

بررسی دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری و مقایسه آن با آنژیوگرافی معمولی

دکتر محمدباقر توکلی^۱، دکتر کیوان جباری^۱، سلمان جعفری^۱، دکتر سید محمد هاشمی^۲، مجتبی اکبری^۳

چکیده

مقدمه: یکی از مهم‌ترین روش‌های تشخیص بیماری‌های قلب و عروق و به ویژه ناهنجاری‌های عروق کرونری، تصویربرداری می‌باشد. ابداع دستگاه‌های سی تی با چند ردیف آشکارساز در سال‌های اخیر قابلیت‌های نوینی را در عرصه تصویربرداری و به ویژه تصویربرداری از قلب و عروق ایجاد نموده است. سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری روش جدید تصویربرداری است که با این دستگاه‌ها انجام می‌شود. با وجود مزایای فراوان، این روش دوز جذبی بالایی به بیماران تحمیل می‌نماید. بنابراین بررسی میزان دوز تحمیلی به بیماران امری لازم و ضروری است. با توجه به این مطلب، در این تحقیق دوز جذبی ارگان‌ها مورد بررسی قرار گرفت. هدف این تحقیق تعیین دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری و مقایسه آن‌ها با مقادیر دوز این ارگان‌ها در آنژیوگرافی معمولی بود.

روش‌ها: در این تحقیق دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم ۶۷ بیمار مراجعه‌کننده به بیمارستان‌های الزهرا (س) و سینا در اصفهان جهت انجام سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری مورد ارزیابی قرار گرفت. روش محاسبه دوز از طریق اندازه‌گیری عملی به صورت دوز نقطه‌ای با استفاده از TLD (Thermoluminescent dosimeter) صورت پذیرفت. برای دوزیمتری هر یک از ارگان‌های مذکور از یک جفت دوزیمتر ترمولومینسانس GR-200 استفاده گردید. مقدار متوسط حاصل از هر جفت TLD به عنوان دوز ارگان در نظر گرفته شد. دوزیمترها قبل از اندازه‌گیری، با استفاده از چشمه کبالت ۶۰ کالیبره شدند و بعد از تصویربرداری میزان دوز برای هر ارگان به صورت مجزا محاسبه و با مقادیر دوز آنژیوگرافی معمولی مقایسه گردید. دستگاه‌های سی تی مورد استفاده عبارت بودند از دستگاه سی تی ۶۴ ردیف آشکارسازی مدل Lightspeed VCT ساخت کشور آمریکا در بیمارستان الزهرا (س) و دستگاه ۶۴ مقطعی مدل Philips در بیمارستان سینا.

یافته‌ها: میانگین دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در سی تی آنژیوگرافی کرونری به ترتیب برابر با $1/73 \pm 1/32$ ، $1/68 \pm 2/06$ و $0/16 \pm 0/3$ سانتی‌گری و در آنژیوگرافی معمولی برای این ارگان‌ها به ترتیب برابر با $9/3 \pm 6/64$ ، $0/17 \pm 0/15$ و $0/03 \pm 0/03$ سانتی‌گری بود. بین دوز جذبی این ارگان‌ها در دو روش تصویربرداری فوق تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($P < 0/001$). دامنه دوز جذبی پوست در آزمایشات سی تی آنژیوگرافی در حد $12/22 - 5/15$ سانتی‌گری و در آنژیوگرافی معمولی کرونری $39 - 0/07$ سانتی‌گری بود.

نتیجه‌گیری: در هر دو روش دوز جذبی پوست به دلیل این که به طور مستقیم تحت تابش قرار می‌گیرد از دو ارگان دیگر بیشتر است. دامنه دوز پوست در هر دو روش تغییرات قابل ملاحظه‌ای مشهود است و دامنه دوز جذبی پوست در آنژیوگرافی معمولی خیلی بیشتر از سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری می‌باشد. دوز جذبی ارگان‌ها در روش سی تی آنژیوگرافی بیشتر از آنژیوگرافی معمولی می‌باشد. پارامترهای اسکن تأثیر مهمی در میزان دوز جذبی ایفا می‌کند. بنابراین تکنسین‌ها باید آموزش‌های کافی را در این زمینه کسب و دقت لازم را در مرحله عمل به کار بندند.

واژگان کلیدی: سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری، آنژیوگرافی، دوز جذبی، دوزیمتر ترمولومینسانس.

مقدمه

حدود ۶۴ درصد از این موارد مربوط به ناهنجاری‌های

عروق کرونری بوده است و این روند همچنان در حال

افزایش می‌باشد (۱-۲). در کشور ما نیز بیماری‌های

در سال‌های اخیر بیماری‌های قلب و عروق یکی از

علل اصلی مرگ و میر در جهان گزارش شده است.

