

## بررسی میزان دوز سطحی پوست و دوز مؤثر برای رادیوگرافی در بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان

دکتر داریوش شهبازی گهروبی<sup>۱</sup>، فهیمه امین‌الرعايایی<sup>۲</sup>

### مقاله مروری

### چکیده

در طول مدت بستری، برای نوزادان نارس (Premature) و یا بیمار بستری در بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان (Neonatal Intensive Care Unit یا NICU)، تعداد زیادی رادیوگرافی انجام می‌شود. به دلیل آن که نوزادان اندازه‌ی کوچکی دارند، در هنگام رادیوگرافی، بخش بزرگی از آناتومی آنان در میدان تابش قرار می‌گیرد. از طرف دیگر نوزادان، نسبت به پرتو حساس‌تر از بالغین هستند و خطر سرطان ناشی از تابش در آن‌ها، ۲ تا ۳ برابر بیشتر از بالغین است. از این رو، ارزیابی پرتوهای رسیده به نوزادان، ضروری به نظر می‌رسد. محققان کمیت‌هایی نظیر دوز ورودی پوست (ESD) یا Entrance surface dose، دوز مؤثر (ED یا Effective dose)، Kerma (Kinetic energy released in material) و پرتوهای پراکنده را در بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان اندازه‌گیری کرده، با مقادیر استاندارد پیشنهاد شده مقایسه کرده‌اند. بیشتر مطالعات انجام شده نشان می‌دهد که هر چند میزان پرتوهای رسیده به نوزادان کم است، ولی بنا بر اصل حداقل میزان منطقی دست‌یافتنی (As low as reasonably achievable یا ALARA)، باید تابش در حداقل ممکن نگه داشته شود. هدف از این مطالعه، بررسی تحقیقات موجود در این زمینه، ارائه‌ی راه‌کارها، بیان پیشنهادها و آموزش‌های لازم برای پرتوکاران و نیز کاهش دوز در ازای حصول تصاویر با کیفیت بالا در بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان بود.

**واژگان کلیدی:** دوز سطحی پوست، دوز مؤثر، بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان

**ارجاع:** شهبازی گهروبی داریوش، امین‌الرعايایی فهیمه. بررسی میزان دوز سطحی پوست و دوز مؤثر برای رادیوگرافی در بخش

مراقبت‌های ویژه نوزادان. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۴؛ ۳۳ (۳۵۴): ۱۷۳۹-۱۷۳۰

### مقدمه

امروزه، تشخیص بیماری‌ها با استفاده از پرتو X امری اجتناب‌ناپذیر است (۱). به همین دلیل، پرتو X بیش از سایر پرتوها، از منابع پرتو ساخت بشر دریافت می‌شود.

بنا بر اصول پایه‌ی حفاظت در برابر پرتو، شامل توجیه‌پذیری و بهینه‌سازی، توصیه شده توسط کمیسیون بین‌المللی حفاظت در برابر پرتو (ICRP) یا

International Commission on Radiological Protection)، لازم است مفید بودن هر آزمایش یا هر درمانی که توسط پرتوهای یون‌ساز صورت می‌گیرد، به طور واضح برای بیمار قابل توجیه باشد و روش به کار رفته، طوری بهینه شود که پرتوگیری بیمار و کارکنان به حداقل ممکن برسد (۲-۶).

کمیسیون بین‌المللی حفاظت در برابر پرتو، توصیه نموده است که هر گونه پرتوگیری باید به حداقل

۱- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، ایران

Email: aminolroayaeif@gmail.com

نویسنده‌ی مسؤول: فهیمه امین‌الرعايایی

پرتوهای پراکنده‌ی رسیده به نوزادان همجوار در بخش مراقبت‌های ویژه‌ی نوزادان (NICU یا Neonatal intensive-care unit) و نیز ارایه‌ی راهکارهای عملی با توجه به نتایج تحقیقات نویسندگان از اهداف این مقاله‌ی مروری است.

### دوز ورودی پوست و دوز مؤثر

دوز ورودی پوست (بر حسب mGy) در محل تقاطع پرتو ایکس و سطح پوست بیمار (در مرکز میدان تابش) تعیین می‌شود. ESD بیانگر دوز در بافت در محل ورود پرتوها به سطح بدن است. برای اندازه‌گیری ESD، ابتدا دوز در هوا روی سطح پوست اندازه‌گیری می‌شود، سپس در نسبت جذب انرژی بافت به هوا (۱/۰۶) ضرب می‌شود؛ یعنی:

$$ESD = \text{دوز هوا روی سطح پوست} \times \left( \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{water}} / \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{air}} \right)$$

