Paramedical Sciences and Military Health
Volume 18, Number 1, 2023

**Original Article**

# Investigating the Effectiveness of Saba Shielding with the Composition of Zn-Bi on Reducing the Dose Received by Cardiac Patients and the Quality of Imaging in Coronary Angiography and Angioplasty

**Nabiallah Bakhshandeh [1], valiallah Saba[2], Mohammad Abbasian Mutlaqh [1*]**

*[1] Department of Physics, Islamic Azad University, Qom Branch, Qom, Iran*

*2 Department of Radiology Technology, Faculty of Paramedicine, Aja University of Medical Sciences, Tehran, Iran*

## Abstract

**Introduction**: In angiography and especially in angioplasty, large amounts of X-rays are emitted to the patient's body, which causes the patient to be exposed to a lot of radiation. Saba Shield is a type of high-pass shield that was introduced recently. Moreover, its effectiveness in reducing the dose of patients during CT scan imaging has been investigated and confirmed. It seems that the use of Saba shield with optimal thickness can significantly reduce the dose received by patients in angiography and angioplasty. The aim of this study is to investigate the effectiveness of Saba Shield with Zn-Bi combination on reducing the dose received by patients and its effect on the quality of images in angiography and angioplasty.

**Methods and Materials**: One shield with dimensions of 60 x 40 cm and thickness of 0.04 mm equivalent to lead was prepared in order to investigate the efficiency of Saba shield with Zn-Bi combination in angiography and angioplasty. Angiography machine was used for radiation and CTDI phantom was used to simulate the patient's body. Dosimetry using TLDs was performed on the CTDI phantom without shield and with shield. Then, the values of dose reduction and image quality were examined. In order to check the quality of the image, according to the radiology experts, it was used in a double-blind manner.

**Results:** The findings of the present study showed that the use of Saba Shield with Zn-Bi combination in angiography and angioplasty has reduced the dose between 30 and 37% of the dose received by patients with moderate and acceptable image quality.

**Discussion and Conclusion**: Saba shield with Zn-Bi composition and thickness of 0.04 mm equivalent to lead can significantly reduce the dose received by the patients and it does not have a degrading effect on the quality of the images.

**Key words**: Saba Shield, Dose Reduction, Image Quality, Angiography, Angioblasty

***(Corresponding Author) Mohammad Abbasian Mutlaqh**, Department of Physics, Islamic Azad University, Qom Branch, Qom, Iran
**Email:** ma.motllaq@gmail.com

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال هجدهم، شماره یکم، ۱۴۰۲

مقاله تحقیقاتی

# بررسی کارایی صبا شیلد با ترکیب Zn–Bi بر کاهش دوز دریافتی بیماران قلبی و کیفیت تصویر درآنژیوگرافی و آنژیوپلاستی عروق کرونر

**نبی الله بخشنده[1]، ولی اله صبا[2]، محمد عباسیان مطلق[1*]**

[1] گروه فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد قم، قم، ایران
[2]گروه تکنولوژی رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران

## چکیده

**مقدمه:** در تصویربرداری آنژیوگرافی و به‌ویژه آنژیوپلاستی مقادیر زیادی اشعه ایکس به بدن بیمار می‌تابد که باعث پرتوگیری زیاد بیمار می‌گردد. صبا شیلد یک نوع شیلد بالاگذر می‌باشد که در حال حاضر معرفی شده و کارایی آن در کاهش دوز بیماران در حین تصویربرداری سی تی اسکن مورد بررسی و تایید قرار گرفته است. به نظر می‌رسد استفاده از صبا شیلد با ضخامت بهینه می‌تواند دوز دریافتی بیماران در آنژیوگرافی و آنژیوپلاستی را به‌طور معنی داری کاهش دهد. هدف از این مطالعه، بررسی کارایی صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi بر کاهش دوز دریافتی بیماران و تاثیر آن بر کیفیت تصویر برداری درآنژیوگرافی و آنژیوپلاستی می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** جهت بررسی کارایی صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi در آنژیوگرافی و آنژیوپلاستی تعداد یک عدد شیلد به ابعاد ٦٠ در ٤٠ سانتی‌متر و با ضخامت ٠/٠٤ میلی‌متر معادل سرب تهیه شد. از دستگاه آنژیوگرافی برای تابش اشعه و از فانتوم CTDI برای شبیه‌سازی بدن بیمار استفاده شد. دوزیمتری با استفاده از TLDها بر روی فانتوم CTDI بدون استفاده از شیلد و با استفاده از شیلد انجام شد. سپس مقادیر کاهش دوز و کیفیت تصاویر مورد بررسی قرار گرفتند. جهت بررسی کیفیت تصویر از نظر متخصصان رادیولوژی به صورت دوسوکور استفاده شد.

**یافته‌ها:**یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi در آنژیوگرافی و آنژیوبلاستی باعث کاهش دوز بین ۳۰ تا ۳۷ درصدی دوز دریافتی بیماران با کیفیت تصاویر در حد متوسط و قابل قبول شده است.

**بحث و نتیجه‌گیری:** صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi و ضخامت ٠/٠٤ میلی‌متر معادل سرب می‌تواند دوز دریافتی بیماران را به‌طور چشم‌گیری کاهش داده و تاثیر مخرب چندانی روی کیفیت تصاویر ندارد.

