

تعیین دز دریافتی اندام‌ها در طیف‌های انرژی ماموگرافی با کد GATE و بررسی کیفیت تصاویر آن

فاطمه نظارت* و محمدرضا شجاعی

دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شهرستان شاهرود، استان سمنان، ایران.

* استان سمنان، شهرستان شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

کدپستی: ۳۶۱۹۹۹۵۱۶۱

پست الکترونیکی: fatima.nt1996@gmail.com

چکیده

یکی از بهترین روش‌ها برای تشخیص سرطان سینه به خصوص در مراحل اولیه آن، ماموگرافی با پرتو ایکس است. با این وجود مطالعات کمی یافت می‌شود که خطر ابتلا به سرطان را در بافت‌هایی به جز سینه مورد بررسی قرار داده باشند. هدف پژوهش فعلی تعیین دز جذب شده در اندام‌های حساس بدن در حین ماموگرافی است. شبیه‌سازی با استفاده از کد GATE انجام شده است. در مرحله نخست یک تیوب پرتو ایکس برای ایجاد طیف‌های انرژی مناسب ماموگرافی ایجاد شده است. پس از آن به منظور بررسی کیفیت تصویر شامل تفکیک‌پذیری فضایی و نسبت کنتراست به نویز (CNR)، یک فانتوم کنترل‌کیفی طراحی شده است. یک فانتوم بزرگسال ORNL با اندام‌های مختلف طراحی و برای محاسبه دز در آن‌ها نیز هندسه سیستم یک دستگاه ماموگرافی دیجیتال در دو نمای اصلی ماموگرافی (CC و MLO) شبیه‌سازی شده است. در نهایت مشخص شد که دز تابش به بافت‌های بدن مانند رحم که در خارج از زمینه پرتو ایکس اولیه قرار دارند؛ کم (به طور متوسط $0.022 \mu\text{Gy}$) است. با این حال، بیشترین دز پس از سینه مورد معاینه و تومور، توسط سینه طرف مقابل در حدود $2735.0 \mu\text{Gy}$ ، در ریه‌ها $48.9 \mu\text{Gy}$ ، در قلب $7.6 \mu\text{Gy}$ و در معده $5.8 \mu\text{Gy}$ دریافت می‌شود. با توجه به نتایج به دست آمده، در مطالعه ما، انرژی ۲۵ keV به عنوان انرژی بهینه معرفی می‌شود.

کلیدواژه‌ها: ماموگرافی، سرطان سینه، کد GATE، دزیمتری، کیفیت تصویر.

۱. مقدمه

در زنان در کشورهای پیشرفته است [۲،۱]. از طرفی گزارش‌های اخیر نشان می‌دهد که ایران دومین کشوری است که بالاترین نرخ مرگ و میر ناشی از سرطان را در بخش شرقی خاورمیانه دارا است [۳]. بنابراین درک درستی از روش‌های پیشگیری و درمان این بیماری ضروری به نظر می‌رسد.

سرطان سینه در بین ۵ سرطان اصلی در زنان در سراسر جهان قرار گرفته است و در پی گزارش آژانس بین‌المللی تحقیقات سرطان، سرطان سینه ۲۵٪ از کل موارد سرطان تشخیص داده شده در زنان را تشکیل می‌دهد. همچنین این بدخیمی علت اصلی مرگ ناشی از سرطان در زنان در کشورهای در حال توسعه و دومین علت اصلی مرگ سرطان (بعد از سرطان ریه)

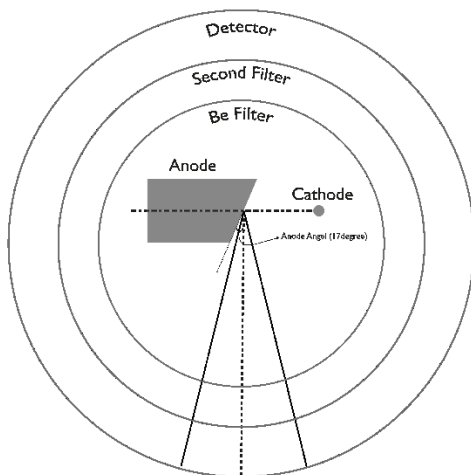
¹ International Agency for Research on Cancer(IARC)

پژوهش تلاش شده است تا میزان این اثرات با روش‌های کاهش دز، کاهش یابد.

