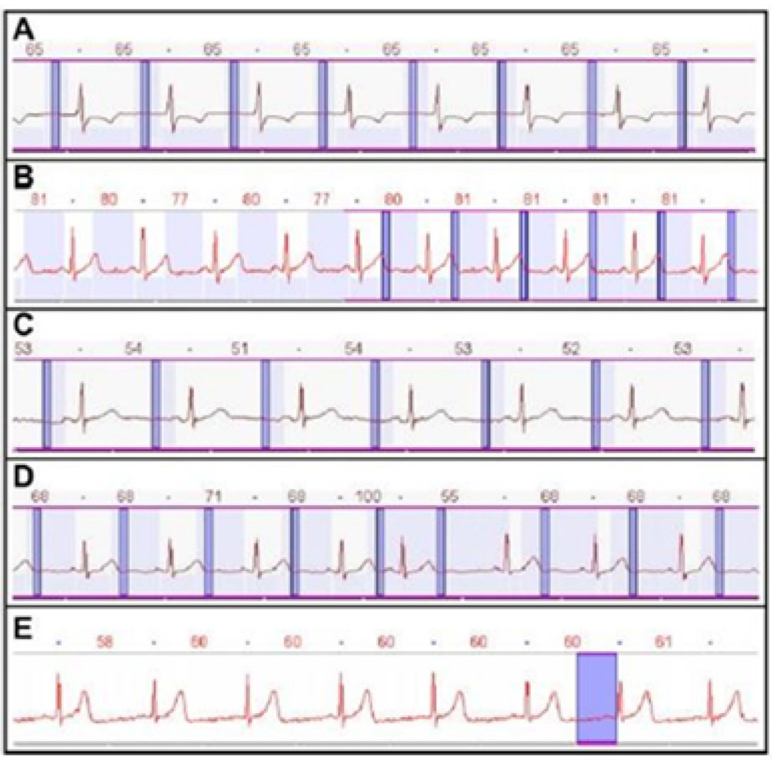
مقاله حاضر به طور مختصر جنبه‌های بالینی و روش‌های کاهش دوز در سی تی آنژیوگرافی قلبی را مورد بررسی قرار می‌دهد.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع نظری و از لحاظ روش به شیوه تحلیل محتوا (Content Analysis) با جستجو واژه‌های کلیدی اقدامات مراقبتی، انفجارهای هسته‌ای، اثرات رادیوبیولوژیکی پرتو، سندرم حاد تشعشعی و سوانح تشعشعی در پایگاه‌های اینترنتی google scholar، science direct، pubmed و Scopus انجام گرفته است. بعد از انجام جستجو، از میان مقالات به دست آمده، ۱۰ مقاله برگزیده شده و بر اساس آن‌ها این مقاله به نگارش در آمده است.

یافته‌ها

روش‌های مختلفی مانند کنترل جریان تیوب با استفاده از ECG، کاهش ولتاژ تیوب پرتو ایکس، روش‌های تغییر توالی اسکن، پوشش آشکارسازی بزرگ‌تر و حالت‌های با گام (Pitch) بیشتر برای کاهش



شکل ۱- نمودار کنترل شدت جریان تیوب با استفاده از ECG در نرخ‌های قلبی متفاوت. A) بیمار با نرخ قلبی ۶۶ بیت بر ثانیه و یک پنجره پالس باریک به دلیل نرخ قلبی کم و پایدار B) بیمار با نرخ قلبی ۸۰ بیت بر ثانیه که پنجره پالس به دلیلی اینکه بتوان از فاز سیستول تصویربرداری نمود، گسترش یافته است. C) بیمار با نرخ قلبی پایین و پایدار، همراه با پنجره پالس ECTCM باریک همراه با کاهش شدت جریان تیوب به ۴٪ مقدار آن هنگام فاز قلبی که برای تصویرسازی مورد نیاز نیستند D) سازگاری اتوماتیک پنجره پالسی در بیماری که نرخ قلبی حدود ۷۰ بیت بر ثانیه دارد و یک حفره قلبی خارج سیستولی. هنگام وجود چنینی آریتمی ای جریان تیوب در سطح بالای خود قرار خواهد داشت E) ECG هنگام آزمایش بر روی بیماری با نرخ قلبی ۶۰ بیت بر ثانیه در حالت گام (Pitch) بالا

دوز واگذار شده به بیمار در سی تی آنژیوگرافی قلبی وجود دارند، در ادامه به توضیح هر یک از این روش‌ها پرداخته می‌شود.