این کمیت شامل پرتوهای پراکنده هم می‌شود. اگر پرتوهای پراکنده در نظر گرفته نشود، کمیت دیگری به نام Kerma سطحی پوست (ESAK یا Entrance surface air Kerma) است. مقدار ESD پیشنهاد شده در رادیوگرافی قفسه‌ی سینه‌ی نوزادان توسط کمیسیون اروپا (European Commission) یا EC (۸۰ میکروگری و مقدار پیشنهاد شده توسط NRPB (National radiological protection board)، ۵۰ میکروگری می‌باشد. علاوه بر این، پرتوکاران بخش‌های تشخیصی و درمانی در معرض پرتوگیری شغلی با دوز پایین قرار دارند (۱۶). کمیسیون بین‌المللی حفاظت در برابر پرتو پیشنهاد کرده است که دوز رسیده به جنین از پرتوگیری شغلی در طول دوران بارداری،

میزان منطقی دست‌یافتنی (ALARA یا As low as reasonably achievable) کاهش یابد. این بدان معنی است که آزمایش‌های رادیولوژی باید به نحوی انجام گیرد که اطلاعات مورد نیاز با حداقل خطر پرتو برای بیمار حاصل گردد (۷).

بیان شده است که حساسیت پرتویی بافت‌ها، بستگی به تعداد سلول‌های تمایز نیافته، میزان فعالیت میتوزی و تکثیر سلولی دارد (۸). همچنین، محققان نشان داده‌اند که حساسیت پرتویی با سن، رابطه‌ی عکس دارد (۹-۱۱). از این رو، مشخص می‌شود که نوزادان و به خصوص نوزادان نارس، به پرتو حساس‌تر از بالغین هستند. در این نوزادان، انتخاب روش درمانی بستگی به تشخیص رادیولوژیک دارد. وزن نوزادان در هنگام تولد، سن بارداری و مشکلات تنفسی، باعث انجام تعداد زیادی رادیوگرافی برای آن‌ها می‌شود (۱۲-۱۳).

پرتوها، می‌توانند اثرات فراوانی را در سلول‌ها ایجاد کنند. از مهم‌ترین اثرات پرتو بر روی اعضای مختلف، اثرات دیررس آن‌ها می‌باشد که در فواصل زمانی مختلف و گاه طولانی پس از تابش پرتو و دوزهای پایین ایجاد می‌شود. در این گونه اثرات، بین زمان تابش و زمان ظهور علایم آن‌ها فاصله‌ی زمانی قابل توجهی وجود دارد (۱۴).

از آن جایی که در نوزادان توقع زندگی طولانی‌تر است و حساسیت پرتویی بالاتری دارند، اندازه‌گیری دوز رسیده به نوزادان ضروری است. به طور کلی، دوز بیمار بستگی به ESD (Entrance skin dose)، حساسیت اندام و بافت تحت تابش دارد (۱۵). در این مطالعه بررسی مقادیر ESD، ED (Effective dose)، و Kerma (Kinetic energy released in material) و

Backscatter factor برای ولتاژهای ۶۵-۶۰ کیلوولت، برابر ۱/۱ می‌باشد. آن‌ها همچنین بیان کردند که محاسبه‌ی دوز مؤثر در صورتی دقیق‌تر است که میدان تابش به تنه محدود شود. در چنین حالتی، تخمین دوز جذبی دو برابر و در نتیجه، دوز مؤثر نیز دو برابر خواهد بود. البته آن‌ها تأکید کردند که تابش به نوزادان، کم و مزیت رادیوگرافی بیشتر از زیان آن است (۲۱).

در مطالعه‌ای که توسط Brindhavan و Al-Khalifah انجام شد، ESD از رابطه‌ی زیر به دست آمد:

$$ESD = X \times F_{Da,x} \times f_{BS} \times f_{Cal} \times f_D$$

در این معادله، X اکسپوزر (بر حسب روننگن) و  $F_{Da,x}$  ( $\text{mGyR}^{-1}$ ) عامل تبدیل پرتودهی به دوز جذبی در هوا است.  $f_{BS}$  عامل پرتوهای برگشتی،  $f_{Cal}$  عامل کالیبراسیون اتافک یونیزاسیون و  $f_D$  قانون تصحیح عکس مجذور فاصله است (۲۲، ۲۰). در این رابطه، Brindhavan و Eze تأکید کردند که مقادیر پایین کیلوولتاژ، باعث افزایش دوز در اطفال می‌شود و علاوه بر این، روی وضوح تصویر تأثیر می‌گذارد؛ یعنی با افزایش ولتاژ، کنتراست کاهش می‌یابد، به همین دلیل باید بین وضوح و دوز بیمار تعادل برقرار کرد (۲۰).

Pedrosa de Azevedo و همکاران طی مطالعه‌ای، مقادیر دوز را با به کارگیری نرم‌افزار DoseCal به دست آوردند. در این مطالعه، ESD با استفاده از معادله‌ی زیر محاسبه شد:

$$ESD = O \times \left(\frac{V}{80}\right)^2 \times \left(\frac{100}{d}\right)^2 \times c \times T \times f$$

در این معادله، O خروجی تیوب (mGy/mAs)،

باید کمتر از ۱ میلی‌سیورت باشد (۱۷).

