مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ٦، شمارهٔ ٢، بهار ١٣٩٧

اندازه‌گیری دز ورودی پوست و دز دریافتی ارگان‌های مختلف در لترال سفالومتری

آزیتا احمدی[1]، علی نگارستانی[1] و صدیقه سینا[2*]

[1]دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته کرمان، کرمان، ایران.

[2]مرکز تحقیقات تابش، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، فارس، ایران.

[*]فارس، شیراز، دانشگاه شیراز، دانشکده مهندسی مکانیک، مرکز تحقیقات تابش، کد پستی: ٧١٩٣٦-١٦٥٤٨

پست الکترونیکی: samirasina@shirazu.ac.ir

چکیده

دزیمتری TLD به‌عنوان یکی از روش‌های مؤثر در برآورد دز در رادیولوژی تشخیصی شناخته شده است. تصویربرداری سفالومتری توسط بسیاری از دندانپزشکان، جراحان دهان، فک و صورت به‌عنوان نقشه درمان استفاده می‌شود. هدف از این تحقیق، اندازه‌گیری دز ورودی پوست و دز ارگان‌های مختلف هدف بیماران در تصویربرداری سفالومتری با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس (TLD-100) می‌باشد. دز ورودی پوست و دز ارگان‌های مختلف در حین تصویربرداری با قرار دادن دزیمترهای TLD در داخل و روی سطح راندوفانتوم به دست آمد. دز ارگان-های مختلف از جمله تیروئید، چشم، مری، ماکزیلا و غدد بزاقی زیرزبانی بناگوشی و تحت فکی اندازه‌گیری شد. براساس نتایج به‌دست آمده در این تحقیق دز ورودی پوست گردن، گونه و تمپورال چپ به ترتیب ٧٥/٨ ، ٥٨/١ و ١١٣/٣ میکروگری بود و حداقل و حداکثر دز ارگان‌ها ٢/٥ و ١٠٧/٨ میکروگری به ترتیب برای تمپورال راست و غدد بزاقی بناگوشی به‌دست آمد که با نتایج تحقیقات پیشین در سایر کشورها قابل مقایسه است.

کلیدواژگان: سفالومتری، دزیمتری، TLD-100، راندوفانتوم، رادیولوژی تشخیصی.

١. مقدمه

اندازه‌گیری دقیق دز ورودی پوست (ESD)[1] بیماران در تصویربرداری‌های رادیولوژی تشخیصی کمک شایانی به بهینه-سازی حفاظت بیماران و تدوین استانداردها و سطوح مرجع تشخیصی در کشورها می‌نماید. محققان بسیاری در کشورهای مختلف به بررسی این پارامتر در تصویربرداری‌های مختلف رادیولوژی نموده‌اند [٦-١]. به علاوه ارزیابی میزان خطرات[2] نیز تنها با اندازه‌گیری دز وارده به ارگان‌های مختلف میسر می‌شود. کمیته‌ی بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه (ICRP)[3] اندازه‌گیری دز اندام‌های مختلف را برای بررسی اثرات

[1] Entrance skin dose

[2] risk

[3] International commission of radiological protection

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

بیولوژیکی پرتو بر بدن را پیشنهاد می‌دهد [۷]. تصویربرداری لترال سفالومتری استفاده گسترده‌ای در تشخیص بیماری‌ها و ناهنجاری‌های مختلف سر، فک و صورت علی‌الخصوص در درمان‌های ارتودنسی دارد [۱۳-۸]. مسئله‌ی کاهش دز دریافتی کودکان و نوجوانان در رادیولوژی تشخیصی همواره یکی از مهم‌ترین دغدغه‌های علم فیزیک بهداشت بوده است. این امر به علت حساسیت پرتویی بالاتر و امید به زندگی بیش‌تر کودکان و نوجوانان نسبت به بزرگسالان می‌باشد [۱٤].

حساسیت پرتویی بالاتر کودکان و نوجوان در سنین رشد به علت تقسیم سلولی بیش‌تر آنان و درصد بیش‌تر آب موجود در بافت‌های آنان است. اثر سرطان‌زایی، یکی از اثرات دیررس تابش‌ها می‌باشد. تومورهای بدخیم القا شده توسط تابش‌ها، می‌تواند برای سال‌ها پنهان باقی بماند و کودکان و نوجوانان به علت امید به زندگی بیش‌تر مستعدتر به تجربه کردن سرطان ناشی از پرتوها در طول زندگی خود خواهند بود [۱٤].