۲. تئوری

۱.۲. تیوب پرتو ایکس

پرتو ایکس مهم‌ترین و پرکاربردترین ابزار در پزشکی بالینی می‌باشد، که در دو زمینه تصویربرداری و پرتودرمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از جمله کاربردهای پرتو ایکس در تصویربرداری را می‌توان به دستگاه‌های رادیولوژی، سی‌تی اسکن و ماموگرافی اشاره کرد [۱۳]. تیوب پرتو ایکس محیطی را برای تولید پرتو ایکس از طریق فرآیندهای برمزا شترلانگ و پرتو ایکس م‌شخ‌صه فراهم می‌کند. اجزای اصلی لوله پرتو ایکس متشکل از کاتد، آند، شیشه یا فلز و محفظه لوله می‌باشد [۱۴]. در یک دستگاه ماموگرافی، تیوب پرتو ایکس پس از تعیین ولتاژ، طیف انرژی پرتو ایکس مورد نیاز را تولید کرده و سپس تصویربرداری آغاز می‌گردد. در این مطالعه، شبیه‌سازی طیف‌های مورد نیاز ماموگرافی با استفاده از کد شبیه‌سازی GATE انجام شد [۱۵] و در شکل ۱ هندسه ساده‌ای از تیوب پرتو ایکس مورد استفاده در این مطالعه آورده شده است.



شکل (۱): نمای تیوب پرتو ایکس با زاویه‌ی ۱۷ درجه و ۰/۵ میلی‌متر فیلتر ذاتی بریلیوم.

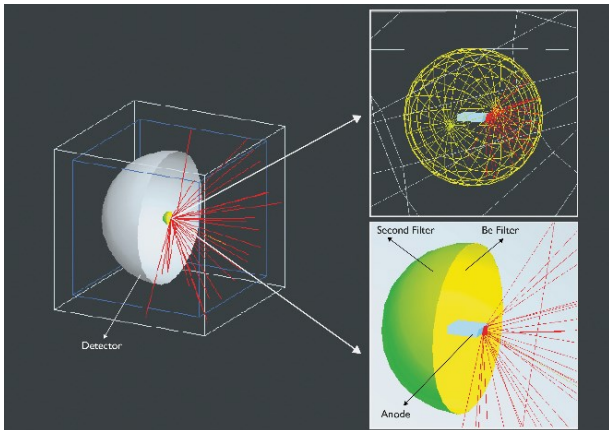
بافت‌های بدن از سان از مجموع سلول‌ها در کنار هم ایجاد می‌شود، حساسیت بافت‌ها نسبت به پرتو، وابسته به قدرت تکثیر، مدت زمان مراحل تقسیم سلولی و مرحله تقسیم سلولی بافت مورد نظر متفاوت می‌باشد [۴]. سرطان سینه، از تکثیر بیش از حد سلول‌ها در بافت پوششی^۱ بافت غده‌ای سینه (مجاری و لوبول‌ها) منشأ می‌گیرد. انواع مختلفی سرطان سینه وجود دارد که نوع آن توسط سلول‌های خاصی که تحت تأثیر قرار می‌گیرند؛ تعیین می‌شود. توسعه سرطان سینه در سلول‌های اپیتلیال، تومور کارسینوم^۲ نامیده می‌شود [۵]. چندین روش برای تشخیص سرطان سینه وجود دارد. با این حال، ماموگرافی با پرتو ایکس غربالگری و تشخیصی رایج‌ترین روش تصویربرداری است. ماموگرافی نوع خاصی از تصویربرداری است که از یک سیستم پرتو ایکس کم‌انرژی برای معاینه سینه‌ها استفاده می‌کند [۶]. ماموگرافی برای بررسی بیماران بدون علامت (ماموگرافی غربالگری) و همچنین برای بررسی بیماران علامت‌دار (ماموگرافی تشخیصی) مورد استفاده قرار می‌گیرد که به‌طور کلی، شامل ۴ نمای استاندارد، نمای کرانیوکودال^۳ و نمای مایل میانی جانبی^۴ برای سینه چپ و راست است. نمای کرانیوکودال (CC) به صورت عمودی در امتداد محور سرانگشت به دست می‌آید، در حالی که نمای مایل میانی جانبی (MLO) با زاویه ۴۵ درجه از جهت عمودی به دست می‌آید [۴]. غربالگری معمول با ماموگرافی با کیفیت بالا در کاهش مرگ و میر ناشی از سرطان سینه در زنان ۴۰-۶۹ ساله موثر است [۷]. اگرچه ماموگرافی غربالگری، در مدیریت سرطان نقش بسزایی ایفا می‌کند؛ با این حال، به کارگیری این روش منجر به قرار گرفتن اندام‌ها و بافت‌هایی در معرض تابش یونیزان می‌شود که خارج از حجم درمان قرار دارند [۸-۱۱]. اثرات زیان‌بار تابش می‌تواند قطعی یا تصادفی باشد. اثرات قطعی باعث آسیب و از بین رفتن جمعیت سلولی می‌شود. اثرات تصادفی شامل خطر سرطان، اثرات ارثی است شدت آن به‌عنوان تابعی از دز بدون آستانه افزایش می‌یابد [۱۲]. در این