الف) کنترل جریان تیوب با استفاده از ECG

(ECG-controlled tube current modulation یا ECTCM)

در بیماران با نرخ ضربان قلبی پایین‌تر، بهترین تصویر در CCTA هنگامی به دست می‌آید که باز سازی تصویر از میانه تا انتهای دیاستول (انبساط قلبی) و با حداقل جابجای شریان‌های قلبی انجام پذیرد. بنابر این میزان زیادی از داده‌های جمع‌آوری شده در بازه R-R برای بازسازی تصویر مورد نیاز نمی‌باشد. هنگام کاربرد الکتروکاردیوگرام (ECG) که با مدولاسیون جریان تیوب کنترل می‌شود، جریان تیوب می‌تواند با توجه به ECG بیمار مدوله شود و جریان کامل تیوب به هنگام رسیدن به فاز مربوطه را داشته باشد و در بازه باقیمانده جریان تیوب ۲۰٪ جریان کل باشد. نشان داده شده است که ECTCM به طور مؤثری باعث کاهش دوز در هنگام تصویر برداری با اسپیرال سی تی می‌شود (۱–۳). در مطالعه‌ای (۶) از ECTCM برای ۷۳٪ از بیماران مورد آزمایش در اسپیرال سی تی استفاده شده است و باعث کاهش DLP در حدود ۲۵٪ در مقایسه با بیمارانی که از ECTCM استفاده نکرده‌اند، شده است. به دلیل اختلافات مشاهده شده در کاهش دوز، این روش نیازمند مطالعات و تحقیقات بیشتر و همچنین الگوریتم‌های مورد استفاده از این روش در سیستم‌های سی تی ۶۴ اسلایسه می‌باشد. در بیماران با نرخ بالاتر قلبی بازسازی اضافی در انتهای سیستول معمولاً برای دستیابی به کیفیت تصویر تشخیصی بهتر مورد نیاز است. برای بازسازی تصویر سیستولیک ممکن است بیمار بدون ECTCM یا با استفاده از جریان کامل تیوب که باعث دوز تابشی بالاتر می‌شود، تابش دهی گردد. الگوریتم‌های خودکار سازی شده ECTCM اجازه سازگاری انعطاف پذیر با صفحه جریان کامل تیوب به قلب با نرخ بالا را می‌دهند. هنگام استفاده از این الگوریتم‌ها جریان کامل ۳۵٪ تا ۷۰٪ از بازه زمانی R-R به کار برده می‌شود. شکل ۱ شماتیکی از این پدیده را به نمایش می‌گذارد.

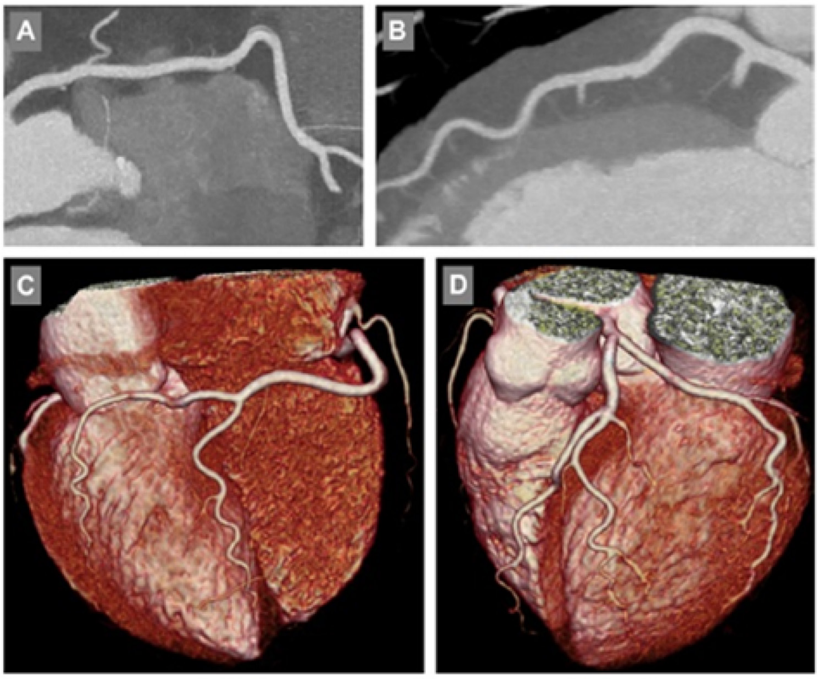
با توجه به تجربیات الگوریتم پیشرفته ECTCM، این روش در بیش از ۹۸٪ بیماران ای که تحت آزمایش CCTA اسپیرال قرار گرفته‌اند کاربرد دارد. بیشترین تأثیر در کاهش دوز بیمار با استفاده از ECTCM در بیمارانی است که دارای نرخ قلبی پایین و پایداری هستند. برخی از فروشندگان دستگاه‌های سی تی الگوریتم‌هایی را پیشنهاد می‌کنند که باعث کاهش و کمینه شدن میزان جریان تیوب می‌شود. یکی از این الگوریتم‌ها MinDose نام دارد که مخصوص شرکت زیمنس است، این الگوریتم جریان تیوب را در فازهایی که مربوط به تشخیص‌های قلبی نمی‌باشد تا سطح ۴٪ کاهش می‌دهد. با کاربرد این الگوریتم‌های پیشرفته، کاهش دوز تابشی بیش از ۳۰٪ خواهد شد، با توجه به این که جریان تیوب در فازهای نامربوط حدود ۲۰٪ جریان کل می‌شود. یک روش دیگر در که در دستگاه‌های شرکت سیستم‌های پزشکی توشیبا مطرح شده است، surecardio prospective است. این الگوریتم تیوب پرتو ایکس را در انتهای هر دیاستول خاموش نموده و جریان را در آغاز دیاستول بعدی به ۱۰۰٪ می‌رساند.