بنابراین اندازه‌گیری دز دریافتی افراد در آزمون‌های مختلف رادیوگرافی و بهینه‌سازی کیفیت تصویر و دز دریافتی جهت کاهش خطر ناشی از پرتوگیری از اهمیت بالایی برخوردار است. دزیمتری TLD همواره یکی از روش‌های مؤثر دزیمتری در برآورد دز در رادیولوژی تشخیصی، پزشکی هسته‌ای و رادیوتراپی بوده است [۱۹-۱۵].

از آن‌جایی که تصویربرداری لترال سفالومتری یکی از تصویربرداری‌های پرتکرار در نوجوانان است، در این تحقیق دز ورودی به پوست و دز ارگان‌های مختلف نوجوانان و بزرگسالان در تصویربرداری سفالومتری توسط رندوفانتوم و دزیمتری TLD، اندازه‌گیری می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. تعیین ECC قرص‌های TLD

در این تحقیق، قرص‌های مکعبی TLD-100 (LiF, Mg, Ti) با ابعاد ۱×۳×۳ میلی‌مترمربع برای اندازه‌گیری دز مورد استفاده قرار گرفت. در ابتدا یک دسته صدتایی TLD-100 جهت انجام دزیمتری انتخاب شد. تمام TLDها به مدت ۱ ساعت در ٤۰۰ درجه و ۲۰ ساعت در ۸۰ درجه سانتی‌گراد گرمادهی شدند. سپس این TLDها در معرض یک دز مساوی قرار گرفتند و پاسخ این TLDها به کمک دستگاه TLD reader مدل Harshaw 4500 قرائت گردید تا فاکتور ECC این TLDها به‌صورت معادله ۱ به دست آمد.

$$ECC_i = \frac{< \overline{TLE} >}{< TLE_i >} \qquad (۱)$$

که ECC_i (Element calibration coefficient) و $<TLE_i>$ (Thermoluminescence efficiency) به ترتیب فاکتور کالیبراسیون و خوانش i امین قرص TLD می‌باشند و $< \overline{TLE} >$ متوسط خوانش TLDهاست. پس از به‌دست آوردن ECCها، تعداد ۵۰ عدد قرص با ECCهای نزدیک به ۱، برای قرارگیری در فانتوم و کالیبراسیون انتخاب شدند.

جدول (۱): پروفایل زمان- دمای مورد استفاده در خوانش TLDهای ۱۰۰.

گرمادهی (Annealing)		حصول (Acquisition)			پیش گرمایش (Preheat)	
زمان (S)	دما (C°)	آهنگ (C/S°)	زمان (S)	حداکثر دما (C°)	زمان (S)	دما (C°)
۰	۰	۲۵	۱۳/۳۳	۳۰۰	۰	۵۰

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

جدول ۱، پروفایل زمان- دمای[1] (TTP) مورد استفاده برای خوانش TLDها را نشان می‌دهد.

۲.۲. کالیبراسیون TLDها

به منظور به‌دست آوردن منحنی کالیبراسیون TLDها، تعداد ۱۲ عدد قرص TLD پس از انجام فرآیند گرمادهی کوره‌ای (۱ ساعت در ٤۰۰ درجه سانتی‌گراد و ۲۰ ساعت در ۸۰ درجه سانتی‌گراد)، در ٤ بسته پلاستیکی مورد استفاده قرار داده شدند. کالیبراسیون با یک دستگاه اشعه‌ی ایکس صنعتی با همان کیفیت اشعه x سفالومتری (٦٦ کیلوولت و فیلتراسیون ذاتی ۲/٦ میلی‌متر آلومینیوم) انجام گرفت که دستگاه سفالومتری مورد استفاده در این تحقیق مدل PLANMECAPROLINE ساخت کشور فنلاند است. سه بسته سه‌تایی از این TLDها در معرض دزهای مشخص ۱٤۲، ۹۱۰ و ۲۳۵۹ میکروگری اشعه ایکس قرار گرفتند و یک بسته نیز به اندازه‌گیری پرتوهای زمینه اختصاص داده شد.

