

بررسی میزان $CTDI_w$ و DLP در پروتکل‌های معمول CT در بیمارستان شهید بهشتی کاشان

در سال ۱۳۹۳ و مقایسه آن با میزان دز مرجع

اکبر علی‌اصغرزاده*، حسین علی‌اکبری و سید مسعود جعفرپور

گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، اصفهان، ایران.

* اصفهان، کاشان، بلوار قطب راوندی، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، دانشکده پیراپزشکی، کد پستی: ۱۱۱-۸۷۱۵۵

پست الکترونیکی: aliasgharzadeh_a@kaums.ac.ir

چکیده

امروزه استفاده از سی تی اسکن به‌عنوان یک نوع ابزار تشخیصی، به‌طور چشمگیری افزایش یافته است. بنابراین، استفاده کنترل‌شده و مطابق مقررات حفاظتی به‌منظور کاهش اثرات مضر تشعشعی آن، امری ضروری است. هدف از انجام این پژوهش، اندازه‌گیری میزان دز دریافتی بیماران در پروتکل‌های معمول سی تی اسکن بود. این پژوهش در بخش رادیولوژی بیمارستان شهید بهشتی کاشان و با استفاده از دستگاه CT تک اسلایس Toshiba مدل Asteion CXGS-010A، در گروه سنی بزرگسالان برای اندازه‌گیری دو کمیت $CTDI_w$ و DLP در پروتکل‌های معمول انجام شد. پارامترهای اسکن هر پروتکل برای ۱۰ بیمار نرمال ثبت و با اعمال آن به دستگاه CT مقادیر میانگین $CTDI_w$ و DLP محاسبه و با حدود دز مرجع مقایسه شد. در این پژوهش، مقادیر $CTDI_w$ برای پروتکل‌های Head, PNS, Chest Abdomen, Pelvis به‌ترتیب از چپ به راست، ۳/۴۱/۱۱، ۱۹/۶۷، ۱۵/۴۷، ۱۳/۹۵ و ۱۰/۰۸ میلی‌گری و DLP به‌ترتیب ۳۶۲/۶۷، ۱۵۳/۹۷، ۳۰۷/۳۳، ۳۴۶/۰۷ و ۱۸۹/۳۷ میلی‌گری سانتی‌متر بود. مقادیر $CTDI_w$ و DLP به‌دست‌آمده در تمامی پروتکل‌ها از حدود اعلام‌شده در دستورالعمل کمیته اروپایی EG و انگلستان UK کمتر و حتی در بعضی از پروتکل‌ها کمتر از نصف بود. اما در دو پروتکل Chest و Abdomen مقدار $CTDI_w$ نسبت به حدود اعلام‌شده توسط IAEA بیشتر بود که این امر به دلیل تفاوت در پارامترهای انتخابی اسکن است. برای کاهش هرچه بیشتر دز بیماران، می‌بایست در صورت امکان از میزان mAs کمتر همراه با KV_p بالاتر، تعداد اسلایس کمتر، طول ناحیه اسکن و زمان کل اسکن کوتاه‌تری استفاده کرد.

کلیدواژگان: سی تی اسکن، شاخص دز سی تی اسکن، دز در طول اسکن، حد دز مرجع، کاشان.

۱. مقدمه

آمریکا در همین مدت، استفاده از آزمون‌های سی تی اسکن از ۲ میلیون به ۸۵ میلیون رسیده است که نشان‌دهنده رشد حدوداً ۴۳ برابری می‌باشد [۳-۵]. در انگلستان و آمریکا آزمون‌های سی تی اسکن به‌ترتیب، ۱۱ و ۱۷ درصد از کل آزمون‌های اشعه ایکس پزشکی و ۶۷ و ۴۹ درصد دز مؤثر تجمعی را تشکیل می‌دهند، درحالی‌که این مقادیر در دنیا به‌ترتیب ۶ و ۴۳ درصد است [۶-۸].

دز جذبی در بافت‌ها در سی تی اسکن جزء بالاترین دزهای دریافتی توسط بیماران در روش‌های رادیولوژی تشخیصی است (۱۰-۱۰۰ میلی‌گری) و این دزها اغلب نزدیک یا بیشتر از سطوح

سی تی اسکن شیوه‌ای پیشرفته برای تصویربرداری است که با استفاده از اشعه X و به‌کارگیری الگوریتم‌ها و محاسبات کامپیوتری، تصاویر مقطعی و عرضی از اعضای بدن فراهم می‌کند. امروزه استفاده از آن به‌عنوان یک نوع ابزار تشخیصی، به‌طور چشمگیری افزایش یافته است [۱ و ۲].