ب) گام سازگار شده

در گرد آوری تصویر اسپیرال feed، مقدار گام جابجایی میز را در هر چرخش که با پهنای بیم کولیماته شده تقسیم می‌شود را معرفی می‌کند. بنابراین واژه‌ای است که سرعت اسکن حجم پوشش داده شده را بیان می‌کند. نرخ‌های بالای قلبی اجازه مقدار گام بیشتر را می‌دهد که خود باعث کاهش دوز تابشی می‌گردد، چرا که سرعت اسکن بالاتر رفته است. اسکنرهای سی تی جدید ۲ چشمه‌ای الگوریتمی به نام گام سازگار شده دارند. این الگوریتم به صورت خودکار مقدار گام را با توجه به نرخ قلبی بیمار تنظیم می‌کند. بنابر این اسکن در نرخ‌های قلبی بالاتر باعث کاهش دوز برآورد شده در مقایسه با اسکن برای نرخ‌های قلبی پایین‌تر می‌شود. اگرچه در کاربردهای عملی این اثر می‌تواند با گسترش پنجره ECTCM در بیماران با نرخ قلبی بالا با توجه به نیاز بازسازی تصویر در فازهای مختلف چرخه قلبی جبران گردد.

ج) کاهش ولتاژ تیوب به ۱۰۰ کیلو ولت

CCTA معمولاً با ولتاژ ۱۲۰ کیلو ولت انجام می‌پذیرد. اگرچه جمع آوری اطلاعات تصویری با ولتاژ ۱۰۰ کیلو ولت نیز امکان پذیر است و این باعث کاهش دوز می‌شود، چرا که دوز با مربع ولتاژ تیوب تغییر می‌کند. به دلیل اینکه نویز تصویر با کاهش ولتاژ دچار



شکل ۲- کیفیت تصویر CCTA در بیماری با نرخ قلبی کم و پایدار که با روش اسکن متوالی تصویربرداری شده است. دوز مؤثر برآورد شده برای این بیمار ۲/۶mSv بوده است. این شکل بیشترین شدت پروجکشن شریان کرونری راست را نشان می‌دهد. (A) و شریان پایین رونده چپ از روبرو (B) و همچنین بازسازی حجمی ۳ بعدی قلب از نمای پشت (C) و از نمای جلو (D).

