مقایسهٔ پرتوگیری اندامهای حساس در CT اسکن سر و شکم- لگن با روش TLD و اندازه گیری CTDI

سیمین مهدی زاده [۱و۲]، رضا فقیهی [۱و۲] ، فرشاد فقیهی [۱و۲] ، علی اکبر علیایی* [۲] ، شهرزاد درخشان [۱] ، اسماعیل فضیلت معدلی [۳] ، مازیار مهدوی [۳] ، محمد رضا دیوبند [٤] ، حمید رضا خسروی [٤]

۱- مرکز تحقیقات تابش، دانشکده مهندسی دانشگاه شیراز
۲- بخش مهندسی هسته ای دانشکده مهندسی، دانشگاه شیراز
۳- دانشگاه علوم پزشکی، دانشگاه شیراز
٤- امور حفاظت در برابر اشعه، سازمان انرژی اتمی ایران

چکیده:

در بین روشهای مختلف عکسبرداری تشخیصی، CT اسکن سهم بیشتری را در پرتوگیری بیماران دارد با توجه به اثرات ژنتیکی و سرطانزایی پرتوهای یونساز، کنترل پرتوگیری بیماران از اهمیت خاصی برخوردار است. در ایران متاسفانه برنامه کنترل کیفی منظم و مدونی در بخش های عکسبرداری تشخیصی به مورد اجرا گذاشته نمی شود. در تحقیق حاضر، به منظور تعیین پرتوگیری اندامهای حساس بیماران در CT اسکن سر و CT اسکن شکمی- لگنی دو روش دزیمتری ترمولومنیسانس و محاسبه دز اندامها با اندازه گیری CTDI و استفاده از نرم افزار SR-250 بکار گرفته شد. نتایج حاصل از این طرح نشان می دهد پرتو گیری اندامهای حساس بیماران نظیر چشم، رحم، تخمدان، پستان و تیروئید در غالب موارد کمتر از حدود اعلام شده توسط ICRP و یا در حد آن بوده است. مقایسه پرتوگیری این اندامها با دو روش فوق نیز نشان می دهد که دز اندازه گیری شده با روش TLD بیشتر از دز محاسبه شده با نرم افزار SR-250 می باشد. این اختلاف در مواردی که اندام حساس عمدتاً در معرض پرتوهای اولیه قرار داشته از یازده تا بیست و نه درصد محاسبه گردیده و در مورد اندامهائی که پرتو گیری کمتری داشته و کلاً در معرض پرتوهای پراکنده قرار داشته اند بیشتر بوده است.

کلمات کلیدی: *CT اسکن، چیپس TLD، فانتوم راندو، CTDI*

مقدمه:

اثرات زیست شناختی پرتوهای یونساز از جمله پرتوهای ایکس، به ویژه سرطانزائی و اثرات ژنتیکی، مراجع قانونگذاری و شاغلین در حرفه های پزشکی را همواره نگران ساخته است[۱]. در پرتوگیری جوامع انسانی که از منابع ساخت دست بشر ناشی می شود، امروزه عکسبرداری‌های تشخیصی بیشترین سهم را داراست[۲]. به همین دلیل تحقیقات انجام شده در طول دهه گذشته در کشورهای مختلف نشان می دهد که

توجه بیشتری معطوف به زمینه های دزیمتری در عکسبرداری تشخیصی گردیده است[۳و۴]. در بین روشهای مختلف عکسبرداری، CT اسکن سهم بیشتری را در پرتوگیری بیماران دارد[۵]. بعنوان مثال در تحقیقی که توسط NRPB[2] در سال ۲۰۰۰ در کشور انگلستان انجام گردید، نشان داده شد در حالیکه فقط ۳ درصد عکسبرداریها با CT انجام می شود اما ۴۰ درصد پرتوگیری بیماران ناشی از CT اسکن می باشد[۶]. همچنین گزارش ارائه شده توسط UNSCEAR در سال ۲۰۰۲ حاکی از این بود که ۵ درصد عکسبرداریها را CT اسکن تشکیل می دهد، اما دز حاصل از آن ۳۴ درصد می باشد[۶]. تحقیقات نشان می دهد که میزان استفاده از دستگاههای CT در بسیاری از کشورها بسیار متفاوت اما رو به گسترش است. بعنوان مثال تعداد دستگاههای CT به ازای هر یک میلیون نفر در کشورهای اروپائی بین ۶ الی ۱۶ دستگاه، در استرالیا ۱۸ دستگاه و در ژاپن تا ۷۸ دستگاه CT متغییر می باشد[۷].