^۱ گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲ استاد، گروه قلب و داخلی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۳ گروه اپیدمیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

قلب و عروق شیوع فراوانی دارند و میزان مرگ و میر ناشی از آنها قابل توجه می‌باشد (۳-۵). این موضوع لزوم تشخیص و درمان به موقع این بیماری‌ها را بیان می‌کند. روش استاندارد تصویربرداری از عروق کرونری آنژیوگرافی معمولی است. هر چند این روش دارای دقت بالایی است، اما مشکلاتی از قبیل نیاز به کاتتریزاسیون شریانی، تابش پرتو به پرسنل تصویربرداری، بروز اثرات قطعی پرتو مانند سوختگی پوست در بعضی از موارد و احتمال بروز سرطان، آن را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۶-۱۰). پیشرفت‌های فراوان در طی سالیان اخیر در زمینه‌ی ساخت دستگاه‌های تصویربرداری پزشکی، قابلیت‌های نوینی را برای تشخیص بهتر و راحت‌تر بیماری‌های مختلف ایجاد نموده است. از جمله‌ی این پیشرفت‌ها، ساخت دستگاه‌های جدید سی تی اسکن چند ردیف آشکارسازی با قدرت تفکیک زمانی و فضایی بالا است که امکان تصویربرداری غیرتهاجمی از عروق کرونری را با کیفیت خوب به وجود آورده‌اند (۱۱-۱۵).

سی تی آنژیوگرافی یکی از روش‌های جدید تصویربرداری از سیستم قلبی عروقی است که با دستگاه‌های فوق صورت می‌گیرد. در این دستگاه‌ها دستیابی به زمان چرخش گانتری بسیار کوتاه (۲۰۰-۸۰ میلی‌ثانیه) و مقاطع نازک (کمتر از ۰/۷۵ میلی‌متر) امکان‌پذیر گردیده است (۱۶). با کاهش زمان چرخش گانتری قدرت تفکیک زمانی و با کاهش ضخامت مقطع قدرت تفکیک فضایی افزایش یافته است، در نتیجه می‌توان ساختارهای متحرک و ظریف عروق کرونری را با کیفیت مطلوب به تصویر کشید. علاوه بر آن قابلیت هم‌زمان‌سازی فاز تصویربرداری با نوار قلب بیمار، امکان تصویربرداری از این ارگان

متحرک را فراهم آورده است. همچنین استفاده از تکنیک‌های پس پردازشی گوناگون مانند بازسازی تصویر در راستای سه محور اصلی بدن یعنی صفحات ساجیتال، کرونال و عرضی امکان‌پذیر گردیده است و باعث نمایش بهتر و تشخیص دقیق‌تر این ارگان می‌شود (۱۷-۲۱). در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری با وجود مزایای فراوان، مشکلاتی نیز وجود دارد. یکی از مهم‌ترین مسایل پیش روی آن این است که در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری، مقاطع بسیار نازک و شرایط تابش (mAs) بالا انتخاب می‌شود و وابسته به نوع پروتکل دوز به نسبت بالایی به بیمار تحمیل می‌گردد (۲۲).

در حالی که میزان دوز جذبی در روش آنژیوگرافی به خوبی شناخته شده است (۲۳-۲۴)، اطلاعات کمی در زمینه‌ی دوز جذبی ارگان‌های بدن در سی تی آنژیوگرافی در دسترس است. از این رو انجام تحقیقات بر روی دوز جذبی در این روش تصویربرداری ضروری به نظر می‌رسد. در این تحقیق دوز جذبی ارگان‌های سطحی بدن مانند پوست مورد بررسی قرار می‌گیرند. با انجام این کار می‌توان میزان دوز مؤثر بیماران را تخمین زد و میزان ریسک ناشی از آن را پیش بینی نمود. از طرفی می‌توان با مقایسه‌ی مقادیر دوز این روش با روش آنژیوگرافی معمولی، روش مناسب جهت تشخیص بیماری‌های عروق کرونری را انتخاب نمود و از تحمیل هزینه و دوز اضافی به بیمار جلوگیری کرد.

روش‌ها

در این تحقیق دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری با

و ۲ عدد در گوشه‌ی چشم قرار داده شد. برای این کار TLDها در درون پوشش‌های پلاستیکی دارای شماره جاسازی و به کمک چسب بر روی بدن ثابت شدند. قبل از شروع اندازه‌گیری کالیبراسیون TLDها با استفاده از منبع کبالت ۶۰ در دو مرحله‌ی فردی و گروهی انجام گردید (۲۶).

پس از کالیبراسیون TLDها اندازه‌گیری دوز بیماران صورت پذیرفت. برای هر بیمار دوز هر ارگان با میانگین‌گیری از دوز به دست آمده با هر جفت TLD به دست آمد. مقدار دوز جذبی به پروتکل و پارامترهای تصویربرداری وابستگی زیادی دارد. عوامل تأثیرگذار بر روی دوز جذبی در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری عبارت هستند از هندسه‌ی اسکنر، ولتاژ تیوب، جریان تیوب، طول اسکن، دروازه‌بندی نوار قلب، ضخامت مقطع، فاکتور پیچ و حفاظ‌گذاری. پارامترهای تصویربرداری در جدول ۱ نشان داده شده است. دوز ارگان‌ها برای کلیه‌ی مراحل اسکن شامل تصاویر اسکات روبرو، نیم‌رخ، تست زمان بلوس ماده‌ی حاجب، کلسیم اسکورینگ و اسکن اصلی به صورت تجمعی اندازه‌گیری شد.