دوز مؤثر (بر حسب  $\text{kg}^{-1}$  یا سیورت) مجموع حاصل ضرب دوزهای معادل در عامل وزنی بافت می‌باشد که در آن،  $H_T$  یا  $W_R D_{T,R}$  دوز معادل و  $W_T$  عامل وزنی بافت است.

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \text{ or } E = \sum_T W_T H_T$$

دوز مؤثر بیمار متناسب با ESD است و همچنین بستگی به قدرت نفوذ پرتو دارد. این کمیت برای تخمین خطر احتمالی تابش به کار برده می‌شود (۱۵). برای محاسبه‌ی دوز مؤثر، می‌توان از DAP (Dose area product) استفاده کرد. بر اساس برخی مطالعات (۱۹-۱۸)، مقدار دوز مؤثر به دست آمده از DAP دقیق‌تر از دوز مؤثر به دست آمده از ESD است. به این خاطر که DAP بر خلاف ESD منطقه‌ی تحت تابش را در نظر می‌گیرد. عدم مزیت DAP، هنگامی است که بخش کوچکی تحت تابش قرار گیرد، مثل رادیوگرافی از اطفال؛ در چنین مواقعی، مقدار DAP کوچک است. در حالی که دوز جذب شده‌ی اندام زیاد است. به همین دلیل، در رادیوگرافی از اطفال، اندازه‌گیری دوز پوستی توصیه شده است (۲۰). برخی از محققین، میزان ESD و ED را در NICU اندازه‌گیری کرده‌اند که به مهم‌ترین آن‌ها اشاره می‌شود.

Sutton و همکاران، میزان ESD را از معادله‌ی زیر به دست آوردند:

$$\text{Entrance surface dose} = \frac{\text{output} \times \text{mAs} \times \text{Backscatter factor}}{(\text{FSD})^2}$$

در این معادله، FSD فاصله‌ی کانون تا پوست و

دادند و بیان کردند که بهترین عواملی که ESD را کاهش می‌دهند و کیفیت تصویر را ثابت نگه می‌دارند، ولتاژ ۵۷، میلی‌آمپر ثانیه ۲، فاصله‌ی کانون تا فیلم ۱۰۰ سانتی‌متر، کانون کوچک، Collimation و فیلتراسیون اضافی مس ۰/۱ میلی‌متر و آلومینیوم ۱ میلی‌متر است (۲۵).

شهبازی گهروی و همکاران، میزان متوسط دوز جمع‌ی پرتوی دریافتی در نوزادان بستری در بخش جراحی نوزادان مرکز پزشکی الزهرای (س) اصفهان را به دنبال انجام رادیوگرافی‌های تشخیصی و درمانی در طول مدت بستری بودن آن‌ها بررسی کردند (۲۶). طبق این مطالعه، دوز دریافتی بیماران در طول مدت بستری (۳/۱۳ میلی‌سیورت) تا حداکثر دوز مجاز سالانه (۵۰ میلی‌سیورت در سال) فاصله‌ی زیادی دارد، اما در مقایسه با سایر مراکز مشابه در دنیا (۰/۹ میلی‌سیورت) دوز قابل توجهی است و متوسط دوز دریافتی برای بیمارانی که فلوروسکوپی داشتند، بالا بود (۲۶). در این مطالعه، برای بررسی ESD از دوزیمتر ترمولومینسانس (TLD یا Thermoluminescent dosimeter) استفاده شد که در قسمت تحتانی استرونوم چسبانده شد و از زمان پذیرش تا ترخیص یا فوت همراه بیمار بود. برای TLD کالیبراسیون انفرادی و گروهی انجام شد و برای محاسبه‌ی دوز جذبی، از رابطه‌ی زیر استفاده گردید:

$$\text{Absorbed dose} = [\text{cc}_{\text{dose}} \times \text{BCF} - \text{BGD}_{\text{dose}}] \times \text{ICF}$$

که در آن  $\text{cc}_{\text{dose}}$  شمارش تصحیح شده، BCF عامل کالیبراسیون گروهی، BGD دوز زمینه‌ی محاسبه شده و ICF عامل تصحیح انفرادی برای هر

V ولتاژ (kV)، d فاصله‌ی کانون تا پوست (cm)، c جریانی (mA)، T زمان (s) و f عامل پرتوهای برگشتی می‌باشد.

آن‌ها عواملی را برای کاهش دوز پیشنهاد کردند که شامل انتخاب سیستم فیلم- صفحه با سرعت بالا، اجتناب از به کارگیری گرید، به کارگیری فیلتراسیون اضافی، انتخاب کیلوولتاژ بالا و زمان کوتاه و همچنین حفاظت گنادها می‌باشد (۲۳).

