

Assessment of Entrance Skin Doses and Effective Dose for Common X-ray Diagnostic Examinations

Salar Bijari^{1*}, Amin Banaei^{1,2}, Majid Kanani³

¹ Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

² Department of Radiology, Faculty of Paramedicine, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³ Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Kermanshah University, Kermanshah, Iran

Abstract

Introduction: Nowadays, we are witnessing a progressive application of radiology techniques in various communities as well as in Iran. Medical radiological examinations are one of the important sources of public radiological dose. Entrance skin doses and effective doses for patients in diagnostic radiology examinations should be assessed for the imaging techniques optimization and patient's radiation protection. Thus, the related radiation-protection organizations have recommended measuring the patient doses resulted from such techniques. The main purpose of this study was to investigate the patient doses in common radiographic examinations.

Methods and Materials: The eight most commonly radiology examinations were selected for dosimetry calculations after reviewing and analyzing radiology examination data at an imaging center over a 3-month period. 283 patients underwent eight radiography procedures containing Chest (PA), Pelvice (AP), Abdomen (AP), Skull (AP), Thoracic Spine (AP), Thoracic Spine (LAT), Lumbar Spine (AP) and, Lumbar Spine (LAT) were selected for dose measurements. Data of exposure parameters (kVp, mAs, FFD and projection) were collected in all 283 patients. ESD (Entrance Skin Dose) and effective dose values were calculated using the analytical formula and a software indirectly (PCXMC). In addition, they compared with published works and internationally established diagnostic reference levels.

Results: The average entrance skin dose (in mGy) and effective dose (in mSv) for the Chest (PA), Pelvice (AP), Abdomen (AP), Skull (AP), Thoracic Spine (AP), Thoracic Spine (LAT), Lumbar Spine (AP) and, Lumbar Spine (LAT) were (0.15-0.028), (5.4-0.87), (2.7-0.61), (2.2-0.05), (4.6-0.28), (5.1-0.20), (5.8-0.47), (6.2-0.30), respectively.

Discussion and Conclusion: As expected, the patient doses in radiology exams varied consumedly because it depends on many factors including the type of medical imaging systems, examination complexity, experience and skill of the operator, and patient's weight. In radiology, it is possible to reduce patients' effective dose using small field of views, appropriate potential difference and mAs. There is still a need for personnel training and national guidance on good practice for optimizing of patients' doses.

Keyword: Radiology examination, Effective dose, Entrance skin dose

* (Corresponding author) Salar Bijari, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

ارزیابی دز ورودی پوستی و دز مؤثر بیماران در معمول‌ترین آزمون‌های رادیولوژی

سالار بیجاری^{۱*}، امین بنایی^۲، مجید کنعانی^۳

^۱ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

^۲ گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران

^۳ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

چکیده

مقدمه: امروزه شاهد افزایش تصاعدی استفاده از تکنیک‌های مختلف رادیولوژی در جوامع مختلف و ایران می‌باشیم، به طوری که روش‌های رادیولوژیکی یکی از عوامل تأثیر گذار در افزایش دز افراد جوامع مختلف می‌باشد، اندازه‌گیری دز دریافتی بیماران از این آزمون‌ها توسط سازمان‌های مرتبط با موضوع حفاظت پرتویی توصیه شده است. هدف از این تحقیق اندازه‌گیری میزان دز ورودی پوست، دز مؤثر در برخی آزمون‌های رایج رادیولوژی بوده است تا در راستای کاهش هر چه بیشتر دز دریافتی بیماران مورد توجه قرار گیرد.

مواد و روش‌ها: پس از بررسی آمار و جزئیات آزمون‌های رادیولوژی رایج مراکز تصویر برداری، در طول یک دوره ۳ ماهه، هشت آزمون پر کاربرد رادیولوژی انتخاب گردید. برای ۲۸۳ بیماری که تحت ۸ آزمون ریه (خلفی-قدامی)، لگن (قدامی-خلفی)، شکم (قدامی-خلفی)، جمجمه (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (نمای کناری)، مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)، مهره‌های کمری (کناری) قرار گرفته بودند کلیه شرایط پارامترهای تابش دهی (اختلاف پتانسیل، میلی آمپر ثانیه، فاصله تیوب تا گیرنده) ثبت گردید، دز ورودی پوست و دز مؤثر با استفاده از فرمول و نرم‌افزار محاسباتی و بر مبنای محاسبات مونت-کارلو (PCXMC) در یک فانتوم متوسط انسانی برآورد شد.