افزایش می‌شود، پروتکل اسکن ۱۰۰ کیلو ولت پیشنهاد می‌گردد. در مطالعه‌ای (۶) استفاده از پروتکل ۱۰۰ کیلو ولت نسبت به پروتکل ۱۲۰ کیلو ولت برای ولتاژ تیوب، باعث کاهش ۵۱ درصدی دوز دریافتی بیماران شده است. به دلیل افزایش نویز با کاهش ولتاژ تیوب، در تحقیقی دیگر (۵)، ۴۰۰ بیمار با وزن کمتر از ۹۰ کیلو گرم یا ضریب جرم بدنی کمتر از ۳۰Kg/m۲ مورد بررسی قرار گرفتند و نتایج تفاوت چندانی در کیفیت تصویر میان ۲ پروتکل را نشان ندادند، با اینکه دوز تابشی در حدود ۳۱٪ کاهش داشت. به عنوان یک نتیجه گیری کلی از مطالعات (۵ و۶)، پروتکل ولتاژ تیوب ۱۰۰ کیلو ولت به ویژه برای بیماران کمتر از ۹۰ کیلو گرم یا شاخص جرم بدنی کمتر از ۳۰Kg/m۲ که تحت آزمایش CCTA قرار می‌گیرند، به شدت پشتیبانی شده است. قابل ذکر است که هنگام کاربرد پروتکل ۱۰۰ کیلو ولت باید از کرنل بازسازی تصویر نرم تری استفاده نمود.

د) اسکن متوالی (Sequential Scanning)

CCTA معمولاً با ECG گیت شده انجام می‌شود که شرح آن در پاراگراف‌های قبلی توضیح داده شد. می‌توان با روش ECG- triggered sequentional scan mode باعث کاهش هرچه بیشتر دوز تابشی شد. به طور برجسته این الگوریتم برای رسوب‌های کلسیم بدون کنتراست استفاده می‌شده است. به تازگی این تکنیک اسکن در CCTA دو باره معرفی گردیده است (۸). با این روش «حالت گام به گام شده و شلیکی» تابش تنها در نقاط زمانی از پیش تعریف شده در چرخه قلبی که مربوط به بازسازی تصویر می‌باشد، صورت می‌گیرد. در تضاد با مد اسکنی اسپیرال، میز به صورت گسسته درون محفظه دارای گانتری میان فازهای جمع آوری اطلاعات تصویر حرکت می‌کند.

در تحلیلی که ۵۱۴ بیمار با سیستم CT دو چشمه‌ای مورد آزمایش قرار گرفتند (۹)، نشان داده شد که ۶۳٪ کاهش دوز برای این روش (۳/۴±۲/۲ mSv) در مقایسه با سیستم جمع آوری اطلاعات استاندارد CT (۷/۶ ± ۵/۰ mSv) مشاهده می‌گردد. و چیزی که با اهمیت است، این است که کیفیت تصویر میان این دو روش به طور چشمگیری تفاوت نمی‌کند.همچنین در گزارشی دیگر توسط Hirai و دیگران (۱۰) کاهش دوزی به اندازه ۷۹٪ بدون تغییر در کیفیت تصویر بیان شده است.در این تحقیق ۶۰ بیمار با نرخ ضربان قلبی کمتر از ۷۵beat/min شرکت داشته‌اند.

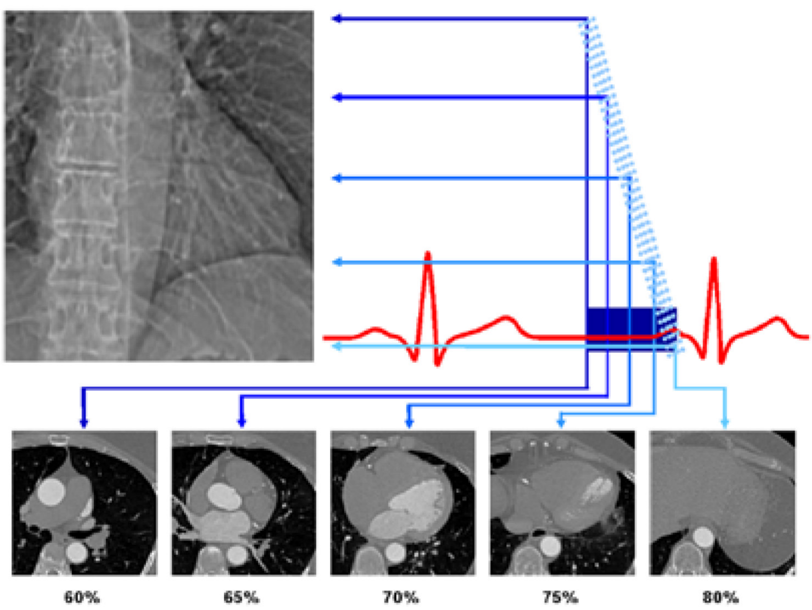
در مطالعه حفاظت۱ (۱۱) ۷۱٪ کاهش در دوز تابشی CCTA برای تکنیک اسکن سکونشیال در مقایسه با روش استاندارد اسکن اسپیرال می‌تواند نشان داده شود. (شکل ۲)

اگرچه این مطالعات، این مفهوم را که کیفیت تصویر در حالت اسکن سکونشیال بالا می‌باشد را پشتیبانی می‌کنند، اما هنوز این موضوع که کیفیت تصاویر گرفته شده در این روش قابل مقایسه با روش‌های معمول باشد، نامشخص باقی مانده است. مطالعه حفاظت۳، اثرات حالت‌های اسکن را بر روی کیفیت تصویر مورد تحقیق قرار می‌دهد.