این دزها به این علت انتخاب شدند که منحنی کالیبراسیون، محدوده ی دز دریافتی بیماران در رادیولوژی تشخیصی را پوشش دهد. کالیبراسیون با یک دستگاه اشعه‌ی x صنعتی با همان کیفیت اشعه ایکس سفالومتری انجام گرفت. پس‌از آن تمام قرص‌های پرتودهی شده توسط دستگاه قرائت گر TLD قرائت گردید و مقادیر نانوکولن تصحیح شده هر قرص (به دست آمده از معادله ۲)، جهت رسم منحنی کالیبراسیون مورد استفاده قرار گرفت.

$$R_{Corrected-i} = (R_i \times ECC_i) - \frac{\sum_{j=1}^{n}(R_{bkg-j} \times ECC_{bkg-j})}{n} \qquad (۲)$$

که در آن $R_{corrected-i}$ و R_i به‌ترتیب خوانش اولیه و خوانش تصحیح شده قرص i هستند. R_{bkg-j} شمارش قرص زمینه j، ECC_i و ECC_{bkg-j} به ترتیب مقادیر ECC مربوط به قرص تی ال دی iام و قرص زمینه jام هستند و نهایتاً n تعداد TLDهای اختصاص داده شده برای اندازه‌گیری زمینه می‌باشد. از آن‌جا که منحنی کالیبراسیون TLDها یک منحنی خطی است، رابطه بین دز هر TLD و خوانش تصحیح شده آن به صورت زیر است.

$$D_i(\mu Gy) = a \times R_{Corrected-i} \qquad (۳)$$

که $D_i(\mu Gy)$ دز دریافتی توسط قرص i، و a ضریب کالیبراسیون TLDها می‌باشند.

۳.۲. اندازه‌گیری دز ارگان‌ها

از آن‌جایی که تصویربرداری سفالومتری یکی از رویه‌های پرتکرار - جهت تشخیص ناهنجاری های فک و صورت- خصوصاً در میان افراد نوجوان و جوان است، فانتوم آلدرسون رندوفانتوم بزرگسال در این تحقیق جهت اندازه‌گیری دز ورودی پوست و دز ارگان‌های مختلف به کار برده شد. (اندازه‌ی سر و گردن نوجوانان و جوانان تقریباً برابر با بزرگسال در نظر گرفته شده است.) در این مرحله، تعدادی قرص TLD (پس از گرمادهی) جهت به‌دست آوردن دز ورودی به پوست فانتوم، در پاکت‌های پلاستیکی تیره بسته-بندی شده و تعدادی نیز در داخل راندوفانتوم در محل ارگان‌های هدف (تیروییید، چشم، مری، ماکزیلا و غدد بزاقی زیرزبانی بناگوشی و تحت فکی) قرار داده شد. سپس رندوفانتوم با دستگاه سفالومتری مدل Planmeca به تعداد ۱۰ بار پرتودهی شد. شرایط پرتودهی مورد استفاده جهت تصویربرداری ٦٦ kv ، ۹ mA و ۰/۸ s بود. در مرکزی که این تصویربرداری در آن انجام شد، این تکنیک جهت تهیه سفالوگرام از سر خانم‌ها استفاده می‌شد. هندسه پرتودهی رندو فانتوم و سفالوگرام تهیه شده از سر فانتوم در شکل ۱ نشان

[1] Time-Temperature Profile

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

داده شده است. شکل ۲ محل قرارگیری برخی از قرص‌های TLD در محل ارگان‌های مختلف در قطعات مختلف رندوفانتوم را نشان می‌دهد. محل قرار گرفتن TLDها با برچسب‌هایی نشان داده شده است. تعداد ۳ عدد دزیمتر نیز جهت اندازه‌گیری پرتوهای زمینه استفاده گردید. با در نظر گرفتن منحنی کالیبراسیون خطی به صورت معادله‌ی ۳، دز دریافتی توسط هر TLD به دست آمد.