یافته‌ها: میانگین دز ورودی پوست (میلی گری) و دز مؤثر (میلی سیورت) بیماران در ۸ آزمون ریه (خلفی-قدامی)، لگن (قدامی-خلفی)، شکم (قدامی-خلفی)، جمجمه (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (نمای کناری)، مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)، مهره‌های کمری (کناری) به ترتیب بر حسب میلی گری و میلی سیورت برابر با (۰/۲۸-۰/۱۵)، (۰/۸۷-۵/۴)، (۰/۶۱-۲/۷)، (۰/۰۵-۲/۲)، (۰/۲۸-۴/۶)، (۰/۲۰-۵/۱)، (۰/۴۷-۵/۸)، (۰/۳۰-۶/۲) محاسبه گردید.

بحث و نتیجه‌گیری: همان‌طور که انتظار می‌رفت دز دریافتی بیماران تغییرات زیادی داشت زیرا این مقادیر به عوامل زیادی از جمله نوع سیستم تشخیصی، ناحیه آزمون، تجربه و مهارت اپراتور و وزن بیمار بستگی دارد. در آزمون‌های رادیولوژی می‌توان با استفاده از میدان دیدهای کوچک، اختلاف پتانسیل مناسب، میلی آمپر ثانیه مناسب دز دریافتی بیماران را کاهش داد و این نیازمند آموزش‌های فردی در راستای بهینه‌سازی دز دریافتی بیماران می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: آزمون‌های رادیولوژی، دز پوستی، دز مؤثر

مقدمه

(انواع رادیوگرافی، ماموگرافی و...) و درمانی (روش‌های مختلف

پرتودرمانی جهت درمان توده‌های سرطانی) می‌باشیم، به طوری

که امروزه استفاده از پرتوهای یون‌ساز به امری اجتناب ناپذیر مبدل

پس از شناخت پرتوهای ایکس و گاما توسط بشر، امروزه شاهد

استفاده چشمگیر این پرتوها در بسیاری از روش‌های تشخیصی

مواد و روش‌ها

در این تحقیق برای ۲۸۳ بیمار (۶۵٪ مذکر، ۳۵٪ مؤنث) که تحت ۸ آزمون رایج رادیولوژی ریه (خلفی-قدامی)، لگن (قدامی-خلفی)، شکم (قدامی-خلفی)، جمجمه (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (نمای کناری)، مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)، مهره‌های کمری (کناری) قرار گرفتند، ابتدا تست‌های صحت لایه تیم جذب، صحت اختلاف پتانسیل، زمان میلی‌آمپر و... با استفاده از ابزار مناسب و دزیمتر باراکودا (Barracuda x-ray multipurpose detector) انجام گرفت، سپس میزان خروجی دستگاه تصویربرداری در فاصله ۱۰۰ سانتی متری و اختلاف پتانسیل ۸۰ kV ثبت گردید و این عمل ۳ بار تکرار شد، سپس کلیه پارامترهای تابش دهی (اختلاف پتانسیل، میلی‌آمپر ثانیه، فاصله تیوب تا گیرنده، ضخامت فیلتراسیون، اندازه میدان دید (FOV)) برای همه بیماران مورد بررسی ثبت گردید، جهت برآورد دز پوستی بیماران (۶) از فرمول زیر استفاده شد.