در انگلستان، آزمون‌های سی تی اسکن از سال ۱۹۸۰ تا سال ۲۰۱۳، از ۲۵۰ هزار استفاده به حدود ۵ میلیون آزمون رسیده که نشان‌دهنده رشد ۲۰ برابری است درحالی‌که در

مقادیر به دست آمده به دستگاه مقدار دز اندازه گیری و در نهایت مقادیر میانگین $CTDI_w$ و DLP محاسبه و با مقادیر مرجع مقایسه شد.

برای اندازه گیری مقدار دز از اتافک یونیزاسیون مدادی شکل مدل $TM3009$ با طول فعال 10 cm و دزیتر یونیدوز مدل Universal Dosimeter Firware 2.20 و فانتوم های استاندارد اندازه گیری دز سر و تنه ساخت شرکت PTW آلمان استفاده شد. مقادیر $CTDI_w$ و DLP به روش زیر اندازه گیری و محاسبه شد.

۱.۲. اندازه گیری $CTDI_w$

ابتدا فانتوم سر برای اندازه گیری میزان دز Head و PNS در روی قسمت Head rest و فانتوم تنه برای اندازه گیری میزان دز Chest، Abdomen و Pelvis روی سطح تخت سی تی اسکن قرار گرفت. سپس اتافک یونیزاسیون در حفره مرکزی فانتوم گذاشته شد و سایر حفره ها به وسیله میله آکریلیکی پر شدند و طی سه بار اسکن با اعمال پارامترهای کلینیکی به دست آمده به فانتوم ها میزان دز اندازه گیری شد و در مرحله بعد، همین روند برای حفره های جانبی فانتوم در موقعیت های ساعت ۳، ۶، ۹ و ۱۲ انجام شد. مراحل فوق برای پارامترهای ثبت شده ده بیمار در هر پرتکل تکرار شد. سپس با استفاده از معادله (۱)، $CTDI$ هر موقعیت محاسبه شد.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (1)$$

در این معادله، $D(z)$ دز تابش در محور Z ، N تعداد دکتورهای فعال در یک چرخش 360° لامپ اشعه ایکس و T ضخامت مقطع است. سپس $CTDI_w$ با استفاده از معادله (۲) محاسبه شد.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p (mGy) \quad (2)$$

در معادله فوق، $CTDI_c$ مقدار $CTDI$ اندازه گیری شده در حفره مرکزی فانتوم سر و تنه و $CTDI_p$ میانگین $CTDI$ اندازه گیری شده در موقعیت های ۳، ۶، ۹ و ۱۲ فانتوم سر و تنه است.

دز، افزایش دهنده احتمال سرطان هستند [۹].

تخمین زده شده که در آمریکا در ارتباط با آزمون های سی تی اسکن انجام شده در سال ۲۰۰۷، در آینده ۲۹۰۰۰ سرطان ایجاد شود [۱۰]. لذا برای استفاده از آزمون های سی تی اسکن باید منافع و خطرات آن برای بیمار در نظر گرفته شود. از طرفی، یکی از اصول مهم بهینه سازی در هنگام استفاده از آزمون های سی تی اسکن، محدود کردن دز دریافتی بیماران با توجه به اصل ALARA^۱ و اهمیت بالای حفاظت بیمار می باشد که لازمه آن آگاهی از میزان دز دریافتی بیماران است [۹، ۱۱ و ۱۲]. بدین منظور در مراکز تصویربرداری سی تی اسکن، دو کمیت شاخص وزنی دز سی تی اسکن $(CTDI_w)^2$ و دز در طول اسکن $(DLP)^3$ استفاده می شود [۷، ۱۳-۱۹].

از آنجا که در این زمینه در شهرستان کاشان، در پرتکل های معمول سی تی اسکن مطالعه ای صورت نگرفته بود، کمیت های فوق در بخش رادیولوژی بیمارستان شهید بهشتی کاشان اندازه گیری و با حدود دز مرجع (RDL_s^4) مقایسه شد.