استفاده از روش اندازه‌گیری عملی به صورت دوز نقطه‌ای اندازه‌گیری شد (۲۵). تعداد ۶۷ نفر از افراد مشکوک به بیماری‌های عروق کرونری که برای انجام سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری به بیمارستان‌های الزهرا (س) (۴۸ نفر) و سینا (۱۹ نفر) در اصفهان مراجعه کرده بودند، با امضای فرم رضایت‌نامه‌ی شرکت در مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند. دستگاه‌های مورد استفاده در این طرح عبارت بودند از دستگاه‌های سی تی اسکن ۶۴ ردیف آشکارسازی مدل Light speed VCT ساخت کشور آمریکا در بیمارستان الزهرا (س) و دستگاه ۶۴ مقطعی مدل Philips بیمارستان سینا، دستگاه الکتروکاردیوگراف، تزریق‌کننده‌ی اتوماتیک، دستگاه خوانش دوزیمتر ترمولومینسانس SOLAR 2A و دوزیمتر ترمولومینسانس (TLD) GR-200. برای دوزیمتری ارگان‌های مورد مطالعه تعداد ۲۹ عدد GR-200 TLD مورد استفاده قرار گرفت. برای هر بیمار (به جز ۵ مورد) تعداد ۶ عدد TLD مورد استفاده قرار گرفت، بدین صورت که ۲ عدد بر روی پوست ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه روی قلب، ۲ عدد بر روی غده‌ی تیروئید

جدول ۱. پارامترهای مؤثر بر روی دوز جذبی مورد استفاده در سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری

نام مرکز	پروتکل	درصد استفاده از kVp				میانگین *mA	ضخامت مقطع	متوسط زمان (ثانیه)	زمان کل (ثانیه)	حجم ماده‌ی حاجب (میلی لیتر)
		۸۰	۱۰۰	۱۲۰	۱۴۰					
بیمارستان الزهرا (س)	اسکات روبرو	۰	۱۵	۸۵	۰	۲۰	-	۴	۱۶/۹۲	۸۵
	اسکات نیم‌رخ	۰	۱۵	۸۵	۰	۲۰	-	۴		
	کلسیم اسکورینگ	۰	۰	۱۰۰	۰	۳۲۱	۲/۵	۱/۵۱		
	اسکن اصلی	۰	۰	۱۰۰	۰	۵۸۲	۰/۶۲۵	۷/۴۲		
بیمارستان سینا	اسکات روبرو	۵	۰	۹۰	۵	۳۰	-	۶۲/۴	۱۶/۸۵	۸۱
	اسکات نیم‌رخ	۹	۰	۸۲	۹	۳۰	-	۴/۵۸		
	کلسیم اسکورینگ	۰	۰	۹۴	۶	۲۰۶	۲/۵	۱/۶۸		
	اسکن اصلی	۰	۰	۹۵	۹۵	۳۷۵	۰/۹	۹/۸۱		

* میانگین mA در هر دور چرخش تیوب برای کلسیم اسکورینگ و اسکن اصلی محاسبه شده است.

۱/۷۲ ± ۸/۳۸، ۱/۷۱ ± ۱/۶۸ و ۰/۱۹ ± ۰/۲۹ سانتی‌گری و برای بیماران زن به ترتیب برابر با ۱/۷۷ ± ۸/۲۶، ۰/۳۸ ± ۰/۹۷ و ۰/۱۴ ± ۰/۲۶ سانتی‌گری بود. میانگین دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم کل بیماران به ترتیب ۱/۷۳ ± ۸/۳۲، ۱/۶۸ ± ۲/۰۶ و ۰/۱۶ ± ۰/۳ سانتی‌گری بود. دوز جذبی ارگان‌های مورد مطالعه برای هر مرکز در جدول ۲ آورده شده است.

آزمون آماری Mann-Whitney نشان داد که در مقایسه‌ی مقادیر دوز جذبی بین دو مرکز اختلاف قابل توجهی در دوز جذبی پوست وجود نداشت (P = ۰/۷۴۹)، اما بین مقادیر دوز جذبی تیروئید (P < ۰/۰۰۱) و چشم (P = ۰/۰۰۳) اختلاف وجود داشت.

میانگین دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در آنژیوگرافی معمولی عروق کرونری به ترتیب ۹/۳ ± ۶/۶۴، ۰/۱۷ ± ۰/۱۵ و ۰/۰۳ ± ۰/۰۳ سانتی‌گری بود. نتایج به دست آمده از دوزیمتری این روش در جدول ۳ آمده است. نتایج به دست آمده از مقایسه‌ی بین دو مرکز در جدول ۴ آورده شده است.