در ایران نیز استفاده از دستگاههای CT به شدت رو به افزایش است. بعنوان مثال تعداد دستگاههای CT در استان فارس در سال ۱۳۸۰، ده دستگاه و در سال ۱۳۸۵ به چهارده دستگاه افزایش یافته است. استان فارس، از نظر ارائه خدمات پزشکی، یکی از مهمترین استانهای کشور می باشد که همواره با تعداد کثیری از مراجعه کنندگان استان و دیگر استانهای مجاور ونیز کشورهای حاشیه خلیج فارس مواجه می باشد. با توجه به موارد فوق و عدم اجرای برنامه های مرتب کنترل کیفی در سطح کشور، تعیین دز دریافتی بیماران می تواند ابزار کنترل کیفی مهمی در بخش های CT اسکن باشد. در این تحقیق پرتوگیری اندامهای حساس بیماران ضمن CT اسکن سر، شکم و لگن در بیمارستان نمازی شیراز با روش دزیمتری TLD اندازه گیری و سپس با تعیین CTDI و به کمک نرم افزار SR-250 این پرتوگیری ها محاسبه گردید. سپس نسبت دز اندازه گیری شده به دز محاسبه شده اندامهای حساس نظیر، چشم، تیروئید، رحم، تخمدان و پستان محاسبه گردید تا با استفاده از آن و با اندازه گیری CTDI در سایر بخشهای CT اسکن استان، دز اندامهای حساس تخمین زده شود.

مواد و روش ها:

در این تحقیق ابتدا به کمک یک پرسشنامه استاندارد، میزان رعایت پروتکلهای حفاظت در برابر اشعه در بخش های CT اسکن استان بررسی شد. سپس با توجه به نتایج حاصل، بیمارستان نمازی شیراز بعنوان بیمارستان مورد مطالعه انتخاب گردید. در مرحله بعد تعیین پرتوگیری اندامهای حساس بیماران با دو روش TLD و تعیین CTDI انجام شد.

دستگاه CT اسکن مورد استفاده در این بررسی، یک دستگاه CT اسکن دوال دتکتور ساخت کارخانه GE ، مدل NXI بود که از بهمن ۱۳۸۳ در بیمارستان نمازی شهرستان شیراز نصب و مورد بهره برداری قرار

[2] - *National Radiological Protection Board*

گرفته است. جهت تعیین پرتوگیری بیماران، از یک فانتوم راندو زن استاندارد، چیپس TLD-100 و سیستم قرائتگر TLD ساخت کارخانه هارشا مدل ۴۵۰۰ متعلق به آزمایشگاه دزیمتری مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز استفاده شد. در این رابطه کلاً از یکصد عدد چیپس TLD-100 استفاده شد که در محل اندامهای حساس مورد نظر نظیر، چشم، تیروئید، پستان، رحم و تخمدان قرار داده شده و سپس فانتوم تحت تابش قرار می گرفت. تکنیکهای مورد استفاده در اسکن‌های مختلف در جداول ۱ و ۲ آمده است. فانتوم مورد استفاده دارای وزن ۵۴ کیلوگرم، قد ۱۶۴ سانتی متر، چگالی ٪ ۱/۲۵ ± ۰/۹۸۵ گرم بر سانتی متر مکعب، دارای ۳۵ برش و هر برش به ضخامت ۲/۵ سانتی متر بود. در هر برش در محل اندام های مختلف تعدادی حفره در نظر گرفته شده که توسط استوانه هائی از پلاستیک معادل بافت بدن پر می شود. در محل هر حفره می توان این استوانه ها را برداشت و بجای آن کریستالهای TLD را قرار داد و سپس فانتوم را در وضعیت مورد نظر تحت تابش قرار داد. لازم به ذکر است که چیپس های TLD، قبل از قرار گرفتن در فانتوم، به منظور حذف انرژی ذخیره شده در آن ابتدا به مدت یک ساعت در دمای ۴۰۰ و سپس به مدت ۲۰ ساعت در دمای $^{\circ}C$ ۱۰۵، anneal می شدند. همچنین چیپس های تحت تابش قرار گرفته، قبل از قرائت مدت یکسانی را در دمای معمولی در محلی دور از نور نگهداری می شدند تا قله های سطحی آن تخلیه گردند. سپس این چیپس ها قرائت گردیده و پس از اعمال تصحیح در خصوص زمینه و ECC، به کمک منحنی کالیبراسیون، دز اندازه گیری شده هر اندام تعیین می گردید. منحنی کالیبراسیون به کمک یک چشمه استاندارد و یک فانتوم استاندارد با در نظر گرفتن ضریب تصحیح انرژی رسم گردید (شکل ۱و ۲).

