

## تعیین میزان تابش گیری تیروئید در CT و رادیوگرافی روتین جمجمه پس از اعمال مقادیر مختلف mAs

مقدس علی حسینی قره تپه (MSc)<sup>۱</sup>، حسین مزارانی (PhD)<sup>۲\*</sup>، شهرام اخلاقیور (PhD)<sup>۳</sup>

۱- دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲- استاد دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۳- انستیتو پرتو پزشکی نوین

### چکیده

**مقدمه:** در راستای کنترل میزان تابش گیری بشر از ناحیه مصارف پزشکی و تشخیصی پرتوهای یونشاز، شناسایی و بهینه سازی عوامل موثر بر دوز دریافتی بیمار از جمله انتخاب شرایط اکسپوژر در پرتو نگاری و نیز واکنش بافت تحت تابش بویژه اندام بحرانی نظیر تیروئید در قبال مقادیر مختلف دوز بطور وسیعی مورد توجه قرار گرفته است.

**مواد و روشها:** در این تحقیق به منظور بررسی اثر مقادیر مختلف mAs بر میزان تابش گیری تعداد ۱۲۰ قطعه TLD بورت منگنز حین انجام CT و رادیوگرافی روتین جمجمه در محل تیروئید فانتوم راندو نصب گردید و با اعمال مقادیر متفاوت mAs در هر دو روش تصویربرداری به عمل آمد. مقادیر حاصل از قرائت TLD ها به ازای سطوح پایین و بالای mAs در هر دو روش مقایسه شد.

**نتیجه گیری:** بر اساس یافته ها با افزایش ۲۵٪ در مقدار mAs در رادیوگرافی روتین جمجمه میزان تابش گیری تیروئید ۳۲۵٪ افزایش داشته است. همچنین با افزایش ۲۵٪ در مقدار mAs هنگام CT جمجمه میزان تابش گیری تیروئید ۳۱۴٪ افزایش نشان می دهد و تفاوت معنی داری بین میزان تابش گیری تیروئید به ازای سطوح پایین و بالای mAs در هر دو روش پرتونگاری مورد مطالعه وجود دارد. آزمون تفاوت نسبتها اختلاف معنی داری را بین نسبتهای افزایش تابشگیری تیروئید در رادیوگرافی روتین و CT جمجمه به ازای افزایش برابر در، درصد mAs نشان می دهد.  
**کلمات کلیدی:** تابشگیری تیروئید، CT، چپیس، TLD رادیوگرافی، mAs.

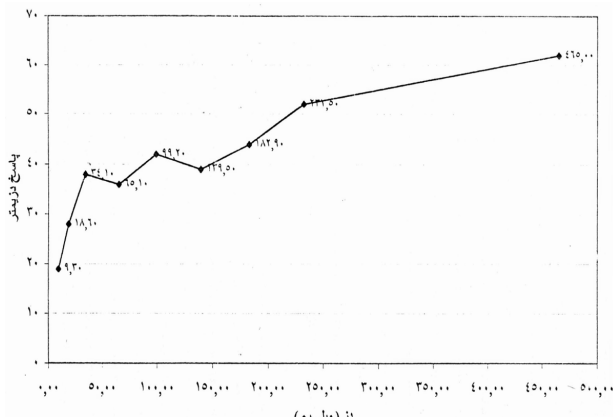
### ۱- مقدمه

اندازه گیری دز جذبی پوست در نقطه ورودی پرتو ایکس (ESD) می توان به دز دریافتی اندامهایی چون تیروئید که مستقیماً زیر پوست واقع می شوند پی برد. ESD در پرتونگاری تشخیصی متناسب با عواملی چون شدت جریان لامپ، زمان تابش و مربع ولتاژ لامپ می باشد (۴). در بررسیهای انجام شده برای دز دریافتی تیروئید در ارتوپانتوموگرافی با دزیمتری ESD تیروئید (۵) و دزیمتری با استفاده از فانتوم راندو با قرار دادن چیپسهای TLD در ناحیه تیروئید (۶) نتایج یکسانی را نشان نمی دهند و به ظاهر دزیمتری با استفاده از فانتوم دقیقتر می باشد.