۲. روش انجام پژوهش

این پژوهش در بخش رادیولوژی بیمارستان شهید بهشتی کاشان و با استفاده از دستگاه سی تی تک اسلایس مدل Asteion CXGS-010A ساخت شرکت توشیبا و در پرتکل های معمول شامل Head، PNS، Chest، Abdomen و Pelvis انجام شد. در ابتدا آزمون های کنترل کیفیت شامل صحت و تکرارپذیری پارامترهای هر اسکن که در شرایط کلینیکی روی دستگاه اعمال می شد، شامل فاصله مراکز دو مقطع متوالی (I)، ضخامت مقطع (T)، میلی آمپر (mA)، کیلوولتاژ حداکثر (KVp)، تعداد مقاطع (N)، فاکتور بیچ (P)، طول ناحیه اسکن (L) و زمان کل اسکن (t) انجام شد و میزان خطای آنها اندازه گیری شد که در تمام موارد، کمتر از حد استاندارد بود (<0.1) و سپس این پارامترها برای ۱۰ بیمار نرمال (قد $170 \pm 10\text{ cm}$ و وزن 70 ± 5 کیلوگرم) ثبت شد. سپس با اعمال

1. As low As Reasonably Achievable
2. Weighted CT Dose Index
3. Dose Length Product
4. Reference Diagnostic Level

۲.۲. محاسبه DLP

برای محاسبه DLP که بیان‌کننده کل دز رسیده به بیمار در یک آزمون کامل سی تی اسکن است، از معادله (۳) و (۴) استفاده شد.

برای اسکن آگزیکال (که در آن تخت در طول زمان چرخش تیوب به دور بیمار ثابت است):

$$(cm)DLP = \sum nCTDI.T.N.C(mGy) \quad (3)$$

برای اسکن هلیکال (که در آن تخت در طول زمان چرخش تیوب به دور بیمار حرکت می‌کند):

$$(mGy, cm)DLP = \sum nCTDI.T.A.t \quad (4)$$

در معادله (۳) و (۴) مقدار $nCTDI_w$ به دست آمده

جدول ۱: حداقل و حداکثر پارامترهای اسکن برای هر پروتکل در سی تی اسکن اسپیرال و آگزیکال در این مطالعه

| L (cm) | I(mm) | T(mm) | P | mAs | KVp | مد | پروتکل |
|-----------|-------|-------|---------|---------|-----|---------|--------|
| ۱۱ | ۵-۱۰ | ۵-۱۰ | - | ۱۵۰-۱۸۰ | | آگزیکال | سر |
| ۷/۵-۹ | ۵ | ۵ | - | ۱۰۰ | | آگزیکال | سینوس |
| ۱۶/۸-۲۱ | ۷-۱۰ | ۷-۱۰ | - | ۱۰۰-۱۵۰ | ۱۲۰ | آگزیکال | لگن |
| ۲۰/۹-۳۰/۶ | ۷-۱۰ | ۷-۱۰ | ۱/۲-۱/۵ | ۱۲۰-۱۵۰ | | هلیکال | |
| ۲۶/۵-۳۳/۱ | ۱۰ | ۱۰ | ۱/۵ | ۲۰۰ | | هلیکال | سینه |
| ۲۴/۶-۳۳ | ۷-۱۰ | ۷-۱۰ | ۱/۲ | ۱۸۰ | | هلیکال | شکم |

صورت گیرد. میزان $CTDI_w$ بین دو پروتکل Head و PNS به دلیل mAs بیشتر به کاررفته برای پروتکل Head بیشتر است. در پروتکل‌های Chest، Abdomen، Pelvis و پروتکل Chest به دلیل mAs بیشتر دارای بیشترین مقدار $CTDI_w$ و پروتکل Pelvis به دلیل mAs کمتر دارای کمترین $CTDI_w$ است. در پروتکل Pelvis در مد آگزیکال به دلیل استفاده از mAs پایین‌تر، میزان $CTDI_w$ کمتر از مد هلیکال است. بین پروتکل‌های Head، PNS و Pelvis در مد آگزیکال میزان DLP در پروتکل Head به دلیل $CTDI_w$ بیشتر (حدوداً ۴ برابر) و علی‌رغم طول ناحیه اسکن کمتر آن (حدود نصف) نسبت به پروتکل Pelvis دارای بیشترین مقدار و در پروتکل PNS به دلیل طول ناحیه اسکن و $CTDI_w$ کمتر دارای کمترین مقدار است.