$$ESD=A \times (Kv / \lambda)^2 \times mAs \times \frac{1}{FSD^2} \times B$$

A = خروجی تیوب در اختلاف پتانسیل ۸۰ در فاصله ۱ متری

شده است (۲، ۱). یکی از منابع ساخته دست بشر که نقش به‌سزایی در افزایش دز تجمعی جامعه ایفا می‌کند، آزمون‌های رادیولوژی است (۱۳-۱۶). مقادیر دز دریافتی بیماران به عوامل زیادی بستگی دارد که شامل نوع سیستم تشخیصی، پیچیدگی و سختی آزمون، تجربه و مهارت اپراتور، وزن بیمار و... است (۲-۵). در آزمون‌های رادیولوژی از دو کمیت دز مؤثر و دز پوستی جهت ارزیابی میزان خطرات ناشی از آن استفاده می‌شود. با توجه به گزارش‌های داده شده در ارتباط با خطرات ناشی از پرتوگیری‌ها، تلاش‌هایی برای اندازه‌گیری و ثبت دزهای دریافت شده به وسیله بیماران که تحت آزمون‌های تشخیصی رادیولوژی قرار می‌گیرند انجام شده است. در هیچ کدام از گزارشات داده شده، آسیب‌های پوستی سطحی و عمیق ناشی از آزمون‌های رادیولوژی مطرح نگردیده بود (۴-۶)، آگاهی از مقادیر دز دریافتی بیمار به کارشناس پرتویی اجازه می‌دهد که از بروز عوارض زودرس پرتوی جلوگیری کند و همچنین از بروز خطرات غیرقطعی در آینده بکاهد (۷-۹). این پژوهش با توجه به این نکته که بررسی مقادیر پرتوگیری بیماران در یک بخش رادیولوژی می‌تواند اهمیت بالایی در جهت بهینه‌سازی آزمون‌ها داشته باشد انجام گرفته است.

The screenshot displays the PCXMC software interface for simulating X-ray exposure. Key sections include:

- Header text:** Energy exists (checkbox)
- Phantom:** Age (0, 1, 5, 10, 15, Adult), Phantom height (174.0000), Phantom mass (71.1000), Arms in phantom (checked)
- Beam data:** FSD (80.00), Beam width (28.00), Beam height (28.00), Xref (0.2947), Yref (-9.1989), Zref (55.9875), ProjAngle (270.0000), Cranio-caudal angle (0.0000), LATL=0, PA=90, LATR=180, AP=270
- Simulation:** NElevels (15), Nshots (20000)
- Field size calculator:** FID (100), Image width (35), Image height (35), Calculate button, Phantom exit-image distance (0)
- Organ selection:** Skeleton, Brain, Heart, Testes, Spleen, Lungs, Ovaries, Kidneys, Pancreas, Uterus, Liver, Upper large intestines, Lower large intestines, Small intestines, Thyroid, Urinary Bladder
- 3D Model:** A 3D rendering of a patient phantom with a red box indicating the X-ray field. Rotation increment is 30 and View angle is 270.

شکل ۱- برنامه شبیه‌سازی مونت کارلو PCXMC

پوست و دز مؤثر (۲)، بیماران ناشی از آزمون‌های رادیولوژی ریه (خلفی-قدامی)، لگن (قدامی-خلفی)، شکم (قدامی-خلفی)، جمجمه (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)، مهره‌های سینه‌ای (نمای کناری)، مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)، مهره‌های کمری (کناری) گزارش شده است. همان طور که از نتایج فوق مشخص می‌باشد، به دلیل تفاوت در ضخامت عضو مورد تصویر برداری و نوع بافت آن، شرایط متغیر تابش دهی اعمال شده است، آزمون‌های رادیولوژی شکم (قدامی-خلفی) و ریه (خلفی-قدامی) به ترتیب بیشترین (۰/۸۷) و کمترین (۰/۰۲۸) دز مؤثر (mSv) را داشته‌اند، علت این مقادیر بالای دز جذبی در معرض تابش قرار گرفتن ارگان‌ها با ضریب وزنی بالا در مسیر اولیه اشعه، شرایط تابش دهی بالا و... می‌باشد.

B= ضریب تصحیح بر اساس گزارش شماره ۴۵۷ IAEA (بر اساس اختلاف پتانسیل، میدان دید، لایه نیمه جذب)
 mAs= میلی آمپر ثانیه اعمال شده
 FSD= فاصله تیوب تا سطح ورودی پوست بیمار
 همچنین برنامه‌ی شبیه سازی مونت کارلو PCXMC (شکل ۱) ساخت شرکت STRUK کشور فنلاند، جهت برآورد دز ارگانی و دز مؤثر با استفاده از پارامترهای تابش دهی (اختلاف پتانسیل، میلی آمپر ثانیه، فاصله تیوب تا گیرنده، ضخامت فیلتراسیون، میدان دید) بر اساس ICRP ۱۰۳ بکار گرفته شد.