برای کاهش تابشگیری تیروئید در پرتونگاریهای ناحیه سر و گردن، توجه به یک سری از نکات و مسائل حفاظتی از قبیل کیفیت کار دستگاهها، روش به کار گرفته شده و شرایط اکسپوژر (mAs, kVp) و غیره و بهینه سازی هر یک از این عوامل ضروری است (۷). mAs یکی از این عوامل می باشد که در اغلب بخشهای تصویربرداری با اشعه ایکس مقادیر متفاوت آن توسط فناوری یک بخش و حتی با یک دستگاه و برای تصویربرداریهای معین اعمال می شود. همچنین قابلیت تفسیری و تشخیصی حاصله به ازای

امروزه استفاده از پرتو یونساز X و کاربرد آن در تشخیص بیماریها به حدی است که برخی از آن به عنوان چشم سوم پزشکان نام می برند. این استفاده روزافزون، تابشگیری بشر از انواع تشعشعات یونساز اعم از طبیعی و مصنوعی را مضاعف نموده است. در کشورهای توسعه یافته که ۲۵ درصد جمعیت دنیا را در خود جای میدهند حدود ۷۰ درصد کل آزمونهای تشخیصی با اشعه ایکس انجام می شود (۱). تابش پرتوهای یونساز از جمله پرتو ایکس به بافتهای بدن بویژه اندامهای حساس به تشعشع آسیب می رساند. از اینرو اندازه گیری دز دریافتی بیمار به عنوان ابزار کنترل کیفی بسیار مهمی در رادیولوژی تشخیصی مد نظر قرار دارد. در تصویربرداری از جمجمه، تیروئید یکی از اندامهایی است که تابشگیری آن حائز اهمیت است (۲). تیروئید اندامی بسیار حساس نسبت به سرطانزایی تشعشع بویژه در کودکان و نوجوانان می باشد. القای سرطان تیروئید ناشی از تشعشع در کودکان تابش دیده از اشعه ایکس برای بزرگی غده تیموس، درمان بیماریهای لوزه و حلق، سرطان و تینا کاپیتی به اثبات رسیده است (۳) با

\* نشانی مکاتبه: تهران - دانشگاه تربیت معلم مدرس - گروه ژنیتک



نمودار ۱ منحنی کالیبراسیون TLD بورات منگنز

پاسخ TLD ها به مقادیر تابش بر حسب میلی رم به دست می آید. در تحقیق حاضر به منظور رسم منحنی کالیبراسیون برای به دست آوردن اولین نقطه منحنی از مقدار پرتو ۹/۳ (سه دوران) استفاده شد. با افزایش تعداد دوران در دفعات بعدی (تا ۹ نقطه) سایر نقاط بدست آمد و به ازای مقادیر پرتو هر یک از نقطه‌ها، قرائت TLD های تابش دیده در دستگاه قرائتگر انجام شد. در هر سری شمارش میانگین و خطای میانگین محاسبه گردید. منحنی کالیبراسیون دوزیمترهای بورات در نمودار ۱ نشان داده شد. در این منحنی محور افقی بر حسب مقدار تابش پرتو بتا و محور عمودی بر حسب میانگین پاسخ دوزیمترهای مورد آزمایش می‌باشد.

TLD های تابش دیده با استفاده از یک سیستم قرائتگر روسی مدل KDT-02M خوانده شدند. این دستگاه همانند سایر قرائتگرهای TLD مجموعاً از دو سیستم حرارت دهنده و آشکارساز نوری برخوردار می‌باشد. شمارش زمینه در این دستگاه قبل از استقرار TLD به صورت خودکار انجام و مقدار این شمارش از میزان کل شمارش فوتونهای TL کسر می‌گردد.

برای انجام پرتونگاریهای روتین و برش نگاری رایانه‌ای از مجموعه دوزیمتری تیروئید حین تصویربرداری های ذکر شده، از ناحیه سر و گردن فانتوم راندو متشکل از ۹ قطعه استفاده شد. شکل ۱ نماهایی از رخ و نیمرخ فانتوم راندو را نشان می‌دهد.