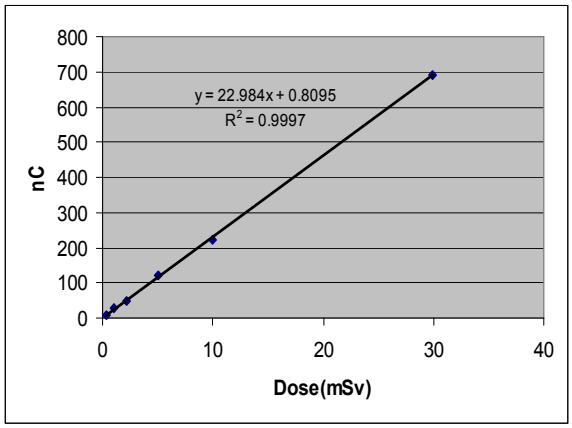
در مرحله بعد، با تعیین CTDIw و به کمک نرم افزار SR-250 دز اندامهای مختلف محاسبه شد. در این رابطه از یک اتاقک یونساز ساخت کارخانه RCL Electronic مدل Parcoda از نوع مدادی به طول ده سانتی متر و فانتومی از جنس Perspex معادل بافت بدن با چهار حفره در پیرامون و یک حفره در مرکز فانتوم برای قرار دادن اتاقک یونساز استفاده شد. قطر فانتوم سر شانزده سانتی متر و قطر فانتوم شکم ۳۲ سانتی متر بود. برای تعیین CTDIw، ابتدا دز بدون حضور فانتوم و توسط اتاقک یونساز در محور مرکزی CT تعیین می گردد که شاخص دز CT در هوا یا CTDIair نامیده می شود سپس با داده هائی که با استفاده از فانتوم بدست آمده، داده ها را نرمالیز کرده و CTDIw محاسبه می شود، واحد CTDI، mGy/mAs است. برای محاسبه دز ارگانها اطلاعات مربوط به، CTDIw، نوع آزمایش، جنس بیمار، وزن بیمار، طولی که قرار است تحت اسکن قرار گیرد، مقدار mAs، تعداد برشها، اندازه حرکت تخت و پیچ فاکتور، به عنوان ورودی به نرم افزار SR-250 داده می شود. آنگاه به کمک این نرم افزار مقدار دز جذب شده هر یک از ارگانهای مورد نظر محاسبه می گردد.

جدول ۱- تکنیکهائی که ضمن اسکن سر استفاده شده است.

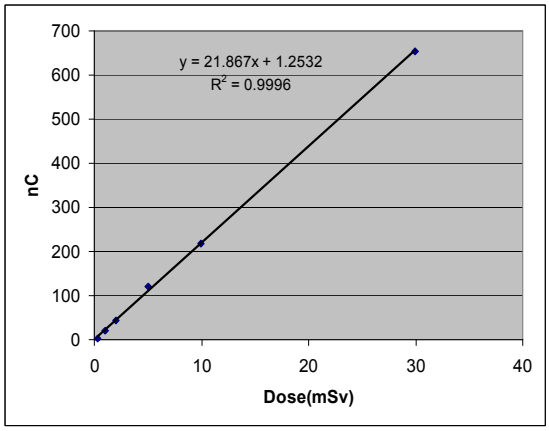
ناحیه آزمایش	تعداد تصاویر	اندازه حرکت تخت(mm)	ضخامت اسلایس(mm)	شیب گانتری (°)	mAs	mA	KVp
سر	۱۴	۱۰	۵	۲۸	۲۰۰	۱۰۰	۱۲۰

جدول ۲- تکنیکهائی که ضمن اسکن شکم لگن استفاده شده است.