Olgar و همکاران، مقدار ESD را با استفاده از معادله‌ی زیر به دست آوردند:

$$\text{ESD} = \text{Output} (\mu\text{Gy}\text{mAs}^{-1}) \times \text{mAs} \times \text{BSF} \times \text{ISL} \times (\mu^{\text{en}}/\rho)_{\text{Air}}^{\text{Tis}}$$

در این مطالعه، عامل تصحیح عکس مجذور فاصله، mAs جریانی- زمان، BSF عامل پرتوهای برگشتی که ۱/۱ فرض شد و  $(\mu^{\text{en}}/\rho)_{\text{Air}}^{\text{Tis}}$  نسبت ضریب تضعیف جرمی بافت به هوا است که ۱/۰۵ در نظر گرفته شد. بر طبق نتایج این مطالعه، نوزادان دوز قابل قبولی از آزمایش‌های رادیولوژیک را دریافت می‌کنند (۲۴).

مطالعه‌ی Sorop و Dadulescu در رابطه با ارزیابی ESD در نوزادان، نشان داد که نگرانی در زمینه‌ی دوز رسیده به آن‌ها در رابطه با ESD مربوط رادیوگرافی منفرد نیست، بلکه در رابطه با تکرار تصویربرداری‌ها در طول مدت بستری بودن نوزادان می‌باشد که منجر به دوز جمع‌ی می‌شود. در این مطالعه نیز تأکید شده است که به کارگیری اشتباه تکنیک‌های کیلوولتاژ پایین، منجر به افزایش دوز می‌شود (۱۲).

Groenewald و Groenewald مطالعه‌ای بر روی کاهش دوز و خطر ایجاد سرطان در نوزادان انجام

می‌شد، کمتر از مقادیر پیشنهاد شده توسط کمیسیون اروپا (۶۵-۶۰ کیلوولتاژ)، زمان به کار گرفته شده بالاتر از مقدار پیشنهاد شده (۴ میلی‌ثانیه) و فاصله‌ی کانون تا پوست کمتر از مقدار پیشنهاد شده توسط کمیسیون اروپا (۱۵۰-۱۰۰ سانتی‌متر) بود. علاوه بر این، فیلتراسیون اضافی مس به کار گرفته نشد (۲۸-۲۷).

Dabin و همکاران نیز دوز تابشی نوزادان را در NICU بیمارستانی در بلژیک بررسی کردند. بر طبق مطالعه‌ی آنها، هر چند میزان دوز برای هر رادیوگرافی کم است، اما دوز تجمعی در طول مدت بستری بودن نوزادان می‌تواند بالا باشد (۲۹).

### پرتوهای پراکنده

پرتوهای پراکنده (Scatter radiation) در اثر برخورد پرتوهای اولیه با ماده تولید می‌شوند که دارای انرژی کمتری نسبت به پرتوهای اولیه هستند و وضوح را کاهش می‌دهند. در این زمینه (اندازه‌گیری پرتوهای پراکنده) در NICU، مطالعه‌ای توسط Sabau و همکاران انجام شد (۳۰). آنها دلایل نگرانی از پرتوهای پراکنده در NICU را نیاز به حضور پرستار و اشخاص دیگر در هنگام رادیوگرافی از نوزادان و حضور نوزادان در هنگام رادیوگرافی از نوزادان هم‌جوار و نیز افزایش بقای نوزادان نارس که نیاز مکرر به رادیوگرافی دارند، بیان کردند. نتایج مطالعه‌ی آنها نشان داد که میزان پرتودهی در نماهای پرتونگاری با پرتو افقی (Cross-table) بیشتر از رادیوگرافی‌های عمودی است و همچنین، بیان کردند دو برابر کردن سرعت فیلم - صفحه، نه تنها باعث نصف شدن پرتوهای اولیه بلکه باعث نصف شدن پرتوهای پراکنده هم خواهد شد. بر اساس مطالعه‌ی

TLD است. آنها بیان کردند که انجام فلوروسکوپی عامل خطر است؛ بنا بر این، توجه خاص به شیوه و سرعت انجام فلوروسکوپی توسط رادیولوژیست مهم است (۲۶).