در مقایسه‌ی مقادیر دوز جذبی بین دو مرکز با استفاده از آزمون آماری Mann-Whitney اختلاف

دوز جذبی بیماران در آنژیوگرافی معمولی عروق کرونری در تحقیقی دیگر توسط توکلی و همکاران بررسی شده است (۲۷). در این تحقیق دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم برای ۵۷ بیمار مراجعه‌کننده به مراکز آنژیوگرافی بیمارستان چمران و نور در اصفهان مورد ارزیابی قرار گرفت. از بین این بیماران ۳۷ نفر آنژیوگرافی و ۲۰ نفر دیگر تحت PTCA (Percutaneous transluminal coronary angioplasty) قرار گرفتند. برای مقایسه از نتایج دوزیمتری بیمارانی که فقط تحت آنژیوگرافی قرار گرفته بودند، استفاده شد. دستگاه‌های مورد استفاده در این تحقیق عبارت بودند از دستگاه‌های آنژیوگرافی مدل Siemens در بیمارستان چمران و مدل Shimadzu در بیمارستان نور، دستگاه خوانش دوزیمتر ترمولومینسانس SOLAR 2A و دوزیمتر ترمولومینسانس TLD-100. در این تحقیق روش محاسبه‌ی دوز مشابه روش مورد استفاده در تحقیق حاضر بود.

یافته‌ها

از تعداد کل ۶۷ بیمار شرکت‌کننده در مطالعه، ۳۰ نفر مرد و ۳۷ نفر زن بودند. میانگین دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم برای کل بیماران مرد به ترتیب برابر با

جدول ۲. دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری به تفکیک مرکز

مقدار P	انحراف معیار (سانتی‌گری)	میانگین دوز جذبی (سانتی‌گری)	تعداد کل	مرکز	ارگان
۰/۷۴۹	۱/۸۳	۸/۲۸	۴۸	بیمارستان الزهرا (س)	پوست
	۱/۵۱	۸/۴۱	۱۹	بیمارستان سینا	
< ۰/۰۰۱	۱/۰۸	۱/۲۲	۴۸	بیمارستان الزهرا (س)	تیروئید
	۰/۷۵	۴/۲	۱۹	بیمارستان سینا	
۰/۰۰۳	۰/۱۶	۰/۳۱	۴۸	بیمارستان الزهرا (س)	چشم
	۰/۱۴	۰/۲۲	۱۹	بیمارستان سینا	

قابل توجهی در دوز جذبی ارگان‌های مختلف مورد مطالعه مشاهده گردید ($P < 0/01$).

جدول ۳. دوز جذبی پوست، تیروئید و چشم در تصویربرداری آنژیوگرافی معمولی عروق کرونری. نتایج به دست آمده از مطالعه‌ی توکلی و همکاران

دوز جذبی پوست (سانتی گری)	دوز جذبی تیروئید (سانتی گری)	دوز جذبی چشم (سانتی گری)	
۳۷	۳۷	۳۷	تعداد کل
۶/۶۷	۰/۱۵	۰/۰۳	میانگین
۳/۲۳	۰/۱۱	۰/۰۳	میانه
۹/۲۷	۰/۱۷	۰/۰۳	انحراف معیار
۰/۰۷	۰/۰۰۲	۰/۰۰۱	حداقل
۳۹	۰/۷۳	۰/۱	حداکثر

جدول ۴. مقایسه‌ی دوز جذبی ارگان‌ها در تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی و آنژیوگرافی معمولی

ارگان	روش تصویربرداری	میانگین دوز جذبی	انحراف معیار	مقدار P
پوست	سی تی آنژیوگرافی	۸/۳۲	۱/۷۳	$< 0/001$
	آنژیوگرافی معمولی	۶/۶۷	۹/۳۰	
تیروئید	سی تی آنژیوگرافی	۲/۰۶	۱/۶۸	$< 0/001$
	آنژیوگرافی معمولی	۰/۱۵	۰/۲۲	
چشم	سی تی آنژیوگرافی	۰/۳۰	۰/۱۶	$< 0/001$
	آنژیوگرافی معمولی	۰/۰۳	۰/۰۳	

بحث

نتایج به دست آمده بیانگر این بود که در سی تی آنژیوگرافی دوز جذبی پوست از تیروئید و چشم بیشتر بود. دلیل این مطلب این است که پوست بیمار در ناحیه‌ی تحت تابش هم تحت تأثیر پرتو اولیه و هم پرتو ثانویه است. دوز جذبی تیروئید از پوست کمتر ولی از چشم بیشتر است. فاصله‌ی تیروئید از منبع تابش کمتر از فاصله‌ی چشم بوده است و بنابراین پرتو

بیشتری به آن می‌رسد. در بعضی از موارد دوز تیروئید قابل توجه است. علت این موضوع این است که در این موارد به علت عدم دقت تکنسین یا درخواست پزشک، تیروئید نیز در میدان تابش قرار می‌گیرد. بنابراین برای جلوگیری از این مورد باید آموزش‌های کافی به تکنسین و پزشکان درخواست‌کننده داده شود. بین دوز جذبی ارگان‌ها برای بیماران مرد و زن تفاوت قابل ملاحظه‌ای وجود نداشت.