ناحیه آزمایش	تعداد تصاویر	اندازه حرکت تخت(mm)	ضخامت اسلایس(mm)	شیب گانتری	mAs	mA	KVp
شکم	۳۰	۱۰	۱۰	۰	۱۱۰ -۲۰۰	۱۱۰ -۲۰۰	۱۲۰
لگن	۲۲	۱۰	۱۰	۰	۲۰۰	۲۰۰	۱۲۰



شکل۱- نمودار کالیبراسیون دز عمقی



شکل۲- نمودار کالیبراسیون دز سطحی

نتایج:

در این تحقیق پرتوگیری اندامهای حساس ضمن عکسبرداری از دو ناحیه بدن یعنی سر و ناحیه شکمی- لگنی برای بررسی انتخاب شدند. علت انتخاب ناحیه سر به این دلیل بود که بیش از ۶۰ درصد CT اسکن های انجام شده در بیمارستان نمازی از ناحیه سر صورت می گیرد. انتخاب اسکن ناحیه شکمی- لگنی نیز به علت پرتو گیری بالای بیماران در این نوع اسکن می باشد.

جدول ۳- دز جذبی اندازه گیری شده و محاسبه شدهٔ اندامهای حساس ضمن اسکن سر و اسکن شکمی – لگنی بر حسب (mGy) و مقایسه آن با ICRP [۸].

ارگان / آزمایش	چشم	تیروئید	پستان	رحم	تخمدان
سر- اندازه گیری شده	۲۷/۸	۰/۸۳	۰/۱۶	ـــــ	ـــــ
سر- محاسبه شده	۲۵	۰/۷	۰/۰۷۶	۰	۰
سر- ICRP	۵۰	۱/۹	۰/۰۳	۰	۰
شکم- لگن- اندازگیری شده	ـــــ	۰/۱۰	۰/۳۲	۱۸/۷۷	۲۴/۴۴
شکم- لگنی- محاسبه شده	۰	۰/۰۵۳	۰/۱۹	۱۶	۱۹
شکم- لگنی- ICRP	۰	۰/۰۵	۰/۷۵	۲۶	۲۳

جدول ۴- نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز محاسبه شده در CT شکمی- لگنی

ارگان	نسبت دز اندازه گیری شده به دز محاسبه شده
تیروئید	۱/۸۹
پستان	۱/۶۸
رحم	۱/۱۷
تخمدان	۱/۲۹

جدول ۵- نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز محاسبه شده در CT سر

ارگان	نسبت دز اندازه گیری شده به دز محاسبه شده
چشم	۱/۱۱
تیروئید	۱/۱۹
پستان	۲/۱

مشخصات تکنیکهای به کار رفته در اسکن سر و اسکن شکمی- لگنی به ترتیب در جداول ۱ و ۲ ذکر شده است. این تکنیکها، روشهای معمول به کار رفته در بخش CT اسکن بیمارستان نمازی ضمن انجام CT از نواحی فوق می باشد.

نتایج حاصل از اندازه گیری و محاسبه پرتوگیری چشم، تیروئید، پستان، رحم و تخمدان ضمن انجام CT اسکن از ناحیه سر و ناحیه شکمی– لگنی در جداول ۳ و ۴ ذکر گردیده است. همچنین نسبت دز اندازه گیری شده به دز محاسبه شده این اندامها نیز در جداول ۴ و ۵ ذکر شده است.