**کلمات کلیدی:** صبا شیلد، کاهش دوز، کیفیت تصویر، آنژیوگرافی، آنژیوبلاستی

## مقدمه

بیش از ۸۰٪ بیماران در روند تشخیصی و درمانی‌خود به انجام پرتونگاری احتیاج دارند (۱،۲)، به دلیل عوارض بیولوژیکی پرتوهای یونیزان رعایت اصول حفاظت در برابر پرتو ضروری می‌باشد، از طرفی ۳۰ تا ۵۰ درصد تصمیم‌گیری‌های پزشکی به ویژه در شرایط بحرانی، متکی بر یافته‌های رادیولوژیک است. تعداد آزمون‌های تصویر برداری تشخیصی از بیماران هر ساله در حال افزایش است. بررسی‌ها نشان می‌دهد که روزانه در جهان بیش از ۱۰ میلیون آزمون پرتونگاری و تنها در آمریکا سالانه بیش از ۱۵ میلیون آزمون پرتونگاری پرتابل انجام می‌شود. رشد فزاینده‌ی کنونی، نگرانی نسبت به رعایت کامل اصول حفاظت در برابر پرتو را توسط پرتوکاران حین آزمون‌های پرتونگاری مطرح می‌کند (۳). امروزه بروز بیماری‌های مختلف و لزوم تشخیص آن‌ها توسط پرتوهای یونیزان باعث افزایش تابش‌گیری بشر شده است که می‌تواند خطرات جدی برای بیماران،

*(نویسنده مسئول) محمد عباسیان مطلق، گروه فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد قم، قم، ایران.
آدرس الکترونیکی: ma.motllaq@gmail.com

کارکنان، همراهـــان بیمار وحتـی نسـل‌هـــای آینـده به همراه داشـته باشـد؛ امـا به هر حـال باید تدابیـری اندیشـید تا میـزان پرتوگیری بیمـــاران و پرتـوکاران در خلال انجـام آزمـون‌هـای تشـخیصی بـه حداقـل رســـیده و بـا ایـن حداقل پرتوگیـری، حداکثـــر نتیجـه‌گیـری که همان تشـــخیص بیماری اسـت، به دسـت آیـد (٥،٤). عـوارض تابـش‌هـای یونیـزان اشـعه ایکـس شـامل اثـــرات احتمالـی و قطعـی هسـتند. مطالعـات حاضر از ١٤٦٠٢٢ نفـــر از تکنولوژیسـت‌هـــای رادیولـــوژی احتمـال خطـرگسـترش بیشـتر سـرطان، آسـیب‌های ژنتیکـی و لوسـمی را که از مهـــم‌ترین عوارض تابـش‌هـــای یونیزان کم شـدت هسـتند، نشـــان می‌دهـد. دریافت دوز کمتـر از ۰/۰۱ سـیورت مـی‌توانـــد احتمـال ابتلا بـه سـرطان را بـه ۱ در ۲۰۰۰ برسـاند (۲). بـــا اعمـال حفاظـت پرتویـــی مـی‌تـوان از اثرات قطعـی پرتوهـــا جلوگیری‌کرد و اثـرات احتمالـی آن را کاهش داد (٦). اثرات احتمالـی بـه ازای دریافت هـر دوزی وجود دارد؛ لـذا هیچ دوز اشـعه‌ای کـه بتـوان آن را از ایـن نظـر به هیچ‌وجه بـی‌خطـر نامیـد، وجود نـدارد و ایـن حاکـی از اهمیـت رعایـت قوانیـن حفاظـت پرتویـی در بخـش‌هـای رادیولوژی می‌باشـد. اسـاس حرفه‌ی پرتونـــگاری تولید یک تصویر تشـــخیصی مناسـب و حفاظـت از بیماران و خـود پرتوکار اسـت (۸،۷). چنان‌کـه لـوازم و امکانات حفاظتی در مراکـــز رادیولوژی وجود نداشـته باشـد و یا به درسـتی اســـتفاده نشود، سلامت پرتوکار و بیمار مـورد تهدیـــد جدی قـرار می‌گیرد. مهـم‌ترین مسـئله در امر حفاظت، رعایـت قوانیـن و مقـررات اسـت. در این راسـتا نظـارت دائمی فردی بـه عنـوان مسـئول حفاظـت در کلیـه مراحـل پرتونـگاری ضـروری اسـت. اگـر چـه بسـیاری از اقدامـات حفاظتـی بیـش از حـــد سـاده و ابتدایـی بـه نظـر می‌رسـد ولی رعایـت آن‌هـا از طرف کارکنـان بخش رادیولـوژی، قسـمت اعظـم مخاطـرات پرتوگیـری‌هـای ناخواســـته و غیـر ضـروری را مرتفـع کـرده و بخش را بـــه لحاظ حفاظـــت در برابر پرتـو در سـطح قابل قبولـی نگه مـــی‌دارد (۹). بیسموت یکی از موادی است که به صورت محافظ تجاری تولید می‌شود. بیسموت و کامپوزیت‌های آن به دلیل داشتن دانسیته زیاد و سمیت کمتر نسبت به سرب به عنـــوان محافظ پرتوی به کار رفته‌انـــد. در صورتی که میزان دوز دریافتی به نسبت زیاد باشد اثرات قطعی پدیدار می‌شود و اثرات احتمالی ممکن اســـت در تمام سطوح پرتوگیری رخ دهد که از عواض آن سرطان‌ها و تأثیرات ژنتیکی به نسل‌های آینده می‌باشد (۱۰). تماس با مقدار بیش از حد مجاز پرتوهای یون‌ساز می‌تواند اثراتی روی دستگاه خونســـاز، دستگاه گوارش، سیستم اعصاب مرکـــزی و در نهایت کل بدن بگذارد یا ممکن اســـت آثار آن در نسل‌های بعدی ظاهر شـــود. استفاده صحیح و مناسب از وسائل حفاظت فردی در رعایت مقررات و آئین نامه‌های موجود در امر حفاظت ساختمان که درآن دســـتگاه‌های مولد یا منبع پرتوهای یونســـاز قرار دارند، می‌تواند تا حد زیادی این اثرات و آسیب ها را کاهش دهد (۱۰).