۳. نتایج و بحث

منحنی کالیبراسیون TLD-100 در شکل ۳ نشان داده شده است. شکل ٤ نیز منحنی درخشندگی[1] چند قرص TLD استفاده شده جهت کالیبراسیون را نشان می‌دهد. چنانچه مشاهده می‌شود دز هر یک از TLDها با ضرب خوانش هر قرص در ضریب کالیبراسیون(μGy/nc) ٦٢/٥٣ به‌دست می‌آید. شکل ٥، دز وارده به ارگان‌های مختلف در تصویربرداری سفالومتری را نشان می‌دهد. بر اساس نتایج به‌دست آمده در این تحقیق، دز ورودی پوست گردن ۷۵/۷ میکروگری بود. شکل‌های ٤ الف و ٤ ب نیز دز دریافتی ارگان‌های مختلف را بر حسب میکروگری نشان می‌دهد. از آن‌جا که تیوب اشعه ایکس از سمت چپ فانتوم را پرتودهی کرده است، دز اندازه‌گیری شده ارگان‌های سمت چپ از دز ارگان‌های سمت راست به میزان قابل توجهی بیش‌تر است. به‌عنوان مثال تمپورال چپ و غدد بناگوشی چپ بیش‌ترین میزان دز را دریافت کرده‌اند در صورتی که تمپورال راست و گونه راست کم‌ترین دز را دریافت کرده‌اند. آنالیز خطای اندازه‌گیری TLD نیز در جدول ۲ نشان داده شده‌است. منابع عدم قطعیت معمولاً به دو گروه A و B تقسیم‌بندی می‌شود. ارزیابی خطای نوع A درعدم قطعیت استاندارد، بر پایه روش‌های آماری معتبر آنالیز داده ها استوار است که از مجموعه‌ای از مشاهدات و اندازه‌گیری‌های انجام گرفته در شرایط تکرارپذیر و یا تجدیدپذیر محاسبه می شود. به عنوان مثال عدم قطعیت تخمین زده شده با تکرار اندازه‌گیری و مشاهدات، از نوع A می‌باشند. عدم قطعیت به‌دست آمده بر اساس اطلاعات و دانش موجود، – به عنوان مثال اطلاعات ارائه شده توسط سازنده، اطلاعات مربوط به کالیبراسیون– عدم قطعیت نوع B می‌باشند. در این پژوهش نتایج ناشی از تکرار اندازه‌گیری‌ها عدم قطعیت نوع A و خطای ناشی از کالیبراسیون و وابستگی به انرژی عدم قطعیت نوع B می‌باشد. در این پژوهش طیف انرژی مورد استفاده جهت کالیبراسیون با طیف مورد استفاده در اندازه‌گیری‌ها مشابه است، لذا خطای ناشی از وابستگی به انرژی حذف می‌شود. پاسخ TLD-100 در انرژی‌های مختلف فرودی یکسان نیست، به این معنا که اگر این دزیمتر در معرض دز مساوی از پرتوهایی با انرژی مختلف قرار گیرد، مقدار خوانش TLD (nc) متفاوت خواهد شد. برای اندازه‌گیری وابستگی به انرژی TLDها، چنانچه چشمه کالیبراسیون با چشمه مورد استفاده در اندازه‌گیری هم‌انرژی نباشد، وابستگی انرژی دزیمترها باید با یک ضریب تصحیح، (که در واقع اختلاف منحنی کالیبراسیون به‌دست آمده توسط انرژی کالیبراسیون و انرژی مورد استفاده در اندازه‌گیری است) لحاظ گردد. این فاکتور تصحیح، تفاوت nc به‌دست آمده توسط انرژی کالیبراسیون و انرژی دسته پرتو مورد استفاده در اندازه‌گیری را تصحیح می‌کند. درصورتی‌که طیف انرژی مورد استفاده در کالیبراسیون با طیف انرژی مورد استفاده در اندازه‌گیری یکسان باشد، ضریب تصحیح فوق الذکر برابر ۱ می‌باشد و در واقع نیاز به اعمال ضریب تصحیح نمی‌باشد[۱۹،۱۷،۱۵]. چنانچه مشاهده می‌شود درصد خطای کل اندازه‌گیری TLDها ٦/٤٪ محاسبه شده‌است. جدول ۳، مقادیر اندازه‌گیری شده دز ورودی پوست و دز ارگان‌ها در این مطالعه را با مقادیر گزارش شده در کشورهای مختلف مقایسه