یافته‌ها

در جداول ۱ و ۲ به ترتیب شرایط تابش دهی (۱)، مقادیر دز ورودی

جدول ۱- پارامترهای متغیر تابشی در آزمون‌های رایج رادیولوژی

آزمون‌های رادیولوژی	میانگین اختلاف پتانسیل (حداقل-حداکثر)	میانگین میلی آمپر ثانیه (حداقل-حداکثر)	فاصله تیوب تا گیرنده (cm) (حداقل-حداکثر)
ریه (خلفی-قدامی)	۶۵ (۵۸-۶۹)	۲۰ (۱۲-۲۶)	۱۸۰ (۱۷۵-۱۸۵)
لگن (قدامی-خلفی)	۸۵ (۸۰-۸۹)	۴۸ (۳۹-۵۲)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
شکم (قدامی-خلفی)	۶۴ (۵۹-۶۷)	۴۴ (۴۰-۴۶)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
جمجمه (قدامی-خلفی)	۷۳ (۷۱-۷۶)	۱۷ (۱۲-۲۵)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)	۷۶ (۷۳-۷۵)	۴۰ (۳۸-۴۳)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
مهره‌های سینه‌ای (کناری)	۸۰ (۷۶-۸۸)	۵۴ (۵۰-۶۱)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)	۷۶ (۷۴-۷۹)	۵۵ (۴۸-۵۷)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)
مهره‌های کمری (کناری)	۸۵ (۸۰-۸۸)	۶۹ (۶۴-۷۳)	۱۰۰ (۹۰-۱۱۰)

جدول ۲- دز دریافتی بیماران ناشی از آزمون‌های رادیولوژی مداخله‌ای

آزمون‌های رادیولوژی	میانگین دز ورودی (میلی گری) (حداقل-حداکثر)	میانگین دز مؤثر (میلی سیورت) (حداقل-حداکثر)
ریه (خلفی-قدامی)	۰/۱۵ (۰/۱-۰/۱۸)	۰/۰۲۸ (۰/۰۱۱-۰/۰۴۰)
لگن (قدامی-خلفی)	۵/۴ (۴/۲-۵/۸)	۰/۸۷ (۰/۵۹-۰/۹۵)
شکم (قدامی-خلفی)	۲/۷ (۲/۲-۳/۲)	۰/۶۱ (۰/۵۶-۰/۶۵)
جمجمه (قدامی-خلفی)	۲/۲ (۱/۸-۲/۶)	۰/۰۵ (۰/۰۳-۰/۰۶۲)
مهره‌های سینه‌ای (قدامی-خلفی)	۴/۶ (۳/۸-۵/۲)	۰/۲۸ (۰/۲-۰/۳۴)
مهره‌های سینه‌ای (کناری)	۵/۱ (۴/۸-۵/۷)	۰/۲ (۰/۱۷-۰/۲۳)
مهره‌های کمری (قدامی-خلفی)	۵/۸ (۵/۴-۵/۹)	۰/۴۷ (۰/۴۳-۰/۵۱)
مهره‌های کمری (کناری)	۶/۲ (۵/۹-۶/۵)	۰/۳۰ (۰/۲۶-۰/۳۵)

بحث و نتیجه‌گیری

معناداری در سایر آزمون‌ها نسبت به Osibote (۱۷) و همکارانش، Mettler و همکارانش (۳) و گزارشات IAEA مشاهده نشده است. از جمله دلایل دز مؤثر پرتویی بالای برخی از آزمون‌ها می‌توان به قرار گرفتن ارگان‌هایی با ضریب توزین بافتی بالا در مسیر اشعه و همچنین مقادیر بالای دز ورودی اشاره نمود. از آن جایی که از عوامل تأثیرگذار بر روی مقدار دز پرتویی رسیده به بیمار در آزمون‌های رادیولوژی اندازه میدان، اختلاف پتانسیل، فاصله تیوب تا گیرنده و... می‌باشد، می‌توان با استفاده از بهترین شرایط پروتکل‌های اعمالی سهم مؤثرتری را در کاهش دز بیمار ایفا نمود، باید به این نکته توجه داشت که کمتر کردن دز پرتویی بیمار نهایتاً منجر به کمتر شدن دوز دریافتی سایر پرتوکاران نیز می‌شود.