یکـــی از موثرترین راهکارها برای کاهـــش دوز دریافتی بیماران اســـتفاده از شیلدهای اشـــعه داخل میدان می‌باشـــد. شیلدهای اشـــعه داخل میدان حین تصویربـــرداری روی ناحیه هدف قرار گرفته و دوز دریافتی اندام‌های تحـــت تصویربرداری را کاهش می‌دهد. بیسموت یک شیلد داخل میدانی می‌باشد که اوایل سال ۲۰۰۰ به‌صورت تجاری در دســـترس عموم قـــرار گرفت و در تصویربرداری‌های سی تی اسکن از شیلد بیسموت برای کاهش دوز اندام‌های حساس به اشعه مثل چشم، تیروئید و پستان مورد اســـتفاده قرار گرفت (۱۱،۱۲). ضخامت‌های مورد استفاده از این شیلد برای جلوگیری از اثرات مخرب آن بر کیفیت تصویر بسیار نازک و حدود۰/۰٤ تا ۰/۰٦میلی‌متر معادل سرب می باشد (۱۲). استفاده از این شیلد توانســـته دوز دریافتی اندام‌های حساس به اشـــعه را در مواردی تابیش از ٦۰٪ کاهش دهد (۱۲). مشـــکل اصلی این شـــیلد اثرات مخرب آن بر کیفیت تصویر بود، طوری که در سال ۲۰۱۷ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا استفاده از شیلد بیسموت در تصویربرداری‌های ســـی تی اسکن را ممنوع اعلام کرد (۱۳).

صبا شیلد یک شیلد جدید می‌باشـــد که جهت جایگزینی شیلد سنتی بیسموت در ســـال ۲۰۱۹ توسط دکتر ولی اله صبا معرفی شد (١٤،١٥،١٦). این شیلد یک شیلد سه لایه می‌باشد که در لایه اول آن از یکی از مواد با عدد اتمی ۲۱ تا ۳۰ اســـتفاده شده و در لایه دوم آن از فلزات دیگر مثل آلومینیوم، بیسموت و یا تنگستن استفاده شـــده است. لایه سوم دارای مواد شـــفاف به اشعه و به عنوان نویزگیر عمل می‌کند. صبا شیلد با ضخامت ۰/۰٦تا ۰/۰۹ میلی‌متر معادل سرب، توانســـت دوز اندام‌های حساس به اشعه

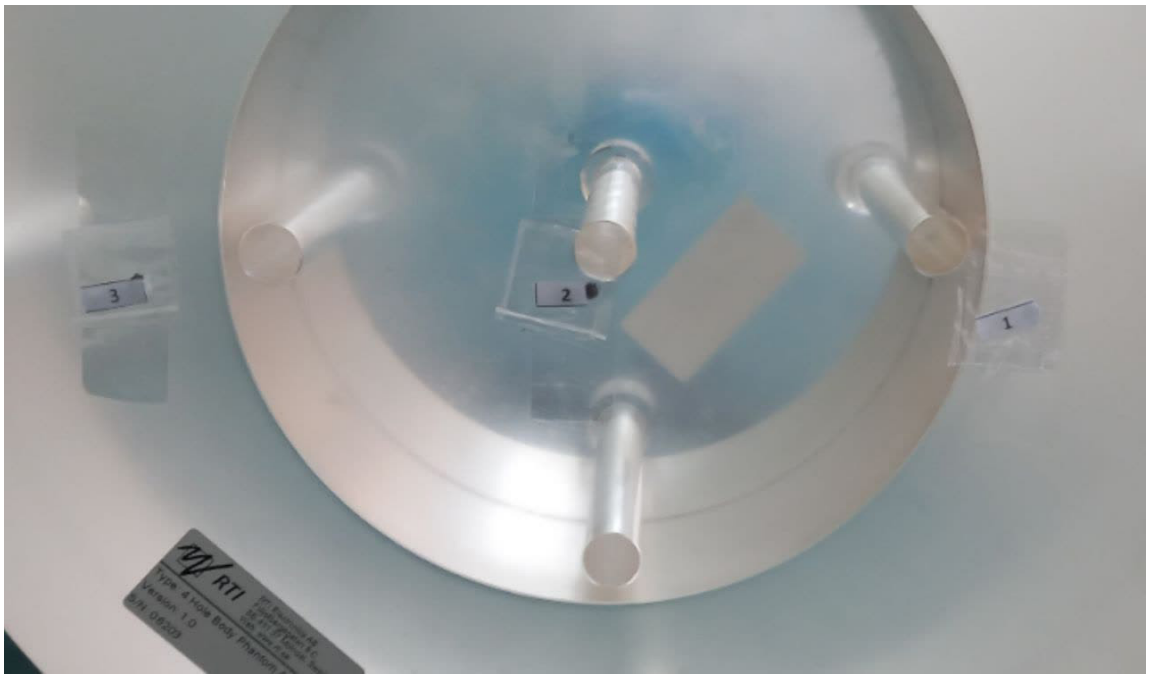
مثل پستان و تیروئید را در تصویربرداری سی تی اسکن از ناحیه قفسه سینه و سر تا ۵۰٪ کاهش داده ولی هیچ اثر مخربی روی تصاویر سی تی ایجاد نکرد (۱٤،۱۵،۱٦). با توجه به موفقیت صبا شیلد در کاهش دوز اندم‌های حساس به اشعه در تصویربرداری سی تی اسکن به نظر می‌رسد استفاده از این شیلد در آنژیوگرافی نیز می‌تواند به کاهش دوز بیماران کمک کند؛ لذا در این مطالعه یک ترکیب از صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi با ضخامت کمتر از شیلدهای سی تی تهیه و کارایی آن در کاهش دوز و همچنین تاثیر آن بر کیفیت تصویر مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