[1] Glow curve

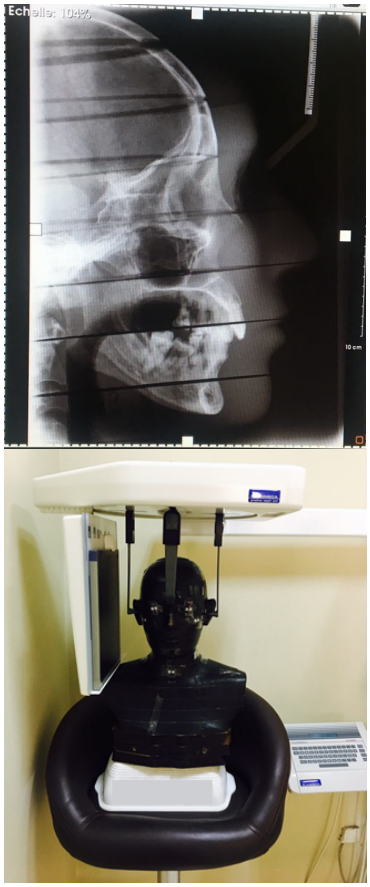
[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

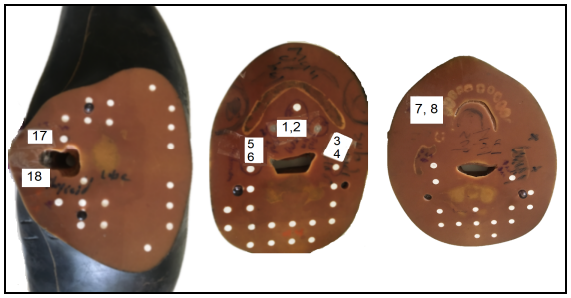
می‌کند. بنا به نتایج نشان داده شده در جدول ۳، مقادیر دز وارده به غدد بناگوشی واقع شده در سمت تابش در پژوهش حاضر با پژوهش‌های انجام شده در سایر پژوهش‌ها قابل مقایسه است. در مورد دز ورودی پوست (ESD)، در پژوهش-های مختلف اعداد مختلفی گزارش شده است که این امر می-تواند به علت محل متفاوت قرارگیری دزیمترها بر سطح پوست است. در این تحقیق، جهت اندازه‌گیری دز ورودی به پوست، TLDها بر روی پوست روی غدد پاروتید قرار داده شدند در صورتی‌که در پژوهش‌های انجام گرفته توسط محققان مختلف، ممکن است دزیمترها در مکان‌های متفاوتی از سطح پوست، از جمله گونه، گردن یا تمپورال قرار گرفته باشند. لذا توصیه می‌گردد در تعیین سطوح مرجع تشخیصی (DRL)[1] در لترال سفالومتری، محل دقیق قرارگیری دزیمترها برای تعیین دز وارده به سطح پوست، مشخص شود. چرا که با توجه به هندسه‌ی سر (فک و صورت) و گردن دز ورودی به نقاط مختلف پوست می‌تواند متفاوت باشد.

٤. نتیجه گیری

بر طبق توصیه‌های کمیسیون بین المللی حفاظت در برابر اشعه ICRP، سطوح مرجع تشخیصی در رادیولوژی، در واقع بررسی کمیت‌هایی چون دز جذبی در هوا یا دز جذبی در ماده‌ی معادل بافت، بر روی سطح یک فانتوم ساده یا سطح بدن بیمار می‌باشد. بر طبق تعریف اتحادیه اروپا، DRL در واقع سطح دز در پرتودهی تشخیصی برای گروهی استاندارد از بیماران یا فانتوم‌ها و برای طیف وسیعی از دستگاه‌ها می‌باشد. در تعیین مقادیر DRL یک کشور، مقادیر دز دریافتی بیماران در رویه‌های متنوع تصویربرداری در دستگاه‌های مختلف رادیولوژی توسط دزیمترهای مناسب اندازه‌گیری می‌شود. نتایج به‌دست آمده برای هر نوع تصویر برای دستگاه‌های مختلف، به‌ترتیب صعودی مرتب شده و مقدار دز مربوط به چارک سوم داده‌ها به‌عنوان DRL هر نوع تصویربرداری انتخاب می‌گردد.