### Kerma

Kerma (بر حسب گری یا ژول بر کیلوگرم) مجموع انرژی جنبشی ذرات باردار تولید شده توسط پرتوهای یونساز غیر مستقیم در ماده است. از این رو، معادله‌ی آن به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

در این رابطه،  $dE_{tr}$  مجموع انرژی جنبشی است. مقدار Kerma پوستی سطحی پیشنهاد شده توسط EC برای نوزادان، ۰/۰۸ میلی‌گری می‌باشد. مطالعاتی در زمینه‌ی اندازه‌گیری Kerma در NICU انجام شده است. برای مثال، مطالعه‌ای توسط Lacerda و همکاران صورت گرفت که در آن،  $k_i$  (Incident air Kerma) و  $k_e$  (Entrance surface air Kerma) با استفاده از رابطه‌ی زیر محاسبه شد:

$$k_i = R_i \times Q \times (D_{ref} / DFP)^2$$

$$k_e = K_i \times BSF$$

در این رابطه،  $R_i$  خروجی تیوب،  $Q$  جریان تیوب در مدت زمان اکسپوزر (mAs)،  $D_{ref}$  فاصله از جایی که خروجی اندازه‌گیری می‌شود،  $DFP$  فاصله‌ی کانون تا پوست و  $BSF$  عامل پرتو برگشتی است. در این مطالعه، آنها پارامترهای تکنیکی مورد استفاده را با مقادیر استاندارد مقایسه کردند. بر این اساس، ولتاژی که برای رادیوگرافی قفسه‌ی سینه در NICU استفاده

در زمینه‌ی Collimation در Bader, NICU و همکاران مطالعه‌ای انجام و نشان دادند که در ۸۵ درصد از رادیوگرافی‌های قفسه‌ی سینه، کل شکم نیز در تصویر دیده می‌شود. آن‌ها دلایل اصلی آن را به این صورت بیان کردند که پرتوکاران برای اطمینان از این که منطقه‌ی مورد نظر تصویر می‌شود، میدان تابش بزرگ‌تر به کار می‌گیرند و دلیل دیگر، مربوط به ابعاد کوچک نوزادان می‌باشد که ۲-۱ سانتی‌متر بیشتر از میدان تابش صحیح، باعث می‌شود که بخش بزرگی از بدنشان در میدان تابش قرار گیرد (۳۳).

همچنین Sorop و Dadulescu بیان کردند که ESD شکم و قفسه‌ی سینه، بزرگ‌تر از ESD قفسه سینه است. بنا بر این، هنگامی که نوزادان به هر دو رادیوگرافی شکم و قفسه‌ی سینه نیاز دارند، رادیوگرافی شکم - قفسه‌ی سینه مزیت محسوب می‌شود و این مورد اهمیت Collimation را نشان می‌دهد. بر طبق این مطالعه، موقعیت قرارگیری اشتباه باعث افزایش دوز اندام می‌شود (۱۲). نتایج به دست آمده از برخی از مطالعات در جدول ۱ آمده است.

### بحث

بر اساس بیشتر مطالعات انجام شده، میزان دوز رسیده به نوزادان در تابش‌های منفرد کم است، اما رادیوگرافی‌های مکرر، ممکن است موجب دوز تجمعی بالایی شود. نتایج به دست آمده در زمینه‌ی بررسی پرتوهای پراکنده نیز نشان داده است که میزان پرتوهای پراکنده‌ی رسیده به نوزادان ناچیز است، اما باید به حداقل فاصله‌ی ایمن بین انکوباتورها دقت کرد. با این وجود، در بیشتر مطالعات اشاره شده است که با توجه به حساسیت پرتویی بالای نوزادان و توقع

آن‌ها، مقدار پرتوهای پراکنده به فاصله‌ی بین پرتو X و نوزاد، سرعت سیستم، کیلوولتاژ و درجه‌ی Collimation دارد (۳۰).

مطالعه‌ی انجام شده توسط Olgar و همکاران نشان داد هنگامی که فاصله‌ی نوزادان از یکدیگر ۲ متر است، میزان پرتوهای پراکنده‌ی رسیده به نوزادان کم می‌باشد؛ اما توصیه کردند به دلیل حساسیت پرتویی بالای نوزادان، باید این فاصله افزایش یابد (۲۴).

Trinh و همکاران، بیان کردند که میزان پرتوهای پراکنده‌ی حاصل از پرتوگیری انفرادی و پرتوهای پراکنده‌ی تجمعی حاصل از پرتوگیری‌های زیاد، کمتر از پرتوهای زمینه‌ی طبیعی است و هنگامی که فاصله‌ی نوزادان از یکدیگر ۲ فوت باشد، آن‌ها در خطر ناشی از پرتوهای پراکنده نیستند (۳۱). مطالعه‌ی دیگری توسط Duetting و همکاران انجام شد که طبق آن، میزان پرتوهای پراکنده‌ی رسیده به نوزادان هنگامی که در فاصله‌ی ۳ فوتی از یکدیگر هستند، کم می‌باشد (۳۲).

### Collimation

کمیسیون اروپا و سازمان بهداشت جهانی، اندازه‌ی مناسب تصویر رادیوگرافی قفسه‌ی سینه و شکم را به این صورت بیان کردند که در رادیوگرافی قفسه‌ی سینه در حاشیه‌ی بالایی تصویر، باید ناحیه‌ی تحتانی گردن و در حاشیه‌ی پایینی آن، باید ناحیه‌ی بالایی شکم تصویر شود و در رادیوگرافی شکم در حاشیه‌ی بالایی تصویر باید دیافراگم و در حاشیه‌ی پایینی آن باید سمفیز پویس تصویر شود و حفاظت گنادها نیز باید در نظر گرفته شود (۳۳، ۸).