## مواد و روش‌ها

**۱- شیلد:** در این پژوهش از صبا شیلد با ترکیب بیسموت- روی به ابعاد ٦۰ در ٤۰ سانتی متر و ضخامت معادل ۰/۰٤ میلی‌متر سرب که توسط شرکت دانش بنیان سلامت گستر پرتوموج (تهران، ایران) طراحی وساخته شده بود، خریداری و استفاده گردید. شیلد استفاده شده دارای دو لایه که لایه اول آن از جنس روی با ضخامت ۰/۱۵ $gr/cm^2$و لایه دوم از جنس بیسموت با ضخامت ۰/۰۱ $gr/cm^2$ بود. لایه اول به عنوان فیلتر بالاگذر عمل کرده و فوتون‌های پرانرژی را عبور داده و فوتون‌های کم انرژی را جذب می‌کند. لایه دوم به عنوان جاذب تشعشعات اختصاصی و ثانویه می‌باشد که در اثر برخورد تابش اولیه با لایه اول تولید می‌شوند.

**۲- تصویربرداری:** تصویربرداری با استفاده از دستگاه آنژیوگرافی زیمنس مدل Artis در محل بیمارستان قلب جماران صورت گرفت. تصویربرداری در مد فلوروسکوپی انجام شده و مدت زمان هر تابش ۱۰ ثانیه در نظر گرفته شد. مقادیر kV و mAs دستگاه در مد اتوماتیک قرارگرفته و به‌صورت خودکار توسط دستگاه تعیین گردید. از فانتوم CTDI ساخت کشور سوئد از جنس پلی متیل آکریلیک- متا آکریلیک (PMMA/Acrylic) برای تصویربرداری استفاده شد.

**۳- دوزیمتری:** جهت اندازه گیری دوز دریافتی بیمار از ۱۰ عدد قرص دوزیمتری TLD از نوع GR- ۲۰۰ استفاده شده است. قرص‌های مورد استفاده از شرکت تجهیزات پرتو پایش که زیر نظر سازمان انرژی اتمی فعالیت می‌نمایند، به قطر ٤/۵ میلی‌متر و ضخامت ۰/۹ میلی‌متر تهیه شده وپس ازپرتوتابی به شرکت جهت خوانش با دستگاه اتوماتیک خوانش‌گرعودت داده شد. درضمن شرایط دریافت قرص بعد از کالیبره شدن توسط شرکت تا انجام آزمایش در شرایط یکسان محیطی دور از تابش اضافه قرار داشتند و یک عدد قرص به‌عنوان تابش زمینه جهت مقایسه و کم نمودن از مجموع تابش به سایر قرص‌ها مورد استفاده قرار گرفت. آشکارسازها در ۳ گروه ۳ تایی دسته بندی شده و یک آشکارساز برای ثبت تشعشعات زمینه مد نظر قرار گرفت. ابتدا




**شکل ۱- محل قرار گیری قرص های TLD**

۳ تا آشکارساز زیر فانتوم و روبروی لامپ اشعه ایکس بدون شیلد در محلی که از قبل علامت‌گذاری شده بود (شکل ۱)، قرار داده و پرتودهی در حالت فلوروسکوپی به مدت ۱۰ ثانیه انجام شد. سپس شیلد در زیر فانتوم و بین لامپ اشعه ایکس و فانتوم قرار داده شد. (شکل ۲، ۳) شیلد را روی تخت به‌صورتی که لایه بالایی و حاوی بیسموت رو به فانتوم و لایه پایینی که حاوی روی بود رو به تیوپ قرار داده و فانتوم روی آن قرار گرفت. ۳ تا آشکارساز زیر شیلد و ۳ تا آشکارساز دیگر روی شیلد و زیر فانتوم قرار داده و پرتودهی مجدد با شرایط قبل انجام شد. بعد از پایان‌کار، قرص‌های شماره‌گذاری شده جمع‌آوری و جهت قرائت ارجاع شده است.