برای انجام رادیوگرافی روتین (PA+Lat) مجموعه از دستگاه Serigraph C (Siemens) واجد مانیتور تلویزیونی واقع در بیمارستان سینا (تهران) و برای برش نگاری رایانه‌ای از فانتوم مجموعه، از سیستم GE9800 (High Light) نسل سوم و دارای آشکارساز جامد مستقر در همان بیمارستان استفاده شد.

مقادیر مختلف mAs به وسیله رادیولوژیست تایید می‌گردد. این در حالی است که معمولاً فنواران رادیولوژی از دوز همراه روشهای مورد استفاده و مقادیر اعمال شده اطلاعی ندارند (۸).

در این مطالعه دوز دریافتی تیروئید به عنوان یک اندام بحرانی حساس حین پرتونگاری روتین و CT جمجمه، به ازای مقادیر مختلف mAs اعمال شده و با تعیین نسبت تغییر میزان تابشگیری این اندام بحرانی به تغییرات mAs با استفاده از فانتوم راندو مورد بررسی قرار گرفت. از دزیمتر ترمولومینسانت به دلیل سادگی در استفاده بالینی و دقت اندازه گیری که روشی توصیه شده برای دزیمتری اندامها می‌باشد (۹) بدین منظور استفاده شد.

## ۲- مواد و روشها

### ۲-۱- تجهیزات مورد استفاده

برای انجام دوزیمتری، به علت در دسترس نبودن TLD-100 که عمومی ترین TLD بالینی محسوب می‌شود، از TLD حلقوی بورات منگنز ( $Mn_3(Bo_3)_2$ ) با میزان محوشدگی ۲۰ در سال استفاده شد (۱۰). به منظور افزایش دقت اندازه گیری و مقایسه یافته های این تحقیق با نتایج منتشر شده از سوی سایر محققین که اغلب از TLD-100 برای سنجش دوز استفاده نموده اند، نسبت حساسیت TLD-100 به بورات منگنز در قبال میزان مشابه پرتو محاسبه گردید. برای بدست آوردن این نسبت یک TLD-100 و یک TLD بورات منگنز در وضعیت مشابه و به دفعات ۱۰ بار، مورد تابش پرتوی ایکس (در حد انرژی مورد استفاده در تحقیق حاضر) قرار گرفتند. پس از شمارش میانگین تابشگیری هر دو نوع TLD محاسبه شد.

نسبت پاسخ TLD-100 به بورات منگنز:

$$\frac{1}{72} = \text{میانگین شمارش بورات منگنز} / \text{میانگین شمارش TLD-100}$$

پیش از انجام دوزیمتری به منظور مدرج نمودن (کالیبراسیون TLDها)، دستگاه پرتودهنده (کالیبراتور) مدل 2000-Harshaw با چشمه استرانسیوم-۹۰ مورد استفاده قرار گرفت (۱۱). این کالیبراتور از صفحه متحرکی برخوردار است که دیسک گردانی بر روی آن قرار می‌گیرد و تعداد دوران دیسک توسط کاربر قابل کنترل است. سرعت دوران دیسک ثابت بوده و هر TLD که روی دیسک قرار داده شود مدت زمان معینی در معرض تابش ذرات بتای منفی چشمه قرار می‌گیرد (در این تحقیق ۳/۱ میلی رم در هر دوران). بنابراین با افزایش تعداد دوران در دفعات مختلف مقادیر پرتو توسط TLD های مختلف دریافت خواهد شد که پس از خواندن TLD ها و ثبت مقادیر، رسم منحنی کالیبراسیون TLDها ممکن خواهد بود که بر اساس آن

تابش متناسب با اندازه مجمه و تکنیک استاندارد، از دستگاه متصل به مانیتور استفاده شده است.

برای انجام برش نگاری رایانه‌ای از مجمه که تحت عنوان اسکن سر در خواست می‌شود و در بسیاری از کشورها این درخواست از فراوانی بالایی برخوردار است (۱۳ و ۱۴). روش متداول در مرکز CT اسکن بیمارستان سینا انتخاب و بدین ترتیب تعداد ۵ مقطع ۵ میلیمتری از ناحیه پوسترور فوسا و ۸ مقطع ۱۰ میلیمتری از مابقی سر تا کورتکس تهیه شده است.