آزمون آماری Mann-Whitney نشان داد که در مقایسه‌ی مقادیر دوز جذبی بین دو مرکز الزهرا (س) سینای اصفهان اختلاف قابل توجهی در دوز جذبی پوست ($P = 0/749$) وجود ندارد، اما بین مقادیر دوز جذبی تیروئید و چشم ($P < 0/001$) اختلاف وجود دارد. اختلاف در دوز جذبی تیروئید و چشم بین دو مرکز ناشی از اختلاف در میزان تولید پرتوهای پراکنده است. عوامل مؤثر بر روی پرتوهای پراکنده عبارت هستند از کیلوولت، ضخامت و اندازه‌ی میدان تابش (۲۸). با افزایش هر یک از این عوامل میزان تولید پرتوهای پراکنده نیز افزایش می‌یابد. اندازه‌ی میدان و ضخامت بدن بیماران در ناحیه‌ی تحت تابش برای دو مرکز به تقریب یکسان بود. بنابراین عامل اختلاف تولید پرتوهای پراکنده بین دو مرکز کیلوولت مورد استفاده بود. بیشترین مقدار دوز جذبی مربوط به آخرین مرحله‌ی تصویربرداری یعنی اسکن اصلی می‌باشد. بنابراین پارامترهای تصویربرداری در این مرحله بیشترین تأثیر را بر روی دوز جذبی ارگان‌ها خواهد داشت. با توجه به مطالب فوق می‌توان گفت چون کیلوولت مورد استفاده در مرحله‌ی اسکن اصلی در بیمارستان سینا (140 kVp) بیشتر از بیمارستان الزهرا (س) (120 kVp) بود، پرتوهای پراکنده‌ی

بیشتری در بیمارستان سینا تولید شده بود که باعث افزایش دوز چشم و تیروئید می‌گردد.

پوست بیمار به طور مستقیم تحت تابش پرتوی اولیه قرار می‌گیرد و سهم پرتوهای پراکنده در دوز جذبی آن ناچیز است. کیلوولت و جریان تیوب از عوامل مؤثر بر روی دوز جذبی در سی تی آنژیوگرافی هستند. دوز جذبی با توان دوم kV_p و با mAs رابطه‌ی مستقیم دارد (۲۹). کیلوولت مورد استفاده در بیمارستان الزهرا (س) کمتر از بیمارستان سینا بود، ولی mAs آن بیشتر بود. بنابراین دوز جذبی پوست به علت خشی شدن اثر این دو عامل توسط یکدیگر برای دو مرکز اختلاف چندانی با هم نداشت. برای کاهش دوز جذبی در سی تی آنژیوگرافی می‌توان از کاهش mAs افزایش فاکتور پیچ، مدولاسیون جریان تیوب با اندازه‌ی بدن بیمار، کاهش انرژی دسته‌ی پرتو و استفاده از روش ECG gating Prospective به جای Retrospective ECG-triggering در تصویربرداری، استفاده کرد (۳۰). هر یک از این موارد را با در نظر گرفتن کیفیت تصویر برای کاهش دوز باید به کار گرفت.

مقایسه‌ی نتایج به دست آمده بین دو روش آنژیوگرافی و سی تی آنژیوگرافی بیان‌گر این مطلب بود که دوز ارگان‌ها در سی تی آنژیوگرافی بیشتر از آنژیوگرافی معمولی عروق کرونری است ($P < 0/001$). این اختلاف به تفاوت در عوامل تأثیرگذار بر روی دوز جذبی در دو روش فوق بر می‌گردد. بین پروتکل‌ها و پارامترهای تصویربرداری در دو روش فوق تفاوت‌های زیادی وجود دارد. در آنژیوگرافی بیمار از یک یا دو جهت و فقط در محدوده‌ی مورد نظر تحت تابش پرتو قرار می‌گیرد، در

حالی که در سی تی آنژیوگرافی تابش به صورت چرخشی و در کلیه‌ی جهات انجام می‌شود و تمام سطح مقطع بدن در ناحیه‌ای که قلب قرار دارد تحت تابش قرار می‌گیرد. این موضوع باعث می‌شود تا پرتوهای پراکنده‌ی بیشتری در سی تی آنژیوگرافی تولید گردد، که باعث افزایش دوز می‌گردد. ضمن آن که بافت‌های سالم بیشتری هم مورد تابش واقع می‌شوند. آنژیوگرافی دارای قدرت تفکیک زمانی خیلی بیشتر از سی تی آنژیوگرافی است. قدرت تفکیک زمانی آنژیوگرافی بین ۱۰ تا ۲۰ میلی‌ثانیه است، در حالی که در سی تی آنژیوگرافی بهترین قدرت تفکیک زمانی به دست آمده تا به حال حدود ۸۰ میلی‌ثانیه بوده است (۳۱). این موضوع باعث می‌شود برای به دست آوردن تصویر لحظه‌ای زمان تابش در آنژیوگرافی کمتر از سی تی آنژیوگرافی باشد که در نتیجه میزان دوز هم کمتر خواهد بود. اگر چه میانگین دوز جذبی پوست در سی تی آنژیوگرافی بیشتر از آنژیوگرافی کرونری بود، اما دامنه‌ی تغییرات دوز در آنژیوگرافی خیلی بیشتر بود. به همین دلیل در بعضی از موارد در آنژیوگرافی سوختگی پوست مشاهده می‌شود، اما در سی تی چنین مواردی مشاهده نشده است.