ه) پوشش آشکارسازی بزرگ‌تر

آرتیفکت‌های گام‌ها محدودیت اصلی در حالت اسکن سکونشیال هستند همانطور که الگوریتم‌های اسکن روش اسپیرال، محدودیت اصلی در این روش به حساب می‌آیند. چرا که ممکن است آن‌ها ارزیابی‌های درستی از شریان‌های قلبی را در دو محور تصویر را با یکدیگر جمع نمایند. بنابراین روش اسکن سکونشیال معمولاً آهنگ ضربان قلبی ثابتی نیاز دارد.

برای روبه رو شدن با این آرتیفکت‌های مربوط به گام، سیستم‌های نوین CT با آشکارسازهای بسیار بزرگ تولید شده‌اند برای اینکه بتوانند حجم بیشتری را پوشش دهند، بنابراین می‌تواند در بازه کل اسکن، نواحی هم پوشانی کمتری داشته باشند. سیستم‌های نوین تصویربرداری ۲۵۶اسلایسه CTو پوشش آشکارسازی ۸۰mm اجازه می‌دهند تنها با یک ناحیه هم پوشانی در حالت اسکن سکونشیال، قلب به تصویر کشیده شود. در ۸۹ بیمار که با این اسکنرها مورد تصویر برداری قرار گرفته‌اند (۱۲)، نشان داده شده است که دوز میانگین مؤثر ۴mSv با خطای آزمایش ۱mSv برای حالت اسکن سکونشیال و ۱۱/۴mSv با خطای آزمایش ۳/۴mSv برای حالت اسکن اسپیرال بوده است. بنابراین تا اکسپوژر تابشی با سیستم‌های جدید ۶۴اسلایسه CT قابل مقایسه است. سیستم‌های مقطع نگاری رایانه‌ای بسیار جدیدی نیز معرفی شده‌اند که دارای ۳۲۰اسلایس و با پهنای آشکارساز ۱۶ سانتی متر می‌باشند، که مطالعه‌ی قلب را بدون جابه‌جایی تخت بیمار فراهم می‌سازند. در مطالعه‌ای که Rybicki و دیگران (۱۳) بر روی این سیستم جدید انجام داده‌اند گزارش نموده‌اند که دوز تابشی ۷/۲mSv با خطای ۲/۳mSv برای حالت اسکن سکونشیال و ۱۴mSv با خطای ۲/۳mSv برای حالت اسکن اسپیرال بوده است. تنها چندین مطالعه‌ی کلینیکی انجام شده است که نیاز به مطالعات بیشتر برروی این تکنولوژی جدید احساس می‌شود.