در این مطالعه دز ورودی پوست و دز مؤثر ۲۸۳ بیمار تحت آزمون‌های رادیولوژی، طی ۶ ماه با استفاده از روش‌های غیر مستقیم و نرم افزار محاسباتی بر اساس شبیه سازی مونت کارلو برآورد شده است. در هیچ یک از بیماران آسیب پوستی ناشی از شدت بالای پرتوگیری مشاهده نشده بود. میانگین مقدار دز ورودی پوست (mGy) برآورد شده نسبت به Ofori و همکارانش (۶) بالاتر بود که به ترتیب ۰/۲۷، ۱/۳۱، ۳/۲۵ گزارش شده بود که ناشی از تفاوت در شرایط تابشی اعمال شده به بیماران بوده است، همچنین مقادیر دز مؤثر مشابه حالت فوق بیشتر محاسبه شده است که ناشی از شرایط بالاتر دز پوستی و همچنین نوع نرم افزار محاسباتی به کار گرفته در محاسبات دز مؤثر می‌باشد. در مقادیر دز مؤثر برآورد شده تفاوت

References

- Amis ES, Butler PF, Applegate KE, Birnbaum SB, Brateman LF, Hevezi JM, Mettler FA, Morin RL, Pentecost MJ, Smith GG, Strauss KJ. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *Journal of the american college of radiology*. 2007 May 31;4(5):272-84.
- Hart D, Jones DG, Wall BF. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. *National Radiological Protection Board*; 1994.
- Mettler Jr FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog 1. *Radiology*. 2008 Jul;248(1):254-63.
- Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *The British journal of radiology*. 2014 Jan 28.
- Compagnone G, Pagan L, Bergamini C. Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations. *Journal of applied clinical medical physics/American College of Medical Physics*. 2004 Dec;6(1):101-13.
- Ofori K, Gordon SW, Akrobortu E, Ampene AA, Darko EO. Estimation of adult patient doses for selected X-ray diagnostic examinations. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*. 2014 Oct 31;7(4):459-62.
- Compagnone G, Angelini P, Domenichelli S. Radiation doses to the population of the Emilia-Romagna region from medical exposures. *La radiologia medica*. 2012 Mar 1;117(2):312-21.
- Blanco S, Mora P, Almonte N, Benavente T, Benson N, Blanco D, Cárdenas J, Gómez YD, Edding O, Escobar C, Fonseca M. Determination of diagnostic reference levels in general radiography in Latin America. *Radiation protection dosimetry*. 2013 Sep 1;156(3):303-9.
- Hiswara E, Kartikasari D. DOSIS PASIEN PADA PEMERIKSAAN RUTIN SINAR-X RADIOLOGI DIAGNOSTIK. *Jurnal Sains dan Teknologi Nuklir Indonesia*. 2015 Aug 5;16(2):14.
- Khidir NA, Yousef M, Omer MA. A Review Study on Patient's Radiation Dose from Diagnostic Radiography. *Int J Sci Res*. 2013.
- Tjiang HH, Richardson D. Radiation exposure from diagnostic imaging in trauma patients presenting to emergency department.
- Paydar R, Takavar A, Kardan MR, Babakhani A, Deevband MR, Saber S. Patient effective dose evaluation for chest X-ray examination in three digital radiography centers. *Iran. J. Radiat. Res*. 2012 Dec 15;10(3-4):139-43.
- Osman H, Sulieman A, Suliman II, Sam AK. Radiation Dose Measurements in Routine X ray Examinations. In *Tenth Radiation Physics & Protection Conference 2010 Nov 27(pp. 27-30)*.
- Kharita MH, Khedr MS, Wannus KM. Survey of patient doses from conventional diagnostic radiographic examinations in Syria. *Radiation protection dosimetry*. 2010 Jul 1;140(2):163-5.
- Admassie D, Teferi S, Hailegenaw K. Collective radiation dose from diagnostic x-ray examination in nine public hospitals in Addis Ababa, Ethiopia. *Ethiopian Journal of Health Development*. 2010 Jan 1;24(2).
- Milatović A, Ciraj-Bjelac O, Ivanović S, Jovanović S, Spasić-Jokić V. Patient dose measurements in diagnostic radiology procedures in Montenegro. *Radiation protection dosimetry*. 2012 May 1;149(4):454-63.
- Osibote OA, De Azevedo AC. Estimation of adult patient doses for common diagnostic X-ray examinations in Rio de Janeiro, Brazil. *Physica Medica*. 2008 Mar 31;24(1):21-8.