حفاظت‌های اندام‌های تولید مثل (۳۷) و به کارگیری کارمندان آموزش دیده از اهمیت بسیار بالایی برخوردارند.

در رادیوگرافی از نوزادان بر روی فیلم - صفحه از به کارگیری کانون کوچک‌تر از ۱/۳ میلی‌متر، فیلتراسیون ۱ میلی‌متر آلومینیوم به اضافه ۰/۲-۰/۱ میلی‌متر مس، فاصله‌ی کانون تا فیلم بین ۱۵۰-۱۰۰ سانتی‌متر، ولتاژ ۶۵-۶۰ کیلوولت و زمان ۴-۱ میلی‌ثانیه بسیار مناسب به نظر می‌رسد.

زندگی طولانی‌تر، باید دوز بر طبق اصل ALARA در حداقل میزان منطقی دست‌یافتنی نگه داشته شود. با توجه به مرور متون در این زمینه، برای کاهش دوز در NICU، پیشنهادهایی شامل به کارگیری دستورالعمل‌های کیلوولتاژ بالاتر و میلی‌آمپرتانیه‌ی کمتر (۳۸، ۱۱)، به کارگیری روش رادیوگرافی کامپیوتری (CR یا Computed radiography) به جای فیلم - صفحه (۱۵)، فیلتراسیون اضافی (۳۹)، حفاظت گناده‌ها (۴۰)، Collimation، استفاده از

جدول ۱. مقادیر دوز سطحی پوست و دوز مؤثر به دست آمده از برخی از مطالعات

منبع	دوز ورودی پوست (ESD)	دوز مؤثر (ED)	خطر	Kerma ورودی پوست (K <sub>e</sub> )
Makri و همکاران (۳۴)	قفسه سینه: ۱۶ ± ۴۴ قفسه‌ی سینه-شکم: ۴۳ ± ۱۹	۱۰/۲ ± ۳/۷ قفسه‌ی سینه-شکم: ۱۴/۷ ± ۷/۶ (مذکر) ۱۷/۲ ± ۷/۶ (مؤنث)	بین ۱/۷-۲/۹ به ازای هر میلیون نوزاد	
Al-Khalifah و Brindhavan (۲۲)	شکم: ۵۸-۱۰۲ قفسه‌ی سینه: ۵۱-۱۰۲ جمجمه: ۵۸-۱۴۸	شکم: ۳۰-۴۶ قفسه‌ی سینه: ۲۰-۳۶ جمجمه: ۸-۱۸	۹-۱۱۷ × ۱۰ <sup>-۶</sup>	قفسه‌ی سینه: ۰/۱۰۲ شکم: ۰/۱۰۲
فقیهی و همکاران (۳۵)	روش مستقیم: ۵۶/۶ ± ۴/۱ روش غیر مستقیم: ۵۰/۱ ± ۳/۱ روش Monte Carlo: ۴۵/۵ ± ۳/۳	-	بین ۴/۲۱ × ۱۰ <sup>-۷</sup> و ۲/۷۲ × ۱۰ <sup>-۶</sup>	-
Armpilia و همکاران (۹)	روش مستقیم: ۱۸-۵۸ روش غیر مستقیم: ۲۸-۵۸	۸ ± ۲	(۰/۳-۱/۳) × ۱۰ <sup>-۶</sup>	قفسه‌ی سینه: ۰/۰۳۶ شکم: ۰/۰۳۹
Puch-kapst و همکاران (۳۶) Wilson-Costello و همکاران (۳۷)	۱۱/۸-۱۵ قفسه‌ی سینه: ۴۴ ± ۱۹ شکم: ۵۱ ± ۴۹	۱۶-۷۱/۵ قفسه‌ی سینه: ۱۷ ± ۷ شکم: ۳۳ ± ۳۱	۱ در هر ۶۰۰۰	-

\* Pedrosa de Azevedo et al. (۲۳) ; \*\* LacerdaI et al. (۲۸); ED: Effective dose; ESD: Entrance skin dose; Kerma: Kinetic energy released in material