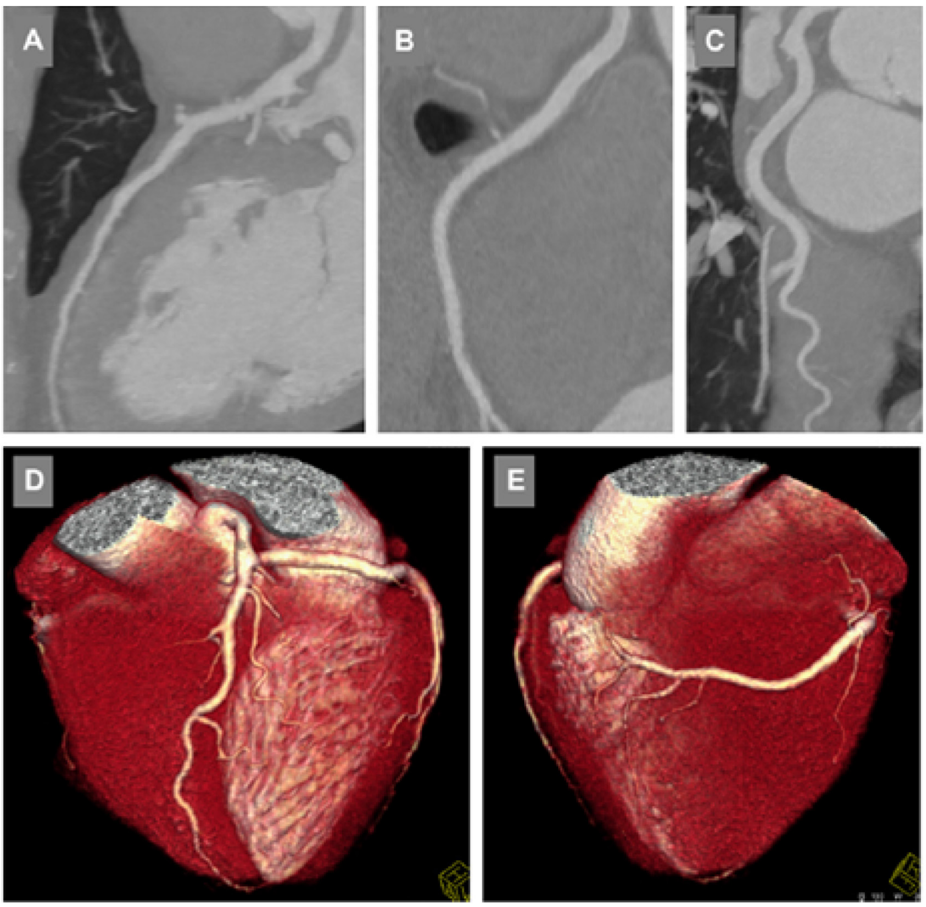


شکل ۳- CCTA با استفاده از حالت گام بالا در یک سیستم CT دو چشمه‌ای نسل دوم. خط آبی پررنگ، زمان آزمایش کمتر از ۳۰۰ میلی ثانیه را که به فاز دیاستول محدود شده است را نشان می‌دهد، که حدود ۶۰٪ تا ۸۰٪ بازه R-R را تشکیل می‌دهد. تصاویر به دست آمده در فازهای مختلف چرخه قلبی در قسمت پایین نشان داده شده‌اند. در سمت چپ نیز مکان Z هنگام آزمایش نشان داده شده است.

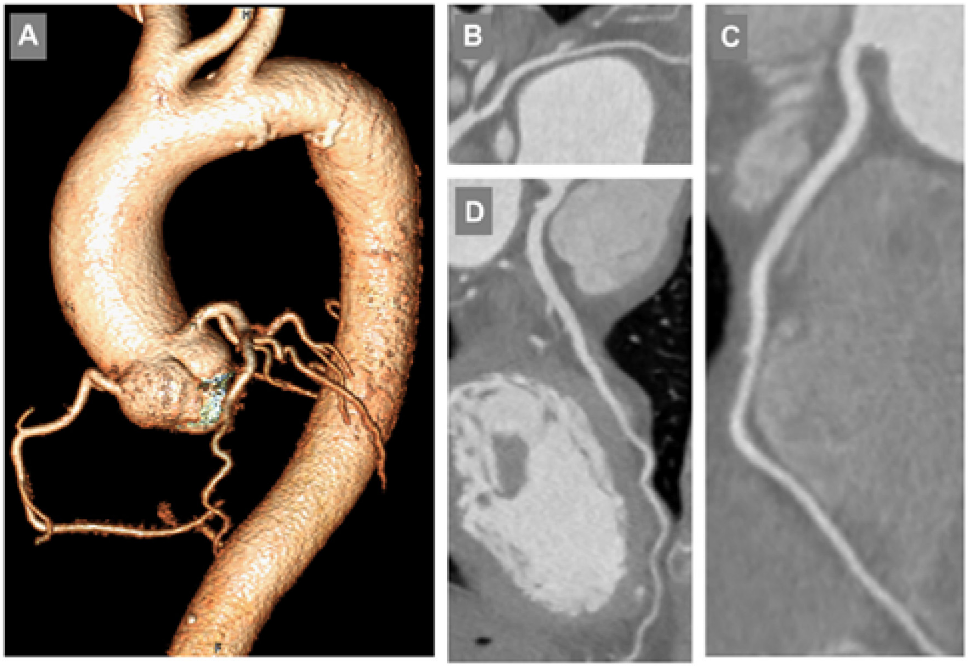
و) حالت گام بالا (High pitch mode)