**شکل ۲- تابش به فانتوم با استفاده از شیلد**

**شکل ۳- تابش به فانتوم بدون استفاده از شیلد**

**٤- کیفیت تصویر:** برای بررسی کیفیت تصاویر از روش بررسی کیفی استفاده شد. پس از تصویربرداری و حاضر شدن تصاویر، کلیه تصاویر آنژیوگرافی جمع‌آوری و به پزشکان جهت نمره دهی ارائه گردید. پزشکان رادیولوژی با استفاده از چک لیست ۵ سوالی محقق ساخته در مقیاس ۳ گزینه‌ای لیکرت نظر داده و به میزان رضایت از کیفیت تصویر به‌صورت دوسوکور نمره دادند. این چک لیست دارای ۳ طیف است . طیف پاسخ‌گویی از نوع لیکرت با امتیاز دهی از ۱ تا ۳ بوده و برای کیفیت عالی نمره ۳، متوسط ۲ و غیر قابل قبول نمره ۱ در نظر گرفته شده بود. سپس نظر پزشکان جمع آوری شد و تجزیه تحلیل نهایی انجام شد.

**تصویر با کیفیت عالی:** تصویر دارای هیچ گونه نویز و بدون کاهش کنتراست بود.

**تصاویر با کیفیت متوسط:** تصویر دارای نویز کم و کنتراست متوسط بود.

**کیفیت تصویر غیرقابل قبول** :تصویر دارای نویز زیاد و کنتراست کم بود.

## یافته‌ها

پروتکل تصویربرداری و شرایط اکسپوژر دستگاه در دو حالت با شیلد و بدون شیلد در جدول ۱ نشان داده شده است. حدود ۱۰ ثانیه فلوروسکوپی ثابت در هر دو شرایط با ٦٥ کیلو الکترون ولت پیک و به‌صورت اتوماتیک توسط سیستم AEC دستگاه تابش داده شده و در فاصله تخت به‌صورت ثابت از تیوپ و دتکتور، همچنین ارتفاع دتکتور به‌صورت ثابت از تیوپ، در هردوحالت (استفاده از شیلد و یا بدون استفاده از شیلد) انجام شد، که در دو حالت همه فاکتورها بدون تغییر بوده و فقط میزان mA از ١٣٤ به ١٧١ افزایش یافته و به عبارتی استفاده از شیلد باعث افزایش ٦/ ٢٧٪ در میزان اکسپوژر شده است. این افزایش جریان به‌دلیل فعال بودن گزینه کنترل اتوماتیک تابش و برای حفظ کیفیت تصویر اتفاق افتاده است.

**جدول ۱- پروتکل تصویربرداری و شرایط اکسپوژر**

| زمان فلورسکپی(S) | ارتفاع تخت cm | ارتفاع دتکتور cm | فیلتر مسی (mm) | زمان تابش (ms) | mA | kV | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| ۱۰ | ۱۵ | ۹۰ | ۰/۶ mm | ۸ | ۱۳۴ | ۶۵ | فانتوم بدون شیلد |
| ۱۰ | ۱۵ | ۹۰ | ۰/۶ mm | ۸ | ۱۷۱ | ۶۵ | فانتوم با شیلد |

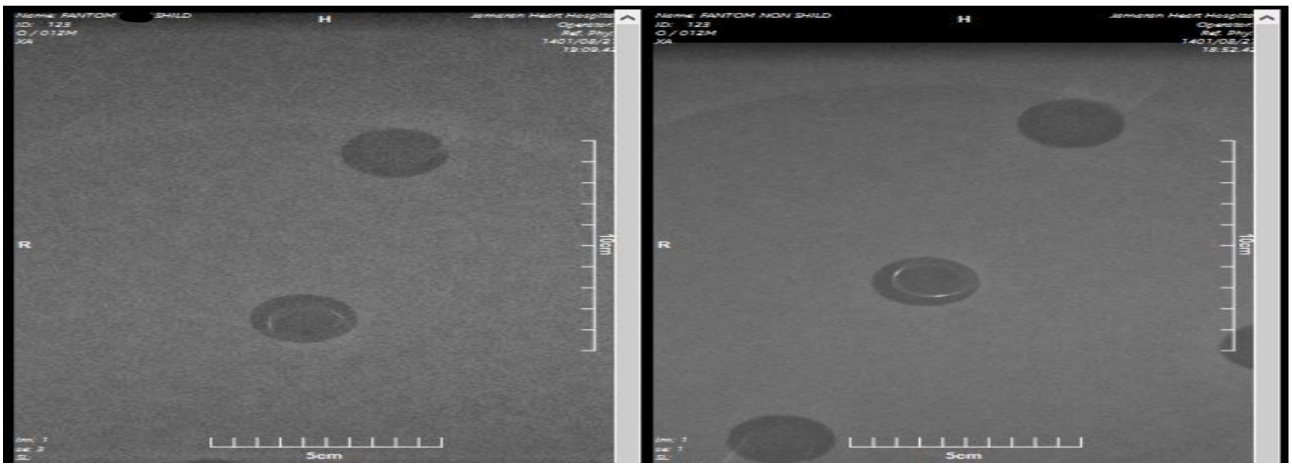
نتایج دوزیمتری و میزان خوانش TLDها در جدول ۲ نشان داده شده است. میزان دوز دریافتی ۳ تا دتکتور بدون شیلد و زیر فانتوم در طرفین ١٦٠ و ١٩٥ میکروسیورت و در وسط فانتوم ١٢٦٥ میکروسیورت به‌دست آمد. میزان دوز دریافتی ۳ تا دتکتور با حضور شیلد و بعد از شیلد در زیر فانتوم در طرفین ١٢١ و ١١٣ میکرو سیورت و در وسط فانتوم ٨٩٥ میکروسیورت به‌دست آمد. نتایج مطالعه نشان می‌دهد که میزان دوز دریافتی در سطح فانتوم حدود ٣٤٪ به‌طور متوسط در طرفین و حدود ٣٠٪ در مرکز در مقایسه با حالتی که از شیلد استفاده نشده بود کاهش یافته است.