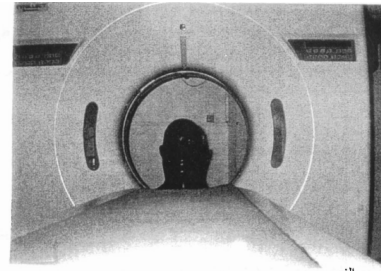
به منظور انجام آزمایش، دو سطح mAs (۸۰ و ۱۰۰) برای رادیوگرافی روتین مجمه و دو سطح mAs (۱۴۰ و ۱۰۰) برای CT مجمه انتخاب و برای هر یک از سطوح mAs در هر دو روش تصویربرداری، تعداد ۳۰ بار TLD کالیبره شده در موضع تیرویید نصب و رادیوگرافی و اسکن مجمه به عمل آمده است.

برای جلوگیری از تاثیر یا کاهش اثر عوامل مداخله‌گر سعی شده است سایر فاکتورهای احتمالی موثر، ثابت نگه داشته شوند و همچنین هنگام پردازش تصویر CT، پهنا و سطح پنجره نزدیک به هم انتخاب شده است تا فقدان احتمالی اطلاعات یا کیفیت تصویر از طریق پردازش رایانه‌ای جبران نگردد.

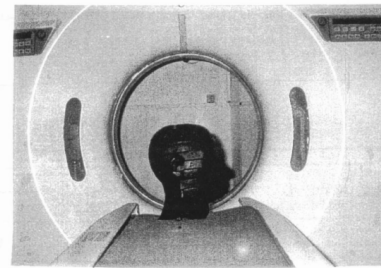
از آنجایی که در بررسی و مقایسه اثر تغییر فاکتورهای موثر بر میزان تابش گیری، اجتناب از افت کیفیت تفسیری تصویر ضروری است، تغییر عوامل موثر از قبیل mAs تا جایی مجاز خواهد بود که به افت کیفیت تصویر و فقدان اطلاعات تشخیصی منجر نشود. به منظور کنترل و رعایت این موضوع، تصاویر حاصل از هر دو روش و به ازای سطوح مختلف mAs به رویت چند رادیولوژیست رسیده و کیفیت تصاویر (بویژه در CT) با وجود تفاوت قابل توجه در مقدار mAs از نظر تفسیری یکسان گزارش شده است.

### ۳- نتایج

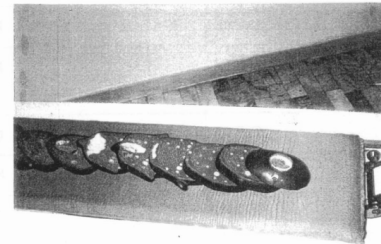
نتایج حاصل از دوزیمتری تیرویید حین رادیوگرافی روتین



الف



ب



شکل ۱ نماهایی از فانتوم راندو و قطعات تشکیل دهنده آن: الف) نمای رخ، ب) نمای نیمرخ و ج) قطعات فانتوم.

### ۲-۲- روشهای مورد استفاده

برای انجام تصویربرداری، از روش رادیوگرافی روتین مجمه و روش نگاری رایانه‌ای متداول استفاده شد. بر اساس روشهای رایج، رادیوگرافی روتین از مجمه به دو صورت PA و Lateral و بطور توأم انجام می‌گیرد (۱۲). بنابراین TLD نصب شده در موضع تیرویید فانتوم، در هر جفت تصویربرداری PA و Lat از مجمه تحت تاثیر پرتو تابشی بوده است. به منظور رعایت اندازه میدان

جدول ۱ میزان تابشگیری تیرویید حین رادیوگرافی روتین مجمه با اعمال مقادیر ۸۰ و ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه

mAs	دفعات شمارش	میانگین پاسخ (نانوکولمب)	فاکتور تبدیل mrem به Nc	میزان پرتوگیری تیرویید mrem	خطای پرتوگیری mrem
۸۰	۳۰	۳۸ + ۲	۲/۹۷	۱۱۳	۵/۹۴
۱۰۰	۳۰	۵۸ + ۱/۵۸	۶/۳	۳۶۷/۶	۹/۹۵