## References

- Shahbazi-Gahrouei D, Baradaran-Ghahfarokhi M. Assessment of entrance surface dose and health risk from common radiology examinations in Iran. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 154(3): 308-13.
- Shahbazi-Gahrouei D. Annual background radiation in Chaharmahal and Bakhtiari province. *Iran J Radiat Res* 2003; 1(2): 87-91.
- Shahbazi-Gahrouei D, Saeb M. Annual effective dose measurement from consumption of Dimeh Springs in the highest altitude region of Iran. *Int J Low Radiat* 2008; 5(1): 49-54.
- Shahbazi-Gahrouei D, Baradaran-Ghahfarokhi M. Investigation of patient dose from common radiology examinations in Isfahan, Iran. *Adv Biomed Res* 2012; 1: 11.
- Shahbazi-Gahrouei D, Setayandeh S, Gholami M. Title: A review on comparison of natural radiation in Iran with other countries. *Int J Low Radiation* 2013; 9(1): 1-11.
- Shahbazi-Gahrouei D, Gholami M, Setayandeh S. A review on natural background radiation. *Adv Biomed Res* 2013; 2: 65.
- Shahbazi-Gahrouei D. Quality control of the radiological equipment in Chaharmahal and Bakhtiari Hospitals. *J Shahrekord Univ Med Sci* 2004; 5(4): 11-8. [In Persian].
- Yu CC. Radiation safety in the neonatal intensive care unit: too little or too much concern? *Pediatr Neonatol* 2010; 51(6): 311-9.
- Armpilia CI, Fife IA, Croasdale PL. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. *Br J Radiol* 2002; 75(895): 590-5.
- Datz H, Ben-Shlomo A, Bader D, Sadetzki S, Juster-Reicher A, Marks K, et al. The additional dose to radiosensitive organs caused by using under-collimated X-ray beams in neonatal intensive care radiography. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 130(4): 518-24.
- Shahbazi-Gahrouei D. natural background radiation dosimetry in the highest altitude region of Iran. *J Radiat Res* 2003; 44(3): 285-7.
- Sorop I, Dadulescu E. Assessment of entrance surface doses for newborn babies within an intensive care unit. *Rom Rep Phys* 2011; 63(2): 401-10.
- Hart D, Wall BF, Shrimpton PC, Dance DR. The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size. *Radiation Protection Dosimetry* 2000; 90(1-2): 235-8.
- Shahbazi-Gahrouei D. Possible effect of background radiation on cancer incidence in Chaharmahal and Bakhtiari province. *Iran J Radiat Res* 2003; 1(3): 171-4. [In Persian].
- Shahbazi-Gahrouei D. Entrance surface dose measurements for routine x-ray examinations in Chaharmahal and Bakhtiari hospitals. *Iran J Radiat Res* 2006; 4(1): 29-33.
- Ebrahiminia A, Shahbazi-Gahrouei D, Karegar A, Farzan A. Relationship between occupational exposure and concentration of some trace elements in radiology and radiotherapy workers. *J Qazvin Univ Med Sci* 2008; 12(3): 52-7. [In Persian].
- Shahbazi-Gahrouei D. Dose assessment and radioactivity of the mineral water resources of Dimeh springs in the Chaharmahal and Bakhtiari Province, Iran. *Nukleonika* 2008; 53(1): 31-4.
- Yakoumakis E, Tsalafoutas IA, Nikolaou D, Nazos I, Kouliantanos E, Proukakakis C. Differences in effective dose estimation from dose-area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography. *Br J Radiol* 2001; 74(884): 727-34.
- Le Heron JC. Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product. *Phys Med Biol* 1992; 37(11): 2117-26.
- Brindhavan A, Eze CU. Estimation of radiation dose during diagnostic X-ray examinations of newborn babies and 1-year-old infants. *Med Princ Pract* 2006; 15(4): 260-5.
- Sutton PM, Arthur RJ, Taylor C, Stringer MD. Ionising radiation from diagnostic x rays in very low birthweight babies. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 1998; 78(3): F227-F229.
- Brindhavan A, Al-Khalifah K. Radiation dose to premature infants in neonatal intensive care units in Kuwait. *Radiat Prot Dosimetry* 2004; 111(3): 275-81.
- Pedrosa de Azevedo AC, Osibote AO, Bastos Boechat MC. Survey of doses and frequency of X-ray examinations on children at the intensive care unit of a large reference pediatric hospital. *Appl Radiat Isot* 2006; 64(12): 1637-42.
- Olgar T, Onal E, Bor D, Okumus N, Atalay Y, Turkyilmaz C, et al. Radiation exposure to premature infants in a neonatal intensive care unit in Turkey. *Korean J Radiol* 2008; 9(5): 416-9.
- Groenewald A, Groenewald WA. Reduction of radiation dose and relative risk of cancer induction to neonates receiving anterior-posterior chest x-ray. *Global Journal of Science Frontier Research* 2014; 14(3): 32-9.
- Shahbazi-Gahrouei D, Nazem M, Sharbafchizadeh M, Jafarpishehfard MS. The average of cumulative radiation dose in neonates in the neonatal surgery ward due to