جدول ۲: میانگین $CTDI_w$ و DLP محاسبه شده برای پروتکل‌های

مورد بررسی در مدهای آگزیکال و هلیکال

| DLP Mean(SD) | $CTDI_w$ Mean(SD) | مد | پروتکل |
|---------------|-------------------|---------|--------|
| ۳۶۲/۶۷(۱/۶۸) | ۳۴/۱۱(۲/۷۷) | آگزیکال | سر |
| ۱۵۳/۹۷(۲/۵۹) | ۱۹/۶۷(۰/۴۵) | آگزیکال | سینوس |
| ۱۷۹/۷۸(۴/۶۲) | ۹/۵۳(۱/۸۷) | آگزیکال | لگن |
| ۱۹۸/۹۶(۹/۰۸) | ۱۰/۶۴(۰/۵۲) | هلیکال | لگن |
| ۳۰۷/۳۳(۲۶/۱۲) | ۱۵/۴۷(۰/۸۲) | هلیکال | سینه |
| ۳۴۶/۰۷(۶/۶۴) | ۱۳/۹۵(۰/۷۵) | هلیکال | شکم |

بررسی نتایج حاصل در جدول (۱) و (۲) نشان می‌دهد که $CTDI_w$ در پروتکل‌های اندازه‌گیری شده با استفاده از فانتوم سر (Head و PNS) بیشتر از پروتکل‌های اندازه‌گیری شده با استفاده از فانتوم تنه می‌باشد که این مسئله به دلیل قطر کمتر فانتوم سر است که باعث می‌شود توزیع اشعه در حجم کمتری

بین پرتکل‌های Chest، Abdomen و Pelvis در مد هلیکال میزان DLP در پرتکل Abdomen به دلیل استفاده از فاکتور پیچ کمتر، دارای بیشترین مقدار و در پرتکل Pelvis به دلیل طول ناحیه اسکن کمتر دارای کمترین مقدار است. در جدول

جدول ۳: پارامترهای اسکن برای هر پرتکل در این مطالعه، IAEA، تایوان، کنیا و عراق

| پروتکل | پارامترهای | این مطالعه | IAEA [۲۰] | تایوان [۲۱] | کنیا [۱۵] | عراق [۱۸] |
|--------|------------|------------|-----------|-------------|-----------|-----------|
| سر | KVp | ۱۲۰ | ۱۲۰ | ۱۲۱ | ۱۳۰ | ۱۴۰ |
| | mAs | ۱۶۵ | ۲۶۰ | ۳۴۳ | ۲۴۹ | ۲۵۶/۵ |
| | L | ۱۱ | ۱۶/۹۱ | ۱۲/۲ | ۳۱/۴ | ۱۲ |
| لگن | KVp | ۱۲۰ | * | ۱۲۱ | ۱۲۵ | * |
| | mAs | ۱۲۵ | * | ۲۹۵ | ۲۲۵ | * |
| | L | ۲۱/۶۸ | * | ۱۸/۷ | ۵۰ | * |
| سینه | KVp | ۱۲۰ | ۱۲۳ | ۱۲۲ | ۱۲۵ | ۱۲۰ |
| | mAs | ۲۰۰ | ۱۵۷/۶ | ۲۶۸ | ۱۸۱ | ۱۸۰ |
| | L | ۲۹/۸ | ۳۲/۲ | ۲۲/۱ | ۴۹/۱ | ۳۲ |
| شکم | KVp | ۱۲۰ | ۱۲۰ | ۱۲۱ | ۱۳۰ | ۱۴۰ |
| | mAs | ۱۸۰ | ۱۴۷/۶ | ۲۹۲ | ۲۰۹ | ۳۶۰ |
| | L | ۲۹/۴ | ۴۱/۱ | ۲۰/۴ | ۵۷ | ۳۰ |

جدول (۴) مقایسه میزان $CTDI_w$ و DLP به دست آمده در این مطالعه، با مقادیر توصیه شده توسط IAEA، UK-۲۰۰۳، EG و دیگر مطالعات در کشورهای تایوان، کنیا و عراق را نشان می‌دهد [۱۵، ۱۸ و ۲۰-۲۳].