**جدول ۲- دوزیمتری TLD جهت اندازه‌گیری دوز دریافتی بیمار**

| توضیحات | DOSE(microsy) | Dosimeter type | Dosimeter ID | NO |
|---|---|---|---|---|
| بدون شیلد | ۱۹۵ | CR ۲۰۰ | ۱ | ۱ |
| بدون شیلد | ۱۲۶۵ | CR ۲۰۰ | ۲ | ۲ |
| بدون شیلد | ۱۶۰ | CR ۲۰۰ | ۳ | ۳ |
| قبل از شیلد | ۸۹ | CR ۲۰۰ | ۴ | ۴ |
| قبل از شیلد | ۹۹۱ | CR ۲۰۰ | ۵ | ۵ |
| قبل از شیلد | ۵۶ | CR ۲۰۰ | ۶ | ۶ |
| بعد از شیلد | ۱۲۱ | CR ۲۰۰ | ۷ | ۷ |
| بعد از شیلد | ۸۹۵ | CR ۲۰۰ | ۸ | ۸ |
| بعد از شیلد | ۱۱۳ | CR ۲۰۰ | ۹ | ۹ |
| زمینه | BKG | CR ۲۰۰ | ۱۰ | ۱۰ |

تاثیر شیلد بر کیفیت تصاویر در شکل ٤ نشان داده شده است. همان‌طوری که در شکل دیده می‌شود، استفاده از شیلد باعث افزایش نویز در تصویر شده است هر چند این افزایش نویز در حدی نیست که مانع استفاده از تصویر جهت تشخیص پزشکی گردد.

نتایج بررســـی کیفی پزشکان متخصص از تصاویر گرفته شده از فانتوم بر مبنای چگونگی مشـــاهدات جزئیات تصاویر فانتوم بر اساس سه طیف تصاویر با کیفیت عالی، تصاویر با کیفیت متوسط و تصاویر با کیفیت غیرقابل قبول، نشـــان داد که کیفیت تصاویر ارائه شده با استفاده از شیلد در حد متوسط رو به بالا و قابل قبول به‌صورت کیفی و مورد تایید پزشکان بود.




**شکل ٤-سمت راست فلوروسکوپی بدون شیلد و سمت چپ با شیلد**

## بحث و نتیجه گیری

پژوهش حاضر نشان داد که صبا شیلد با ترکیب Zn-Bi می‌تواند حـــدود ۳۷٪ دوز دریافتی بیمـــاران را کاهش دهد. در عین حال استفاده از این شیلد باعث افزایش نویز در تصاویر شد.

میزان دوز دریافتی دتکتورها در وســـط فانتوم بیشتر از کناره‌های فانتوم بود. ایـــن تفاوت در اندازه دوز در نقاط مختلف فانتوم به آن دلیل است که به‌خاطر کوچک بودن میدان تابشی، دتکتورهای محیطی دوز کمتری در مقایســـه با دتکتور مرکزی که در وســـط میدان تابش قرار دارد دریافت کرده‌اند.

با قرار دادن شیلد میزان دوز دریافتی دتکتورهایی که قبل از شیلد و در محل قبلی قرار داشـــتند، به اعداد ۸۹ و ٥٦ در طرفین و ۹۹۱ در وسط فانتوم کاهش پیدا کرده و میزان دوز دریافتی دتکتورهایی که بعد از شیلد قرار داشتند به اعداد ۱۲۱ و ۱۱۳ در طرفین و ۸۹٥ در وسط فانتوم کاهش پیدا کرد. میزان کاهش دوز دتکتورهای بعد از شیلد کمتر از میزان کاهش دوز دتکتورهای قبل از شیلد به‌دست آمد که در نگاه اول نوعی تناقض به نظر می رســـد و همچنین با توجه به این‌که با قرار دادن شـــیلد شدت اکسپوژر دستگاه ۲۷/٦٪ افزایش یافته بود انتظار می‌رفت که دوز دریافتی دتکتورهای قبل از شیلد به همان میزان افزایش پیدا کند؛ اما در عمل دوز این دتکتورها نه تنها افزایش نیافته بلکه برخلاف افزایش شدت اکسپوژر، حدود ٦۰٪ در طرفین فانتوم و حدود ۲۱٪ در وســـط فانتوم کاهش نشان می‌دهد. دلیل این افزایش دوز دریافتی دتکتورهایی‌که قبل از شیلد قرار دارند و هنوز اثر تضعیفی شیلد اتفاق نیفتاده در مقایسه با حالتی که کلاشیلد زیر فانتوم قرار نداشت به خاطر حذف اثر تشعشعات اســـکتر فانتوم توسط شیلد می‌باشد. به عبارتی زمانی که شیلد زیر فانتوم و بین لامپ اشـــعه و فانتوم قرار نداشـــت تشعشعات اولیه یک‌بار حین فرود به دتکتورها برخورد کرده و یک‌بار دیگر بعد از برخورد به فانتوم پراکنده شده و مجدد به دتکتورها می‌رسیدند؛ اما با قرار دادن شیلد، حضور شیلد از برخورد مجدد تابش‌های اسکتر فانتـــوم به دتکتورها ممانعت کرده و به این دلیل علی‌رغم افزایش شدت اکسپوژر دستگاه میزان دوز دریافتی دتکتورها کاهش نشان می‌دهد. در مورد افزایش دوز دتکتورهای بعد از شیلد در مقایسه با دتکتورهای قبل از شیلد نیز همین توضیح قبلی صادق می‌باشد به عبارتی دتکتورهای بعد از شیلد تحت تاثیر تابش‌های اسکتر ناشی