اکثر مطالعات انجام شده در زمینه‌ی دوزیمتری سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری نتایج مطالعات خود را بر حسب دوز معادل بیان کرده‌اند و اطلاعات کمی در زمینه‌ی دوز جذبی ارگان‌ها در دسترس است. در مطالعاتی که توسط Achenbach و همکاران بر روی دوزیمتری سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری با دستگاه ۴ مقطعی مدل Siemens و روش Retrospective ECG-Gating انجام شد، دوز جذبی تیروئید $1/4$ میلی‌سیورت گزارش شد (۳۲-۳۳).

۳۳۰ و ۳۸۵ میلی آمپر برابر با $0/3 \pm 0/2$ ،
 $0/7 \pm 0/1$ ، $0/7 \pm 0/1$ و $0/2 \pm 0/2$ سانتی گری
 گزارش شد. Kim و همکاران دوز جذبی ارگان‌ها را
 برای پروتکل‌های مختلف تصویربرداری با روش مونت
 کارلو به دست آوردند. در این مطالعه که بر روی
 دستگاه ۶۴ مقطعی انجام گرفت و از روش
 Retrospective ECG triggering برای جمع‌آوری
 اطلاعات تصویر و کیلوولت ۱۲۰، ضخامت مقطع
 $0/33$ میلی متر و ۷۰ mAs استفاده شد، دوز جذبی
 پوست $3/1$ میلی گری گزارش گردید (۳۷). دوز جذبی
 چشم در هیچ یک از تحقیقات انجام شده بررسی
 نشده بود. مقایسه‌ی نتایج این مطالعه با سایر مطالعات
 در جدول ۵ آورده شده است.

همان طور که در جدول ۵ نشان داده شده است،
 دوز جذبی در تصویربرداری سی تی آنژیوگرافی وابسته
 به پارامترهای مورد استفاده، تغییرات زیادی دارد.
 بنابراین تکنسین‌های تصویربرداری نقش مهمی در
 بهینه‌سازی پروتکل تصویربرداری و کاهش دوز جذبی
 ایفا خواهند کرد. به همین منظور باید آموزش‌های لازم

Schroeder و همکاران دوز جذبی تیروئید را در سی تی
 آنژیوگرافی کرونری با دستگاه‌های ۴ مقطعی مدل
 Siemens و با تکنیک Retrospective ECG-Gated
 مورد بررسی قرار دادند و مقدار دوز را برای این
 ارگان $3/4$ میلی سیورت گزارش کردند (۳۴-۳۵).
 Hunold و همکاران در مطالعه‌ای دوز مؤثر را در
 تصویربرداری عروق کرونری با دستگاه‌های ۴ مقطعی
 مدل Siemens و EBCT با استفاده از فانتوم انسان
 گونه بررسی کردند. در این تحقیق دوز جذبی تیروئید
 در EBCT، $0/4$ و برای سی تی چند مقطعی $2/7$ میلی
 سیورت گزارش شد (۳۶). Hollingsworth و
 همکاران مطالعه‌ای را بر روی دوز جذبی ارگان‌ها در
 سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری با استفاده از فانتوم
 انسان گونه و دوزیمتر MOSFET انجام دادند. در این
 تحقیق که بر روی دستگاه ۱۶ مقطعی با استفاده از هم
 زمان‌سازی نوار قلب صورت گرفت، دوز جذبی
 تیروئید با پروتکل‌های مختلف اندازه‌گیری شد. مقدار
 دوز جذبی تیروئید به ترتیب برای کیلوولت‌های ۱۲۰،
 ۱۲۰، ۱۲۰ و ۸۰ کیلووات و جریان تیوب ۱۱۰، ۲۲۰،

جدول ۵: مقایسه نتایج دوز جذبی با سایر مطالعات

مطالعه	kVp	mAs	mA	ضخامت مقطع (میلی متر)	فاکتور بیچ	دوز جذبی (سانتی گری)	
						پوست	تیروئید
بیمارستان الزهرا (س)	۱۲۰	-	۵۸۲	۰/۶۲۵	۰/۲	۲۸/۸	۲۲/۱
این مطالعه بیمارستان سینا	۱۴۰	-	۳۷۸	۰/۹	۰/۲	۸/۴۱	۲۰/۴
Achenbach و همکاران	۱۴۰	۲۰۰	۱۵۰	۱	۰/۳۷۵	-	۳/۸
Schroeder و همکاران	۱۲۰	۳۰۰	۲۲۵	۱	۰/۳۷۵	-	۶/۸
Hunold و همکاران	۱۲۰	۴۰۰	۳۰۰	۱	۰/۳۷۵	-	۵/۴
Hollingsworth و همکاران	۱۲۰	-	۱۱۰	۰/۶۲۵	۰/۲۷۵	-	$0/2 \pm 0/3$
Hollingsworth و همکاران	۱۲۰	-	۲۲۰	۰/۶۲۵	۰/۲۷۵	-	$0/7 \pm 0/3$
Hollingsworth و همکاران	۱۲۰	-	۳۳۰	۰/۶۲۵	۰/۲۷۵	-	$0/7 \pm 0/1$
Kim و همکاران	۱۲۰	۷۰	-	۰/۶	۰/۲	۰/۳۱	-