بحث در نتایج:

نتایج اندازه گیری های به عمل آمده با روش TLD که در جدول ۳ ذکر گردیده، نشان می دهد در اسکن سر، چشم با ۲۷/۸ میلی گری بیشترین پرتوگیری را در بین اندامهای حساس داشته است. اما مقدار این

پرتوگیری، کمتر از مقادیر ارائه شده توسط ICRP است. تیروئید و پستان که در معرض پرتو های پراکنده شده قرار دارند، به ترتیب دزی در حد ۰/۸۳ و ۰/۱۶ میلی گری دریافت کرده اند که در مقایسه با مقادیر ارائه شده توسط ICRP، تیروئید پرتوگیری کمتری و پستان پرتوگیری بیشتری داشته است. دز محاسبه شده چشم، تیروئید و پستان نیز به ترتیب ۲۵، ۰/۷ و ۰/۰۷۶ میلی گری و در هر سه مورد تا حدودی کمتر از مقادیر اندازه گیری شده بوده است. در مقایسه با مقادیر ارائه شده توسط ICRP، دز محاسبه شده چشم و تیروئید کمتر، اما دز محاسبه شده پستانها بیشتر بوده است. دلیل اختلاف مقادیر ICRP و نتایج تحقیق حاضر در مورد چشم، این است که این نوع اندازه گیری ها شدیداً وابسته به هندسه است و با کمی جابجایی فیلد تابش، مقدار دز چشم بشدت تغییر می کند. در مورد تیروئید همین مسئله با شدت کمتری صدق می کند. در CT شکم- لگن، پرتوگیری اندامهایی که تحت تابش پرتوهای اولیه قرار داشته اند، یعنی رحم و تخمدانها به ترتیب ۱۸/۷۷ و ۲۴/۴۴ میلی گری با روش TLD، ۱۶ و۱۹ میلی گری با روش محاسباتی بدست آمده است که به هر حال نشان دهنده پرتوگیری های بالا اما کمتر یا در حد مقادیر ارائه شده از سوی ICRP یعنی ۲۶ و ۲۳ میلی گری بوده است. پرتوگیری اندامهایی که در معرض تابشهای ثانویه قرار داشته اند یعنی تیروئید و پستان با TLD به ترتیب ۱/۸۹ و ۱/۶۸ برابر روش محاسباتی بدست آمده اما پرتوگیری پستان در هر دو روش فوق کمتر از مقادیر ICRP بوده است.

همچنین نسبت دز اندازه گیری شده به دز محاسبه شده ارگانهای مختلف در جدول ۴ و ۵ مقایسه گردیده است. برابر جداول فوق، ارگان هائی که بطور کامل تحت تابش قرار گرفته اند دز اندازه گیری شده آنها از ۱/۱۱ تا ۱/۲۹ مرتبه بیشتر از دز محاسبه شده می باشد و برای ارگان هایی که به صورت جزئی تحت تابش قرار گرفته اند دز اندازه گیری شده از ۱/۱۹ تا ۲/۱ بیشتر از مقادیر دز محاسبه شده می باشد. اختلاف بین نتایج دز اندازه گیری و محاسبه شده در اندامهایی که به صورت کامل تحت تابش قرار گرفته اند به دلیل اختلاف بین شکل و اندازه دو فانتوم و تفاوت بین موقعیت ارگان ها در دو فانتوم می باشد.

مراجع:

[۱]. Blus N. etal, "Evaluation of Patient and Doses During Various CT Fluoroscopy Interventions" Health Physics, 85 (2), 165. (2003).

[۲]. United Nations Scientific Committee on The Effects of The Atomic Radiation "Ionizing Radiation; Levelsand Effects, Volume II: Effects", United Nation. (1972).

[۳] Poletti, J. L, "Patient Doses from CT in New Zealand and a Simple method for Estimating Effective Dose". Br. J. Radiology 69, 432-436(1996).

[۴] Olerud, H. M. "Analysis of Factors influencing Patient Doses from CT in Norway". Radiat. Prot. Dosim. 71,(2), 123-133(1997).

[۵] Julian EM, Thomson R, David C. Australia "Radiation doses from computed tomography in Australian". Radiation Laboratory, 57(2). (1998).

[۶] Rogall R, et al. "Low-Dose Spiral CT in Radiation Chest Imaging", Medicaments, 41(2). (1997).

[۷] Blus N. et al. "Evaluation of Patient and Doses During Various CT Fluoroscopy Interventions" Health Physics, 85(2), 165. (2003).

[۸] Shrimpton P, gones D, Hillier M, wall B, Le Heron G, Faulkner K, Survey of CT Practice in the UK. Part 2: dosimetric aspects.: Chilton, England: National(2004).