از فانتوم قرار داشته ولی دتکتورهای قبل از شیلد تحت تابش‌های اسکتر قرار ندارند (توسط شیلد جذب می‌شوند)؛ لذا دوز دریافتی دتکتورهای بعد از شیلد بیشتر از دتکتورهای قبل از شیلد به‌دست آمد. به‌خاطر همین مزاحمت تابش‌های اسکتر، برای اندازه‌گیری میزان کاهش دوز ناشی از شیلد، مقایسه بین دتکتورهای بدون شیلد با دتکتورهایی بعد از شیلد صورت گرفته و مقایسه بین دتکتورهای قبل و بعد از شیلد انجام نشده است.

دو تا نکته در ارتباط با این مطالعه نیاز به بررسی دارد اول این‌که تاثیر تشعشعات پراکنده در کاهش دوز نیاز به بررسی بیشتر دارد. به عبارتی دیگر به‌دلیل نزدیکی شیلد به فانتوم، برخورد فوتون‌های پراکنده شده توسط فانتوم به شیلد باعث می‌شود این فوتون‌ها مجدد به سمت فانتوم حرکت کرده و باعث افزایش دوز دریافتی در سطح فانتوم گردد. با ایجاد فاصله بین شیلد و فانتوم اثر تشعشعات پراکنده حذف شده و انتظار می‌رود در چنین حالتی میزان کاهش دوز توسط صبا شیلد به‌طور قابل توجهی افزایش پیدا خواهد کرد. با توجه به اندازه گیری‌ها انجام شده در این مطالعه، تخمین زده می‌شود در صورت دور کردن شیلد از فانتوم و حذف اثرات فوتون‌های اسکتر، میزان کاهش دوز ناشی از صبا شیلد در آنژیوگرافی تا حدود ۵۰٪ می‌تواند افزایش داشته باشد

نکته دوم در این مطالعه ضخامت مورد استفاده از شیلد در این مطالعه می‌باشد. ضخامت شیلد استفاده شده حدود ۰/۰۴ میلی‌متر معادل سرب بود که به نظر می‌رسد این ضخامت برای آنژیوگرافی به‌دلیل پایین بودن انرژی اشعه، ضخامت زیادی بوده و پیشنهاد می‌گردد از ضخامت کمتر مثل ۰/۰۲ میلی‌متر معادل سرب در آنژیوگرافی استفاده شود. در صورت کاهش ضخامت شیلد به ۰/۰۲ میلی‌متر معادل سرب و از طرفی ایجاد فاصله بین شیلد و بیمار (حداقل ۵ سانت فاصله) به نظر می‌رسد صبا شیلد می‌تواند حدود ۳۰٪ از دوز بیمار را بدون ایجاد هیچ‌گونه نویز و یا اختلال در تصویر کاهش دهد.

از شیلد بیسموت به کرات برای کاهش دوز اندام‌های حساس به اشعه در سی تی اسکن استفاده شده است. اینستین مطالعه‌ای به منظور ارزیابی شیلد بیسموتی برای سی تی آنژیوگرافی عروق کرونری انجام دادند. دوز حاصل از سی تی آنژیوگرافی در ارگان‌های حساس با استفاده از ترانزیستورهای نیمه رسانا قرار گرفته روی فانتوم تعیین شدند. نتایج نشان داد که دوز تشعشعی پستان به اندازه حدود ٤٦٪ کاهش یافت؛ اما این شیلدینگ سیگنال تصویر و کنتراست را به طور قابل توجهی‌کاهش داد. نویز تصویر در عروق کرونری افزایش یافت، همچنین نسبت کنتراست به نویز حدود ۲۰/۹درصد کاهش یافت (۱۷). مهمت و همکاران اثر حفاظ‌های بیسموتی بر کاهش دوز پستان در ۵۰ بیمار بالای ۱۸ سال که جهت انجام CT ریه مورد بررسی قرار دادند.. برای مقایسه اثر حفاظ در کاهش دوز و کیفیت تصویر فقط یک پستان (سمت راست) با یک لایه بیسموت با ضخامت ۰/۰۶میلی متر معادل سرب حفاظ گذاری شد و نتایج با پستان حفاظت نشده (سمت چپ)مقایسه شد. به دلیل این‌که با این روش فقط دوز سطحی برست قابل محاسبه بود، جهت تعیین میانگین دوز غدهای پستان اندازه‌گیری‌ها در فانتوم در حالت با و بدون حفاظ هم انجام شد. نتایج نشان داد که حفاظ بیسموتی دوز پستان حفاظت شده را به‌صورت قابل توجهی به میزان ۵۳٪-٤٠٪ کاهش داده است (۱۸).