- diagnostic and therapeutic radiologic procedures during the admission period. *J Isfahan Med Sch* 2011; 29(140): 626-33. [In Persian].
27. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiography images In paediatrics EUR 16261 EN. Rue Robert Stumper, Luxembourg: European Commission; 1996.
  28. Lacerda MA, Teogenes Augusto da Silva TA, Khoury HJ, Vieira JNM, Matushita JPK. Risks of radiographic procedures for neonates admitted to a public hospital in Belo Horizonte, MG, Brazil. *Radiologia Brasileira* 2008; 41(5): 325-9.
  29. Dabin J, Struelens L, Vanhavere F. Radiation dose to premature new-borns in the Belgian neonatal intensive care units. *Radiat Prot Dosimetry* 2014; 158(1): 28-35.
  30. Sabau MN, Radkowski MA, Vyborny CJ. Radiation exposure due to scatter in neonatal radiographic procedures. *AJR Am J Roentgenol* 1985; 144(4): 811-4.
  31. Trinh AM, Schoenfeld AH, Levin TL. Scatter radiation from chest radiographs: is there a risk to infants in a typical NICU? *Pediatr Radiol* 2010; 40(5): 704-7.
  32. Duetting T, Foerste B, Knoch T, Darge K, Troeger J. Radiation exposure during chest X-ray examinations in a premature intensive care unit: phantom studies. *Pediatr Radiol* 1999; 29(3): 158-62.
  33. Bader D, Datz H, Bartal G, Juster AA, Marks K, Smolkin T, et al. Unintentional exposure of neonates to conventional radiography in the Neonatal Intensive Care Units. *J Perinatol* 2007; 27(9): 579-85.
  34. Makri T, Yakoumakis E, Papadopoulou D, Gialousis G, Theodoropoulos V, Sandilos P, et al. Radiation risk assessment in neonatal radiographic examinations of the chest and abdomen: a clinical and Monte Carlo dosimetry study. *Phys Med Biol* 2006; 51(19): 5023-33.
  35. Faghihi R, Mehdizadeh S, Sina S, Alizadeh FN, Zeinali B, Kamyab GR, et al. Radiation dose to neonates undergoing X-ray imaging in special care baby units in Iran. *Radiat Prot Dosimetry* 2012; 150(1): 55-9.
  36. Puch-Kapst K, Juran R, Stoeber B, Wauer RR. Radiation exposure in 212 very low and extremely low birth weight infants. *Pediatrics* 2009; 124(6): 1556-64.
  37. Wilson-Costello D, Rao PS, Morrison S, Hack M. Radiation exposure from diagnostic radiographs in extremely low birth weight infants. *Pediatrics* 1996; 97(3): 369-74.
  38. Dougeni ED, Delis HB, Karatza AA, Kalogeropoulou CP, Skiadopoulos SG, Mantagos SP, et al. Dose and image quality optimization in neonatal radiography. *Br J Radiol* 2007; 80(958): 807-15.
  39. Seifert H, Jesberger HJ, Schneider G, Rein L, Blass G, Limbach HG, et al. Dose reduction in thorax radiography in simulated neonates with additional filtration and digital luminescence radiography. *Acta Radiol* 1998; 39(5): 514-9.
  40. Barcham N, Egan I, Dowd SB. Gonadal protection methods in neonatal chest radiography. *Radiol Technol* 1997; 69(2): 157-61.

## Investigating the Entrance Surface and Collective Doses for Radiographic Examination in Neonatal Intensive Care Unit

Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD<sup>1</sup>, Fahimeh Aminolroayaei<sup>2</sup>

### Review Article

#### Abstract

Premature or sick hospitalized infants in the neonatal intensive care unit (NICU) often receive a large number of radiographic examinations. Because of small size of neonates, a big part of their body is putted in radiation field during radiography. On the other hand, infants are more sensitive to radiation and their cancer risk is 2 or 3 times higher than that of adults. So, it seems that radiation dosimetry in the NICU is vital and important. Researchers have calculated the entrance surface dose (ESD), effective dose (ED), kinetic energy released in material (Kerma) and scatter radiation in neonatal intensive care unit. They emphasized that although radiation exposure in the neonatal intensive care unit is low but, because of neonates' higher sensitivity, according to as low as reasonably achievable (ALARA) law, the radiation should be kept as low as possible. This review article aimed to have a survey regarding measurement of radiation dose in the neonatal intensive care unit and to give some recommendations according to the literature for dose reduction. Overall, effort should be made to further lower patient doses while securing image quality. In addition, need to provide relevant education and training to staff is recommended. The outcomes are also useful to national and professional organizations.

**Keywords:** Entrance surface dose (ESD), Collective dose (ED), Neonatal Intensive Care Unit

**Citation:** Shahbazi-Gahrouei D, Aminolroayaei F. **Investigating the Entrance Surface and Collective Doses for Radiographic Examination in Neonatal Intensive Care Unit.** J Isfahan Med Sch 2015; 33(346): 1730-9

1- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Allied Medicine, Kashan University of Medical Sciences, Kashan, Ira

**Corresponding Author:** Fahimeh Aminolroayaei, Email: aminolroayaeif@gmail.com