جدول ۲ مقادیر دز تیرویید در CT مجمه به ازای ۱۰۰ و ۱۴۰ میلی آمپر ثانیه

mAs	دفعات شمارش	میانگین پاسخ (نانوکولمب)	فاکتور تبدیل mrem به Nc	میزان پرتوگیری تیرویید mrem	خطای پرتوگیری mrem
۱۰۰	۳۰	۲۶ + ۱/۰۳	۱/۵۲	۳۹/۷۶	۱/۵۶
۱۴۰	۳۰	۵۳ + ۳/۲	۵/۷۱	۳۰۳	۱۸/۲

جدول ۳ نسبت افزایش تابش گیری تیروئید در رادیوگرافی روتین و CT جمجمه به ازای افزایش مشابه در mAs

نوع تصویربرداری	پرتوگیری سطح اول mAs بر حسب mrem	پرتوگیری سطح دوم mAs بر حسب mrem	درصد افزایش mAs	در صد افزایش تابش گیری
پرتونگاری جمجمه	۱۱۳	۳۶۷/۶	۲۵	۳۲۵
CT جمجمه	۳۹/۷۶	۱۶۴/۲	۲۵	۳۱۴

نسبتها، تفاوت معنی داری را بین نسبتهای افزایش تابشگیری تیروئید در رادیوگرافی روتین و CT جمجمه به ازای افزایش مشابه در درصد mAs نشان نمی دهد ( $p < 0/05$ ).

#### ۴- نتیجه گیری و بحث

اطلاعات منتشر شده در مورد سرطانزایی تشعشع روی انسان نشان می دهد که امروزه آسیب های تشعشع یا نبود اثر پرتو و یا کاهش آن به ازای مقادیر کم پرتو نیز مشاهده می شود و این وضعیت در مورد اندامهای مختلف از جمله تیروئید نیز صادق است (۱۵).

از عوارض عمده اثرات پرتو در تیروئید، ایجاد سرطان و سایر آبنورمالیهای فعالیتی این اندام مهم می باشد. وجود سرطان در غده تیروئیدی که بویژه در مراحل قبل از بلوغ مورد تابش تشعشع یونساز قرار گرفته است، نشان دهنده نقش اتیولوژیک پرتو در سرطان تیروئید است. بر اساس تحقیقات به عمل آمده ۷ درصد از مجموع افرادی که مورد تابش تشعشعات خارجی قرار گرفته اند، مبتلا به سرطان تیروئید بویژه آدنوکارسینومای پاپیلاری شده اند (۱۶). از جمله آبنورمالیهای فعالیتی ناشی از تشعشعات خارجی در تیروئید تغییر در مقادیر هورمونها می باشد و از آنجایی که این هورمونها از طریق تاثیر بر سوخت و ساز پایه، جذب کربوهیدراتها را از طریق روده افزایش می دهند و سوخت و ساز چربیها را نیز تنظیم می کنند. هرگونه اختلال در مقادیر آنها منجر به بروز بیماریهای مختلفی نظیر هایپوتیروئیدیسم و افزایش TSH خواهد شد (۱۶ و ۱۷).

تابشگیری تیروئید در روشهای مختلف تصویربرداری به ویژه

جمجمه با اعمال مقادیر ۸۰ و ۱۰۰ میلی آمپرثانیه در جدول ۱ آمده است. چنانکه در این جدول مشاهده می شود با افزایش mAs از ۸۰ به ۱۰۰ که سایر عوامل موثر ثابت بوده است، میزان تابشگیری تیروئید از ۱۱۳ میلی رم به ۳۶۷/۶ میلی رم افزایش یافته است و مقایسه میانگین های دو گروه وجود اختلاف معنی دار بین مقادیر میانگین تابش با اعمال ۸۰ و ۱۰۰ میلی آمپرثانیه را نشان می دهد ( $p < 0/05$ ).

همچنین در جدول ۲ نتایج حاصل از دوزیمتری تیروئید به ازای ۱۰۰ و ۱۴۰ میلی آمپرثانیه حین برش نگاری رایانه ای از جمجمه خلاصه شده است. چنانکه مشاهده می شود با افزایش میلی آمپر از ۱۰۰ به ۱۴۰ میزان تابشگیری تیروئید از ۳۹/۷۶ به ۳۰۳ میلی رم افزایش داشته است که تفاوت میانگینها از نظر آماری معنی دار است ( $p < 0/05$ ).