شیلد بیسموت علی‌رغم کاهش قابل توجه دوز اندام‌های حساس به اشعه باعث افت قابل توجه کیفیت تصویر نیز می‌گردید. به همین جهت سال ۲۰۱۷، انجمن فیزیک پزشکی آمریکا استفاده از شیلد بیسموت را منع کرد (۱۳). به دنبال این موضوع، شیلد جدیدی در سال ۲۰۱۹ توسط آقای صبا معرفی شد. این شیلد که تحت عنوان صبا شیلد شناخته می‌شود توانست دوز اندام‌های حساس به اشعه را مشابه شیلد بیسوت کاهش داده ولی اثرات مخرب شیلد بیسموت بر تصاویر در صبا شیلد مرتفع گردید (١٤، ١٥، ١٦).

مطالعه حاضر برای اولین بار کارایی شیلد جدید صبا شیلد را در مورد آنژیوگرافی مورد بررسی و مطالعه قرار داد. نتایج نشان داد که این شیلد پتانسیل خوبی برای کاهش دوز بیماران آنژیوگرافی دارد هر چند برای استفاده کلینیکی از این شیلد لازم است اولا از ضخامت نازکتر شیلد ( ضخامت حدود ۰/۰۲ میلی‌متر معادل سرب) استفاده شود و همچنین ضروری است برای جلوگیری از اثرات تابش اسکتر بر دوز بیمار، حداقل ۵ سانت فاصله بین شیلد و بیمار ایجاد گردد.

**تضاد منافع**: نویسندگان اعلام نموده‌اند که هیچ‌گونه تضاد منافع نداشته‌اند.

**تشکر وقدردانی**

بدین وسیله از کلیه کسانی که در این پژوهش ما را یاری نمودند تقدیر و تشکر به عمل می‌آید. نتایج مطالعه برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی هسته‌ای، دانشگاه آزاد اسلامی واحد قم می‌باشد.

**References**

1.Qazi Khanlu Sani; Khanlu Sani; Kareem Sabzevari, Siamak; Zakvi, Seyyed Rasul; Momennejad, Mehdi “Effect of lead gowns in reducing the dose received by nuclear medicine department staff” Journal of Babol University of Medical Sciences. 2007; 10 (5): 31-34.

2. Tawheed Niya, Mohammad Rasul, Amiri, Fatemeh, Khoshgard, Karim, Hormazi Moghadam, Zainab “Investigation of compliance with the principles of radiation protection in the intensive care units of Imam Reza Educational and Medical Center (A.S.), Kermanshah, Faculty Journal Paramedicine, Tehran University of Medical Sciences (Piyavard Salamat). 2015; 10(6): 478-470.

3.Holmberg O, Malone J, Rehani M, McLean D & Czarwinski R. Current issues and actions in radiation protection of patients. European Journal of Radiology. 2010; 76(1):15-9.

4. Dendy PP & Heaton B. Physics for diagnostic radiology. USA: CRC Press; 2011: 456-88

5.Durán A, Hian SK, Miller DL, Heron JL, Padovani R & Vano E. A summary of recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. Catheterization and Cardiovascular Interventions 2013; 81(3): 562-7.

6. Hamada N & Fujimichi Y. Classification of radiation effects for dose limitation purposes: History, current situation and future prospects. Radiation Research. 2014; 55(4): 629-40.

7.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. Radiation Protection Dosimetry. 2008; 130(4): 518-524.

8.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. Pediatric Radiology. 1999; 29(3): 158-62.

[9].Rahimi SA & Salar SH. Evaluation of standards in diagnostic radiology departments in hospitals of Mazandaran. Journal of Mazandaran University of Medical Sciences 2004; 15(49): 69-76[Article in Persian].

10 . Practical guidelines for radiation protection in radiology departments (2017). Tabriz University of Medical Sciences and Health Services

11. Ayyıldız, S, Soylu EH, Özen J, İde S, Kamburoğlu K. “A nanocomposite shield constructed for protection against the harmful effects of dental x-rays.” Journal of dentistry (Tehran, Iran) . 2015;12(5): 364.

12. Hopper KD, King SH, Lobell ME, TenHave TR, Weaver JS. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT--shielding with bismuth radioprotective garments. Radiology. 1997; 205(3):853-8.

13. American Association of Physicists in Medicine. Position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. AAPM Board of Directors. Web site: [https://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=319& type=PP&current=true. November 23], 2017.

14. Saba V, Keshtkar M. Targeted radiation energy modulation using Saba shielding reduces breast dose without degrading image quality during thoracic CT examinations. Physica Medica. 2019;65:238-46.

15. Saba V, Shuraki JK, Valizadeh A, Zahedinia M, Barkhordari M. Reducing absorbed dose to thyroid in neck ct examinations: the effects of SABA shielding. Radiation Protection Dosimetry. 2020; 191(3):349-60.

16. Jalilifar M, Fatahi-Asl J, Saba V. Radiation protection to patients in radiology: A review study. Radioprotection. 2022; 57(1):41-8.

17. Einstein, A.J., et al., Effect of bismuth breast shielding on radiation dose and image quality in coronary CT angiography. Journal of Nuclear Cardiology, 2012; 19(1): 100-108.

18. Yilmaz, M.H., et al., Female breast radiation exposure during thorax multidetector computed tomography and the effectiveness of bismuth breast shield to reduce breast radiation dose. Journal of computer assisted tomography. 2007;31(1): 138-142.