آخرین و مجازترین راهکار برای کاهش دوز تابشی در CCTA استفاده از حالت گام بالا با نسل دوم سیستم‌های CT دو چشمه‌ای می‌باشد. همانطور که در بالا بیان شد میزان گام اندازه‌ای است که تخت بیمار در هر چرخش گانتری جابه‌جا شده و تقسیم بر پهنای بیم کولیماته شده است، می‌باشد. بنابراین سرعت تخت را در هنگام آزمایش نشان می‌دهد. جمع آوری اطلاعات تصویر در سیستم‌های CT تک چشمه‌ای با میزان گام بیشینه‌ی ۱,۵ محدود شده است (۱۴). در سوی مخالف سیستم‌های CT دو چشمه‌ای با دارا بودن سیستم تابش X دوم اجازه میزان گام بزرگ‌تر از ۳ را برای کامل کردن سری داده‌ها، می‌دهند. با سیستم‌های دو چشمه‌ای اخیر که دارای رزولوشن زمانی ۷۵mSec و سرعت حرکت تخت بیمار در هنگام آزمایش به اندازه ۴۳cm/S، می‌توان بازه‌ی ۱۲۰mm از قلب را در کمتر از ۳۰۰mSec و بنابراین در طی یک فاز دیاستول تنها در چرخه قلبی انجام دهند. (شکل ۳)

کیفیت تصویر با توصیف کیفیت ۴ شریان اصلی قلب (اصلی چپ، از جلو پایین رونده چپ، پیچشی چپ و شریان قلبی راست) بر پایه ۴ نقطه طبقه بندی شده سیستم (۱، کیفیت تصویر غیر تشخیصی ; ۲، به اندازه کافی ; ۳، خوب ; ۴، عالی (بیان می‌شود. میانگین امتیاز کیفیت تصویر برای همه بیماران ۳,۴ با کیفیت تصویر تشخیصی در سگمنت‌های شریان‌های قلبی به اندازه‌ی ۹۹,۶٪ بود. DLP میانگین ۱۱۴mGy.cm بود. که این با مقدار با دوز برآورد شده ۱/۶mSv با خطای ۰/۶mSv همخوانی دارد، که میان بیماران آزمایش شده با ولتاژ تیوب ۱۲۰ KV_P و ۱۰۰ KV_P انجام شده است. با حذف بیمارانی که با بازه اسکن شش بلند از تحلیل‌های دوز تابشی داشته‌اند دوز مؤثر تابشی برآورد شده ۰/۹mSv با خطای ۰/۱mSv در اسکن‌های ۱۰۰KV و ۱/۹mSv با خطای ۰/۲mSv در اسکن‌های ۱۲۰KV می‌باشد. به عنوان یک نمونه از CCTA با معرفی کیفیت تصویر آزمایش شده با دوز تابشی پیش بینی شده ۱mSv در شکل ۴ نمایش داده شده



شکل ۴- کیفیت تصویر CCTA در بیمار با نرخ قلبی پایین و ثابت در ۶۰ ضربان در دقیقه، آزمون با مد گام بالا. دوز پیش بینی شده در حدود ۱۰ میلی سیورت می‌باشد. A) تصویر شریان چپ جلویی پایین رونده. B) شریان راست قلبی. C) شریان خمیده سمت چپ. D) بازسازی ۳ بعدی از قلب از سمت قدام. E) بازسازی ۳ بعدی قلب از سمت خلف.



شکل ۵- CCTA همراه با تصویربرداری از آئورت صدری از بیمار با نرخ ۴۳ تپش بر دقیقه در مد گام بالا. دوز رسیده به بیمار در حدود ۱,۴ میلی سیورت پیش بینی می‌شود. A) بازسازی ۳ بعدی از آئورت صدری به همراه شریانهای کرونری B) نمای صفحه خمیده با شدت بیشینه از شریانهای خمیده. C) شریان کرونری سمت راست. D) شریان پایین رونده سمت چپ قدامی.

است. شکل ۵ کیفیت تصویر آزمون گام بلند را از شریان‌های قلبی و آئورت قفسه سینه با دوز تابشی مؤثر پیش بینی شده ۱/۴mSv نشان می‌دهد.

ECG در حین انجام آزمایش همراه با حالت گام بلند در شکل ۲ نشان داده شده است. به طور خلاصه این الگوریتم اسکن یک متد بسیار امید بخش برای انجام CCTA با دوزهای پایین است که آزمایش‌های CT قلب را برای بخش بزرگی از بیماران با دوزهای بسیار پایین‌تر از حد سیورت ممکن می‌سازد.