باید دقت شود که مقدار mAs در پرتونگاری روتین جمجمه ۲۵ درصد (از ۸۰ به ۱۰۰) و در برش نگاری رایانه ای از جمجمه به سبب محدودیت طیف mAs در دستگاه مورد استفاده یعنی ۴۰ درصد (از ۱۰۰ به ۱۴۰) افزایش داشته است. بنابراین با تصور خطی بودن افزایش تابشگیری در محدوده ۱۰۰ تا ۱۴۰ میلی آمپرثانیه، نسبت افزایش تابشگیری بر حسب افزایش ۲۵ درصدی در مقدار میلی آمپر ثانیه محاسبه می گردد. در این صورت تابشگیری تیروئید به نسبت افزایش ۲۵ درصدی در mAs، ۱۶۴/۲ میلی رم محاسبه می شود. و بدین ترتیب مقادیر تابش گیری تیروئید در دو روش تصویربرداری مورد مطالعه، قابل مقایسه می گردد. در جدول ۳ نسبت افزایش تابشگیری تیروئید در دو روش به نسبت افزایش برابر در مقدار mAs با همدیگر مقایسه شده است. آزمون تفاوت

جدول ۴ میانگین دز تیروئید حین CT و رادیوگرافی روتین جمجمه (بر حسب میلی گری)

محققین	سال	CT جمجمه	رادیوگرافی جمجمه
Nishizava	۱۹۹۱	۰/۵۴۸	-
Seifert	۱۹۹۷	۰/۶۷	-
Keshtkar	۱۹۹۴	۰/۷۶	-
Jozani	۱۹۹۳	-	۱/۶۶
This study	۱۹۹۹	۰/۴	۱/۳۳

## منابع

1. Ng KH, Rassiah P, Wang HB, Hambali AS, Muthuvellu P, Lee HP. Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia. *Br J Radiol* 1998; 71: 654-660.
2. Bristow RG, Wood RE, Clark GM. Thyroid dose distribution in dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68(4): 482-7.
- ۳- حال اریک ج. رادیوبیولوژی برای رادیولوژیست، ترجمه حسین مزدارانی، جلد اول، انتشارات دانشگاه تربیت مدرس ۱۳۸۰.
4. Parry RA, Glaze SA, Archer BR. The AAPM/RSNA Physics Tutorial For Residents, typical patient radiation doses in diagnostic radiology. *Radiographics* 1999; 19: 1289-1302.
5. Mortazavi SMJ, Ghiassi-Nejad M, Bakhshi M, Jafari-Zadeh M, Kavousi A, Ahmadi J, Shareghi A. Entrance Surface Dose Measurement on the Thyroid Gland in Orthopantomography: The Need for Optimization. *Iran J Radiat Res* 2004; 2: 21-26.
6. Buch B, Fensham R. Orthodontic radiographic procedures-how safe are they? *SADJ* 2003; 58(1): 6-10.
7. Kanae N, Takashi M, Maleoto T, Minora O, Junichi H, Yoshiro F. Determination of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examinations. *BJR* 1991; 64: 20-28.
8. Banu H, Alam MN, Chowdhury MI, Kamal M, Bardhan DK, Chakraborty D. Assessment of occupational and patient dose from diagnostic and therapeutic exposure using thermoluminescent dosimetry. *Health Physics* 1998; 74 (4): 478-480.
9. Burke R, Sutton D. Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology. *Br J Radiol* 1997: 261-271.
10. De Buen IG, Bunfil AE, Ruiz CG, Flores A, Brandon ME. Thermoluminescent response and relative efficiency of TLD-100 exposed to low energy X-rays. *Phys Med Biol* 1998; 43: 2073-2083.
۱۱. خراسانی زهرا، اسماعیلی داودرضا. آشنایی با فیزیکی بهداشت و حفاظت در برابر پرتوهای یونیزان و مواد رادیواکتیو. انتشارات نقطه، ۱۳۷۷.