جدول ۴: مقایسه میزان $CTDI_w$ و DLP به دست آمده در این مطالعه با مقادیر توصیه شده در دیگر مطالعات

| | سر | | لگن | | سینه | | شکم | |
|-------------|--------|----------|--------|----------|--------|----------|--------|----------|
| | DLP | $CTDI_w$ | DLP | $CTDI_w$ | DLP | $CTDI_w$ | DLP | $CTDI_w$ |
| این مطالعه | ۳۶۲/۶۷ | ۳۴/۱۱ | ۱۷۹/۷۸ | ۵۳/۹ | ۳۰۷/۳۳ | ۱۵/۴۷ | ۳۴۶/۰۷ | ۱۳/۹۵ |
| IAEA [۲۰] | ۵۲۷ | ۴۷ | * | * | ۴۴۷ | ۹/۵ | ۶۹۶ | ۱۰/۹ |
| UK [۲۲] | ۷۸۷ | ۶۶ | * | * | ۴۸۸ | ۱۷ | ۴۷۲ | ۲۰ |
| EG [۲۳] | ۱۰۵۰ | ۶۰ | ۵۷۰ | ۳۵ | ۶۵۰ | ۳۰ | ۷۸۰ | ۳۵ |
| تایوان [۲۱] | ۶۶۵ | ۵۵ | ۴۱۰ | ۲۲ | ۴۵۵ | ۲۰ | ۴۵۳ | ۲۲ |
| کنیا [۱۵] | ۱۳۶۴ | ۵۱ | ۹۴۳ | ۲۴ | ۷۴۵ | ۲۱ | ۱۱۴۳ | ۲۱ |
| عراق [۱۸] | ۱۰۹۴ | ۴۵/۶ | * | * | ۴۴۷ | ۱۲ | ۷۰۷ | ۲۲/۱ |

با توجه به نتایج جداول (۳) و (۴) به طور کلی، میزان $CTDI_w$ و DLP در این پژوهش، از مقادیر توصیه شده دستورالعمل کمیته اروپایی (EG) و UK-2003 کمتر و حتی در بعضی از پرتکل‌ها کمتر از نصف می‌باشد. این مهم می‌تواند احتمالاً ناشی از تفاوت در پارامترهای انتخابی اسکن در این مطالعات باشد. میزان $CTDI_w$ و DLP در پرتکل Head در

۴. نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده و اهمیت میزان mAs و طول ناحیه اسکن در میزان دز بیماران، برای کاهش هرچه بیشتر دز در صورت امکان باید از میزان mAs کمتر و KVp بالاتر تا آنجایی که باعث افزایش نویز و کاهش کیفیت تصویر نشود، طول ناحیه اسکن کمتر با کاهش تعداد اسلایس به‌نحوی که ناحیه آناتومیک مورد درخواست پوشش داده شود و استفاده از مد هلیکال به‌جای مد آگزیاال تا جایی که محدودیت افزایش میزان حرارت لامپ اشعه ایکس به‌وجود نیاید، استفاده کرد. همچنین می‌توان در هنگام استفاده از مد هلیکال با انتخاب فاکتورهای پیچ بالاتر، زمان کل اسکن را کوتاه‌تر و در نتیجه، میزان دز بیماران را کاهش داد.

۵. تشکر و قدردانی

شایان ذکر است از همکاری پرسنل محترم بخش سی تی اسکن بیمارستان شهید بهشتی کاشان و آقای مصطفی اسلمی که در جمع‌آوری داده‌ها ما را یاری کردند تشکر و قدردانی شود.