در این زمینه را فراگیرند و در عمل به کار گیرند.

تکنسین‌های محترم بخش سی تی آنژیوگرافی بیمارستان‌های الزهرا (س) و سینا و تمام کسانی که در این انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، تقدیر و تشکر به عمل آوریم.

تشکر و قدردانی

در پایان بر خود لازم می‌دانیم تا از مدیران و

References

1. American Heart Association. Heart Disease and Stroke Statistics-2003 Update. Dallas, TX: AHA. 2012.
2. Mowatt G, Cummins E, Waugh N, Walker S, Cook J, Jia X, et al. Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. *Health Technol Assess* 2008; 12(17): iii-143.
3. Akbar Zadeh F, Hejazi E, Kooshavar H, Pezeshkian M. Prevalence of cardiovascular diseases and cardiac risk factors in northwestern Tabriz. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences & Health Services* 2003; 59: 5-11.
4. Bahonar A, Shahnam M, Asadi-Lari M, Bashtam M, Gharipoor M, Taghdisi MH, et al. Risk factors of cardiovascular diseases among workers in Isfahan. *Iran Occupational Health Journal* 2010; 7(1): 4-10.
5. Vazirian Sh, Mohammad Nejad M, Moghadasi AR. Epidemiological evaluation of poisoning in children hospitalized at Razi & Shahid Fahmideh, Kermanshah, 2002-03. *Behbood, The Scientific Quarterly* 2004; 8(21): 37-46.
6. de Bono D. Complications of diagnostic cardiac catheterisation: results from 34,041 patients in the United Kingdom confidential enquiry into cardiac catheter complications. The Joint Audit Committee of the British Cardiac Society and Royal College of Physicians of London. *Br Heart J* 1993; 70(3): 297-300.
7. Renaud L. A 5-y follow-up of the radiation exposure to in-room personnel during cardiac catheterization. *Health Phys* 1992; 62(1): 10-5.
8. McParland BJ, Nosil J, Burry B. A survey of the radiation exposures received by the staff at two cardiac catheterization laboratories. *Br J Radiol* 1990; 63(755): 885-8.
9. Le Heron JC, Mitchell AW. Scattered radiation doses during cardiac studies using a U-arm type fluoroscopy system. *Australas Radiol* 1985; 29(4): 335-40.
10. Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 1, characteristics of radiation injury. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 177(1): 3-20.
11. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Schoepf UJ, Baum U, et al. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000; 217(2): 564-71.
12. Becker CR, Kleffel T, Crispin A, Knez A, Young J, Schoepf UJ, et al. Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electron beam CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176(5): 1295-8.
13. Kopp AF, Ohnesorge B, Schroder S, Heuschmid M, Kuttner A, et al. Reproducibility and accuracy of coronary calcium measurements with multi-detector row versus electron-beam CT. *Radiology* 2002; 225(1): 113-9.
14. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelriess M, Ropers D, Giesler T, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102(23): 2823-8.
15. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002; 23(21): 1714-25.
16. Mahesh M. Cardiac Imaging – Technical Advances in MDCT Compared with Conventional X-ray Angiography. Business Briefing: US Cardiology 2006; 115-8.
17. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005; 235(3): 756-73.
18. Gerber B, Rosen BD, Mahesh M, Araujo LI, St John Sutton M, ima JAC. Physical principles of cardiovascular imaging. In: St John Sutton M, Rutherford J, editors. *Clinical cardiovascular imaging: a companion to Braunwald's heart disease*. Philadelphia, Pa: Elsevier-Saunders; 2004. p. 1-77.
19. Klingenberg-Regn K, Flohr T, Ohnesorge B, Regn J, Schaller S. Strategies for cardiac CT imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 2002; 18(2): 143-51.

20. Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 1999; 31(2): 110-24.
21. Nikolaou K, Flohr T, Knez A, Rist C, Wintersperger B, Johnson T, et al. Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *Int J Cardiovasc Imaging* 2004; 20(6): 535-40.
22. Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2005; 21(1): 165-76.
23. Wilde P, Pitcher EM, Slack K. Radiation hazards for the patient in cardiological procedures. *Heart* 2001; 85(2): 127-30.
24. Neofotistou V, Vano E, Padovani R, Kotre J, Dowling A, Toivonen M, et al. Preliminary reference levels in interventional cardiology. *Eur Radiol* 2003; 13(10): 2259-63.
25. Einstein AJ, Moser KW, Thompson RC, Cerqueira MD, Henzlova MJ. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging. *Circulation* 2007; 116(11): 1290-305.
26. Power MRCM. Solar 2A operators manual. Ne technology limited 1995. Berkshire England; 1995. p. 89.
27. Tavakoli MB, Monsef S, Hashemi M, Emami H. Assessment of patients skin dose undergoing coronary angiography and Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty (PTCA). *Iran J Radiat Res* 2010; 8(3): 155-60.
28. Curry TS, Curry JE, Murry RE. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4th ed. New York, NY: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
29. Sun Z, Ng KH. Multislice CT angiography in cardiac imaging. Part III: radiation risk and dose reduction. *Singapore Med J* 2010; 51(5): 374-80.
30. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; 22(6): 1541-53.
31. Mahesh M, Cody DD. Physics of cardiac imaging with multiple-row detector CT. *Radiographics* 2007; 27(5): 1495-509.
32. Achenbach S, Giesler T, Ropers D, Ulzheimer S, Derlien H, Schulte C, et al. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2001; 103(21): 2535-8.
33. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelriess M, Ropers D, Giesler T, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102(23): 2823-8.
34. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, et al. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology by multi-slice computed tomography: a promising new technology for risk stratification of patients with coronary artery disease. *Heart* 2001; 85(5): 576-8.
35. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Rosenberger A, et al. Noninvasive detection of coronary lesions by multislice computed tomography: results of the New Age pilot trial. *Catheter Cardiovasc Interv* 2001; 53(3): 352-8.
36. Hollingsworth CL, Yoshizumi TT, Frush DP, Chan FP, Toncheva G, Nguyen G, et al. Pediatric cardiac-gated CT angiography: assessment of radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189(1): 12-8.
37. Kim KP, Einstein AJ, Berrington de GA. Coronary artery calcification screening: estimated radiation dose and cancer risk. *Arch Intern Med* 2009; 169(13): 1188-94..

Comparing the Absorbed Doses by Skin, Thyroid, and Eyes in CT Coronary Angiography and Conventional Angiography

Mohammad Bagher Tavakoli MD¹, Keyvan Jabbari MD¹, Salman Jafari¹,
Seyed Mohammad Hashemi MD², Mojtaba Akbari MSc³

Abstract

Background: One of the diagnostic methods for cardiovascular diseases, particularly coronary artery abnormalities, is imaging. Invention of computed tomography (CT) devices with a multi-detector row in recent years has created new capabilities in the field of imaging, especially cardiovascular imaging. CT coronary angiography is a new imaging technique which can be implemented with these devices. Despite many advantages, this method imposes high absorbed dose (total ionizing dose, TID) to patients. Therefore, assessing the imposed dose rate to patients is very necessary. We assessed the doses absorbed by different organs including skin, thyroid, and eyes in CT coronary angiography and compared them with the values in conventional angiography.

Methods: In this study, doses absorbed by skin, thyroid, and eyes of 67 patients were assessed. The subjects referred to Alzahra and Sina Hospitals (Isfahan, Iran) for CT coronary angiography. Doses were calculated through practical measurements of point doses using thermoluminescence dosimeter (TLD). In order for dosimetry of each of the mentioned organs, we used a pair of TLD GR-200. The average value obtained from each pair of TLD was considered as the dose of the organ. Dosimeters were calibrated using a Co-60 source. After the imaging, the dose values were separately calculated for each organ. The values were then compared with corresponding values in conventional angiography. The used CT devices were a 64-row detector CT (Lightspeed VCT, U.S.) in Alzahra Hospital and a 64-cross-sectional device (Phillips) in Sina Hospital.

Findings: The mean doses absorbed by skin, thyroid, and eyes in CT coronary angiography were 8.32 ± 1.73 cGy, 2.06 ± 1.68 cGy, and 0.3 ± 0.16 cGy, respectively. The corresponding values in conventional angiography were 6.64 ± 9.3 cGy, 0.15 ± 0.17 cGy, and 0.03 ± 0.03 cGy. There was a significant difference between the 2 imaging methods in doses absorbed by the organs ($P < 0.001$). Range of doses absorbed by the skin in CT and conventional coronary angiography were 5.15-12.22 cGy and 0.07-39.00 cGy, respectively.

Conclusion: Since the skin is directly irradiated, it absorbed higher doses compared to the other 2 organs in both methods. There were evident and considerable changes in skin dose range in both methods and the range of skin dose in conventional angiography was much more than CT coronary angiography. Absorbed dose of organs in CT angiography was much higher than conventional angiography. Scanning parameters can significantly alter the absorbed dose rate. Therefore, technicians should acquire adequate trainings in this regard and utilize them practically.

Keywords: Computed tomography coronary angiography, Conventional angiography, Absorbed dose, Thermoluminescence dosimeter

¹ Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

² Department of Internal Medicine, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

³ Department of Epidemiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Mohammad Bagher Tavakoli MD, Email: mbtavakoli@mui.ac.ir