شکل (۱): هندسه تصویربرداری و سفالوگرام حاصل از تصویربرداری.



شکل (۲): محل قرارگیری TLDها در قطعات مختلف رندو فانتوم.

انتظار می‌رود این سطح دز، در مواقعی که شرایط آزمایش خوب و نرمال باشد از سطوح دز استاندارد تجاوز نکند. سطوح مرجع تشخیصی می‌تواند به عنوان ابزاری جهت بهینه-سازی دز در انواع تصویربرداری‌ها در نظر گرفته شود.

[1] Diagnostic reference level

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

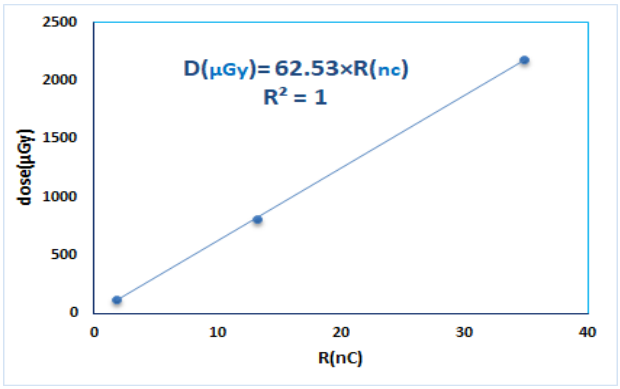
مقایسه‌ی نتایج این تحقیق با تحقیقات پیشین نشان می‌دهد که مقادیر دز با تغییر شرایط پرتودهی در دستگاه‌های مختلف می‌تواند تغییرات زیادی را تجربه کند. مقادیر اندازه‌گیری شده دز ورودی پوست در این تحقیق، کم‌تر از سطوح مرجع تشخیصی (DRL) در کشورهای اسپانیا و آمریکا است. تفاوت مقادیر دز ورودی به پوست و DRL در کشورهای مختلف، لزوم اندازه‌گیری دز در مناطق مختلف و به‌دست آوردن سطوح مرجع تشخیصی محلی و کشوری در ایران را مشخص می‌کند، تا با مقایسه دز هر دستگاه با این سطوح مرجع وضعیت پرتوگیری بیماران را بررسی کرد و در صورت لزوم دز دریافتی افراد را بهینه‌سازی کرد.

جدول (۲): آنالیز خطای دزیمترها.

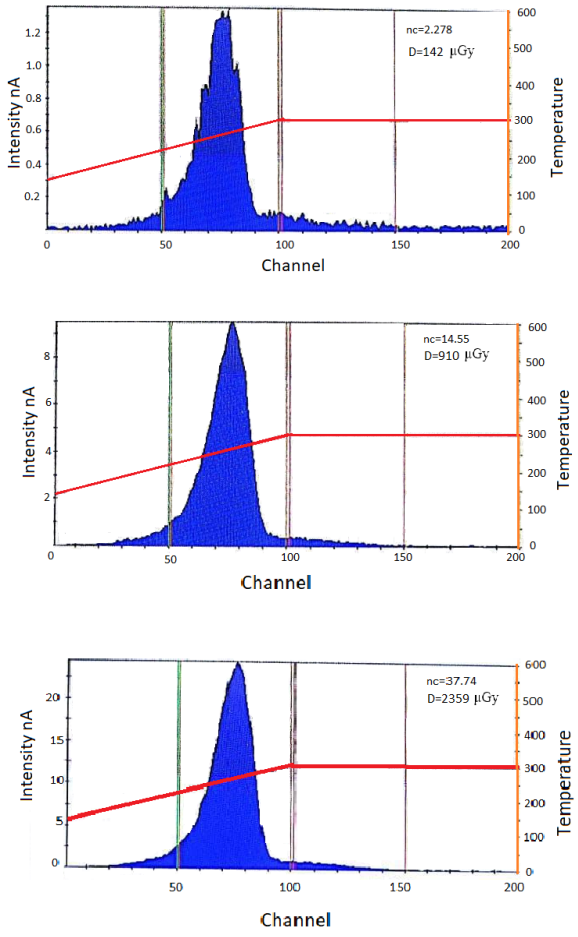
مولفه عدم قطعیت	نوع A (٪)	نوع B (٪)
تکرار اندازه‌گیری ها با TLD ها	٤	---
کالیبراسیون دز	---	٥
تصحیح وابستگی به انرژی	---	---
ترکیب خطاها	$\sigma_{A\text{-total}}$=٤	$\sigma_{B\text{-total}}$=٥
خطای کل	$(\sigma_A^2+\sigma_B^2)^{0.5}$=6.4	