مطالعه حاضر نسبت به مقادیر اعلام‌شده توسط IAEA و مطالعات صورت‌گرفته در تایوان، عراق و کنیا مقدار کمتری را نشان می‌دهد که به‌دلیل کمتر بودن میزان mAs و طول ناحیه اسکن در پژوهش حاضر نسبت به دیگر مطالعات می‌باشد. مقدار CTDI_w در پرتکل Chest در مطالعه حاضر به‌علت بالاتر بودن میزان mAs در مقایسه با IAEA و عراق بالاتر ولیکن به‌علت طول ناحیه اسکن کوتاه‌تر مقدار DLP کمتر از مطالعات ذکرشده است. این در حالی است که مقدار CTDI_w و DLP در این پرتکل، به‌علت شرایط پرتودهی پایین‌تر مورد استفاده در این پژوهش، نسبت به تایوان کمتر است. در دو پرتکل Pelvis و Abdomen میزان CTDI_w و DLP در این مطالعه در مقایسه با تایوان، کنیا و عراق مقدار کمتری را نشان می‌دهد که به‌علت استفاده از پارامترهای اسکن پایین‌تر در این پژوهش می‌باشد. در پرتکل Abdomen در مطالعه حاضر در مقایسه با IAEA میزان CTDI_w بالاتر به‌علت mAs بالاتر و میزان DLP پایین‌تر به‌علت طول ناحیه تحت اسکن کوتاه‌تر است.

۶. مراجع

- [1] Food and Drug Administration, National Evaluation of X-Ray Trends (NEXT): tabulation of graphical summary of 2000 survey of computed tomography. Washington, DC: Food and Drug Administration, 2007.
- [2] Brenner, D.J. and E.J. Hall, Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*, 2007. 357(22): p. 2277-84.
- [3] Hall, E.J. and D.J. Brenner, Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol*, 2008. 81(965): p. 362-78.
- [4] Svenson, M. and P. Steele, NHS Imaging and Radiodiagnostic activity in England. NHS England, 2013.
- [5] Brenner, D.J., Minimising medically unwarranted computed tomography scans. *Ann ICRP*, 2012. 41(3-4): p. 161-9.
- [6] Mettler, F.A., Jr., et al., Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources--1950-2007. *Radiology*, 2009. 253(2): p. 520-31.
- [7] United Nations Scientific Committee Effects Atomic Radiation, Sources and Effects of ionizing radiation: UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Vol. 1. 2010, New York United Nations Publications.
- [8] Hart, D., et al., Frequency and collective dose for medical and dental x-ray examination in the UK, 2008. 2010: Health Protection Agency Chilton, UK.
- [9] Task Group on Control of Radiation Dose in Computed, T., Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*, 2000. 30(4): p. 7-45.
- [10] Berrington de Gonzalez, A., et al., Projected cancer risks from computed

- tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med*, 2009. 169(22): p. 2071-7.
- [11] International Commission on Radiological Protection, *Radiological protection and safety in medicine*. Vol. 22. 1996: Elsevier Health Sciences.
- [12] IAEA, *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards—Interim Edition, General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3 (Interim)*, 2011, International Atomic Energy Agency: VIENNA.
- [13] Shope, T.B., R.M. Gagne, and G.C. Johnson, A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys*, 1981. 8(4): p. 488-95.
- [14] Bouzarjomehri, M.H. Zare, and D. Shahbazi, Conventional and spiral CT dose indices in Yazd general hospitals, Iran. *Radiat*, 2006(3(4)): p. 183-189.
- [15] Wambani, J.S., et al., A survey of computed tomography imaging techniques and patient dose in Kenya. *East Afr Med J*, 2010. 87(10): p. 400-7.
- [16] Livingstone, R.S. and P.M. Dinakaran, Radiation safety concerns and diagnostic reference levels for computed tomography scanners in Tamil Nadu. *J Med Phys*, 2011. 36(1): p. 40-5.
- [17] Božović, P., et al., Patient doses in chest CT examinations: Comparison of various CT scanners. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 2013. 10(1): p. 31-36.
- [18] Al-Kinani, A. and A. Saddam, Radiation Doses from Computed tomography in Iraq. *Arab Journal of Nuclear Science and Applications*, 2014. 47(1): p. 114-124.
- [19] Saravanakumar, A., et al., Establishment of diagnostic reference levels in computed tomography for select procedures in Pudhuchery, India. *J Med Phys*, 2014. 39(1): p. 50-5.
- [20] Tsapaki, V., et al., Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT--IAEA-coordinated research project. *Radiology*, 2006. 240(3): p. 828-34.
- [21] Tsai, H.Y., et al., Survey of computed tomography scanners in Taiwan: dose descriptors, dose guidance levels, and effective doses. *Med Phys*, 2007. 34(4): p-43-1234.
- [22] Shrimpton, P. and G. Britain, *Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review*. 2005: National Radiological Protection Board Chilton, UK.
- [23] study, B.E., *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. 1999.