بحث و نتیجه‌گیری

ثابت شده است که دستگاه‌های CT آنژیوگرافی نوین در تصویر برداری از قلب بسیار با دقت و پرکاربرد هستند. برای کاهش دوز اکسپوژر تابشی در CT قلب برای کاربردهای روزانه چندین استراتژی عملی هم اکنون در دسترس هستند. بسیاری از استراتژی‌های ذخیره دوز که در بسیاری از بیماران کاربردی است، به طور بسیار زیاد مورد استفاده قرار می‌گیرند. همانطور که در نشست علمی موسسه قلب امریکا در سال ۲۰۰۸ بیان شد تکنیک‌های بسیاری که از الگوریتم‌های ذخیره دوز استفاده می‌کرده‌اند ارائه شدند و بنابراین باعث هدایت این روش‌ها به سمتی که اکسپوژر تابشی به شدت کاهش یابد، شدند. در این تحلیل‌ها ۳۰۰۹ بیمار که در ۱۵ بخش مورد آزمایش CCTA قرار گرفته بودند، بررسی شدند. پس از ۲ ماه اجرای این روش‌های پیشنهادی در مراکز ذکر شده برای کاهش دوز بیمار، میانگین‌های میانه دوز تابشی توانستند ۴۸٪ از خط پایه کمتر شوند. اگرچه الگوریتم‌های جدید مانند تکنیک اسکن سکونشیال در این تحلیل‌ها مورد بررسی قرار نگرفته‌اند (۱۵).

به عنوان چکیده، بسیار مهم و ضروری است که پروتکل اسکن را برای هر بیمار با استفاده از هرگونه استراتژی ممکن برای کاهش دوز به صورت انفرادی سازگار کرد. تلفیق چندین الگوریتم ذخیره دوز معمولاً عملی است و منجر به کاهش مؤثری در دوز تابشی در بررسی CT قلبی می‌شود (۱۶).

References

1- Ropers D, Rixe J, Anders K, Küttner A, Baum U, Bautz W, et al. Usefulness of multidetector row spiral computed tomography with 64-$\times$ 0.6-mm collimation and 330-ms rotation for the noninvasive detection of significant coronary artery stenoses. Am J Cardiol. 2006;97(3):343–348.

2- Paul J-F, Abada HT. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. Eur Radiol. 2007;17(8):2028–2037.

3- Gilard M, Cornily J-C, Pennec P-Y, Le Gal G, Nonent M, Mansourati J, et al. Assessment of coronary artery stents by 16 slice computed tomography. Heart. 2006;92(1):58–61.

4- Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, Ulzheimer S, Bruder H. Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed. 2004;176(12):1803.

5- Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, et al. [Without Title]. Eur Radiol. 2002;12(5):1081–1086.

6- Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. JAMA J Am Med Assoc. 2009;301(5):500–507.

7- Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, et al. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice impact of different scanning protocols on effective dose estimates. Circulation. 2006;113(10):1305–1310.

8- Hsieh J, Londt J, Vass M, Li J, Tang X, Okerlund D. Step-and-shoot data acquisition and reconstruction for cardiac x-ray computed tomography. Med Phys. 2006;33:4236.

9- Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Bischoff B, Will A, Hendrich E, et al. Prospective ECG-triggered sequential scan protocol for coronary dual-source CT angiography: initial experience. Int J Cardiovasc Imaging Former Card Imaging. 2009;25:231–239.

10- Hirai N, Horiguchi J, Fujioka C, Kiguchi M, Yamamoto H, Matsuura N, et al. Prospective versus Retrospective ECG-gated 64-Detector Coronary CT Angiography: Assessment of Image Quality, Stenosis, and Radiation Dose1. Radiology. 2008;248(2):424–430.

11- Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. Med Phys. 1999;26:2248.

12- Weigold WG, Olszewski ME, Walker MJ. Low-dose prospectively gated 256-slice coronary computed tomographic angiography. Int J Cardiovasc Imaging Former Card Imaging. 2009;25:217–230.

13- Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. Int J Cardiovasc Imaging Former Card Imaging. 2008;24(5):535–546.

14- Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. Eur J Radiol. 2008;68(3):362–368.

15- US Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Toxicology Program. Report on carcinogens. 11th ed. Available at: http: // ntp.niehs.nih.gov/index.cfm?objectid=32BA9724- F1F6-975E-7FCE50709CB4C932. Accessed May 20, 2007.

16- Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schömig A, et al. Trends in radiation protection in CT: present and future status. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2009;3:S65–S73.