جدول (۳): مقایسه مقادیر دز اندازه‌گیری شده در کشورهای مختلف با نتایج تحقیق حاضر.

محل اندازه‌گیری دز	تحقیق حاضر	Gilda [22]	Visser [21]	Gonzalez (20)	Gray (23)
کشور	ایران	آمریکا	آلمان	اسپانیا	آمریکا
سال	۲۰۱۷	۱۹۹۲	۲۰۰۱	۲۰۰٤	-----
غدد بناگوشی- در سمت تابش	۱۰۷/۸	۱۱۳	۱۰۳	-----	-----
دز ورودی پوست (میکروگری)	۱۱۳/۳	-----	۱۳۲	۳۰ تا ۲۹۸۰ DRL=400	DRL=250



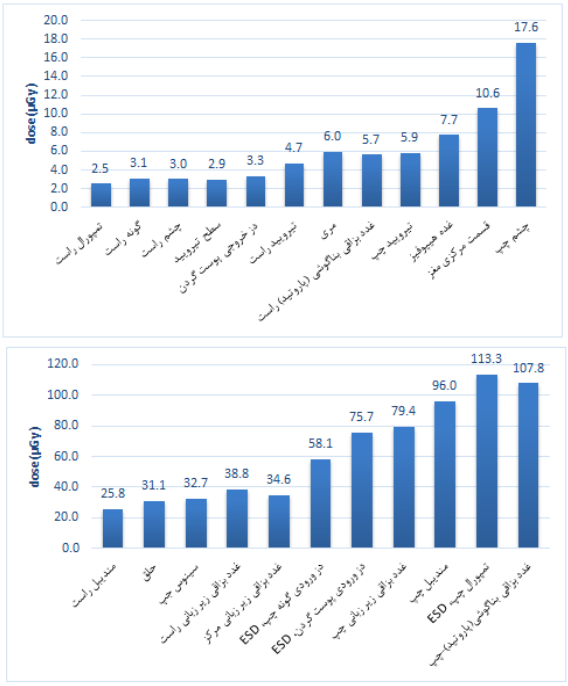
شکل (۳): منحنی کالیبراسیون TLD-100.



شکل (٤): نمونه منحنی درخشندگی برخی از قرص‌های مورد استفاده در کالیبراسیون.

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]



شکل (۵): مقایسه دز جذبی ارگان‌های مختلف در تصویربرداری لترال سفالومتری.

۵. مراجع

[1] N. Theocharopoulos, K. Perisinakis, J. Damilakis, H. Varveris, N. Gourtsoyiannis. Comparison of four methods for assessing patient effective dose from radiological examinations. Med Phys. 29(9) (2002) 2070–2079.

[2] J. Darko, EK. Osei. A survey of organe quivalent and effective doses from diagnostic radiology procedures. ISRN Radiology.2013 (2013) 1–9.

[3] FA. Mettler, W Huda, TT. Yoshizumi, M. Mahesh. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog Radiology.248(1) (2008) 254–263.

[4] LB. Omrane, F. Verhaegen, N. Chahed, S. Mtimet. An investigation of entrance surface dose calculations for diagnostic radiology using Monte Carlo simulations and radiotherapy dosimetry formalisms. Phys Med Biol. 48(12) (2003)1809–24.

[5] L. Duggan, H. Warren-Forward, T. Smith, T. Kron. Investigation of dose reduction in neonatal radiography using specially designed phantoms and LiF:Mg,Cu,P TLDs. Br J Radiol. 76(904) (2003) 232–237.

[6] R. Mooney, PS.Thomas. Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique. Br J Radiol. 71(848) (1998) 852–860.

[7] ICRP. Reccommendations of ICRP. ICRP publication 60, Ann, ICRP 21, NOS 1-3. (1991).