تصویربرداری از فک و دندانها مورد بررسی قرار گرفته است. دوز جذبی از یک بررسی کامل دهان تا ۱۷ برابر بیشتر از تصاویر پانورامیک گزارش شده است (۱۸). در بررسیهای اخیر نشان داده شد که قرار دادن TLD در محل تیروئید، دوز دریافتی این اندام در اورتوپانتوموگرافی (۶) را بیش از دوز اندازه‌گیری شده با ESD تیروئید نشان می‌دهد (۵). بنابراین استفاده از فانتوم مناسب برای دزیمتری اندامهای بحرانی حائز اهمیت می‌باشد.

با توجه به حساسیت پرتوی تیروئید لزوم کاهش پرتوگیری آن واضح است و اولین گام در کاهش پرتوگیری، شناخت عوامل موثر بر میزان تابش‌گیری می‌باشد که میزان mAs اعمال شده در پرتونگاری از جمله آنهاست. بر اساس جدول ۱، به ازای ۸۰ میلی آمپر ثانیه در رادیوگرافی روتین حجمه ۱۱۳ میلی رم (۱/۱۳ میلی گری) و به ازای ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه ۳۶۷/۶ میلی رم (۳/۶۷۶ میلی گری) دز تابشی تیروئید بوده است. همچنین طبق جداول ۲ و ۳ اعمال ۱۰۰ میلی آمپر در ثانیه در CT حجمه مقدار ۳۹/۷۶ میلی رم (۰/۴ میلی گری) و اعمال ۱۲۵ میلی آمپر مقدار ۱۶۴/۲ میلی رم (۱/۶۴ میلی گری) تابش‌گیری تیروئید را بدنبال داشته است. بنابراین نتایج دزیمتری تیروئید حین هر دو تصویربرداری مورد بررسی در این تحقیق نشان می‌دهد که مقادیر تابش‌گیری به ازای سطوح پایین mAs با یافته‌های دیگر محققان سازگاری دارد. در جدول ۴ دز تیروئید بر اساس یافته‌های مختلف با یکدیگر و با نتایج این تحقیق مقایسه شده است (۷، ۱۴، ۱۹، ۲۰).

مجموعه یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد که با افزایش مقادیر mAs در تصویربرداری میزان تابش‌گیری بافت با نسبت بالاتری افزایش می‌یابد و استفاده از mAs پایین از نقطه نظر مسائل حفاظتی ضرورت دارد به شرط آنکه کاهش mAs به افت کیفیت تفسیری تصویر منجر نگردد. بنابراین نیازمند تعیین پایینترین حد مجاز mAs در هر یک از روشها و پروتکل‌های تصویربرداری و دستگاههای مورد استفاده می‌باشیم. این امر نیز تحقیقات وسیعی را در سطح ملی برای تعیین دز همراه با روشها و دستگاهها می‌طلبد.

12. Bulinger PW. Merrill's atlas of radiographic positioning and radiologic procedures. 1991; 2: 217-223.
13. Polleti JI. Patient doses from CT in Newziland and a simple method for estimating effective dose. Br J Radiol 1996; 69: 432-436.
14. Seifert H, Hagen TH, Bartylla K, Blab G, Piepgras V. Patient doses from standard and spiral CT of the head using a fast twin beam system. Br J Radiol 1997; 70: 1139-1145.
15. Mardus K. Features of radiation carcinogenesis in man at low doses and low dose rates. Radiat Biol Radioecol 1998; 38(5): 627-683.
16. Peress CA. Principles and practice of radiation oncology. 4th Ed., pp: 1356-1372, 1998.
17. Carlos J, Jose C, Roberto K. Basic histology. 8th Ed., pp: 518-520, 1995.
18. Miles DA, Vandis ML, Razmus TF. Basic principles of oral and maxillofacial radiology. Saunders, Mexico, 1992.
۱۹. جوزانی فرح. اصول حفاظت در برابر پرتوها در رادیولوژی. انتشارات فراروان. صفحه ۶۱-۷۲. ۱۳۷۲.
۲۰. کشتکار احمد، شرفی علی اکبر، اربابی عظیم، مزدارانی حسین. دزیمتری در آزمایشهای معمول در توموگرافی کامپیوتری. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز، سال ۲۸ (شماره ۲۲)، ۴۱-۵۴. ۱۳۷۳.