[8]EK. Pae, GA. McKenna, TJ. Sheehan, R. Garcia, A. Kuhlberg, R. Nanda. Role of lateral cephalograms in assessing severity and difficulty of orthodontic cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 120(2001) 254–262.

[9] P. Nijkamp, L. Habets, I. Aartman, A. Zentner. The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning. Eur J Orthod. 30 (2008) 630–635.

[10] L. Devereux, D. Moles, SJ. Cunningham, M. McKnight. How important are lateral cephalometric radiographs in orthodontic treatment planning? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 139 (2011)175–181.

[11] AR. Durao, A. Alqerban, AP. Ferreira, R. Jacobs. Influence of lateral cephalometric radiography in orthodontic diagnosis and treatment planning. Angle Orthod. 85 (2015) 206–210.

[12] M.P. Major, C. Flores-Mir & P.W. Major. Assessment of lateral cephalometric diagnosis of adenoid hypertrophy and posterior upper airway obstruction: a systematic review. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 130(6) (2006) 700–708.

[13] S. Gavala, C. Donta, K. Tsiklakis, A. Boziari, V. Kamenopoulou, HC. Stamatakis. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography. Eur J Radiol. 71(1) (2009) 41–48.

[14] K. Tsiklakis, C. Donta-Bakoyanni, M. Tassopoulou, V. kamenopoulou. Absorbed radiation dose during lateral cephalometric radiography: comparison of screen-film systems and field size combinations. J Clin Pediat Dent. 24(2) (2000) 117–121.

[15]R. Faghihi, S. Mehdizadeh, S. Sina, FN. Alizadeh, B. Zeinali, GR. Kamyab, S. Aghevlian, H.

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]

Khorramdel, I. Namazi, M. Heirani, M. Moshkriz, H. Mahani, M. Sharifzadeh. Radiation dose to neonates undergoing X-ray imaging in special care baby units in Iran. Radiat Prot Dosimetry. 150(1) (2012) 55–59.

[16] M. Ghaedizirgar, R. Faghihi, R. Paydar, S. Sina. Effective dose in two different dental CBCT systems: Newtom VGi and Planmeca 3D MID. Radiation Protection Dosimetry. 176(3) (2017) 1–7.

[17] M. Zehtabian, N. Dehghan, M. Danaei Ghazanfarkhani, M. Haghighatafshar, & S. Sina. Measurement of the Dose to the Family Members Taking Care of Thyroid Cancer Patients Undergoing I-131 Therapy in Nuclear Medicine Using TLD-100. Radiation protection dosimetry, 174(4) (2016) 541–544.

[18] M. Sadeghi, R. Faghihi, & S. Sina. Developing an Optimum Protocol for Thermoluminescence Dosimetry with GR-200 Chips using Taguchi Method. Radiation protection dosimetry. 175(2) (2016) 284–294.

[19] S. Sina, F. Mirzaiee, T. Padargani, M. Zehtabian, & S. Ahrari. Evaluation of the Entrance Skin Dose in Animals Undergoing Diagnostic Radiology Using LiF, Mg, Ti Thermoluminescence Dosimetry (TLD-100). Iranian Journal of Medical Physics. 13(2) (2016) 118–124.

[20] L. Gonzalez, R. Fernandez, V. Ziraldo, ER. Vano. Reference level for patient dose in dental skull lateral teleradiography. Br J Radiol 77 (2004) 735–739.

[21] H. Visser, T. Ro¨ dig, KP. Hermann. Dose reduction by directdigital cephalometric radiography. Angle Orth 71 (2001) 159–163.

[22] J.E. Gilda, H.D. Maillie. Dosimetry of absorbed radiation in radiographic cephalometry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 73 (1992) 638–643.

[23] J.E. Gray, B.R. Archer, P.F. Butler, B.B. Hobbs, F.A. Mettler, R.J. Pizzutiello, B.A. Schueler, K.J. Strauss, O.H. Suleiman, M.J. Yaffe. Reference values for diagnostic radiology: application and impact. Radiology 235 (2005) 354–358.

[Downloaded from rsm.kashanu.ac.ir on 2022-10-13]

[DOI: 10.22052/6.2.45]