³ Craniocaudal (CC)

⁴ Mediolateral Oblique (MLO)

¹ Epithelium

² Carcinoma

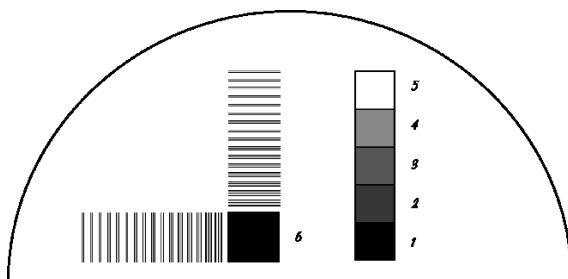


شکل (۲): نمایی از شبیه‌سازی تیوب پرتو ایکس در کد GATE.

برای اطمینان از درستی طیف، باید آن را با یک مرجع مقایسه کرد. گزارش IPEM ۷۸، مرجع مناسبی برای این کار محسوب می‌شود که یک نرم‌افزار پردازش طیف است و تولید طیف برای انواع مختلفی از مواد هدف و فیلتر در محدوده رادیولوژی تشخیصی و ماموگرافی را امکان‌پذیر می‌کند [۱۷]. در این مطالعه، به دلیل عدم دسترسی به این گزارش، از درون‌یابی داده‌های مقالات [۱۷] و [۱۸] که در مقایسه خود از این گزارش استفاده کرده‌اند؛ استفاده شده است.

۲.۲. فانتوم کنترل کیفی

فانتوم‌های کنترل کیفی برای به دست آوردن اختلاف کنتراست و تفکیک‌پذیری فضایی جزئی استفاده می‌شوند [۱۹]. یک فانتوم کنترل کیفی با مواد معادل سینه همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، شبیه‌سازی شد.



شکل (۳): نمایی از فانتوم کیفیت تصویر.

کد GATE توانایی مدل‌سازی شکل‌های مختلف چه شمه را فراهم می‌کند که یکی از پرکاربردترین آن‌ها، چه شمه ذرات عمومی^۱ می‌باشد و با استفاده از آن می‌توان یک چشمه نقطه‌ای با هر ذره و انرژی دلخواه را شبیه‌سازی کرد [۱۶]. در پژوهش حاصل، کاتد، به صورت یک چشمه ذرات عمومی با پرتوهای الکترونی تک انرژی، به شکل یک صفحه مربعی با نیم ضخامت ۵ میلی‌متر و آند یک گوه از جنس تنگ‌ستن یا مولیبدن با زاویه ۱۷ درجه در نظر گرفته شد. سپس یک آشکار ساز NaI با ضخامت ۱ میلی‌متر برای بررسی طیف و دو فیلتر ذاتی (۵/۰ میلی‌متر فیلتر بریلیوم) و ثانویه برای ایجاد یک طیف با قدرت نفوذ کافی به شبیه‌سازی افزوده شد. فیلترها و آشکارساز معمولاً به صورت صفحه تخت در نظر گرفته می‌شوند اما در این پژوهش به منظور کاهش پرتوهای از دست رفته، هم فیلترها و هم آشکارساز به صورت کره تو خالی در اطراف کاتد و آند در نظر گرفته شد. فاصله بین نقطه کانونی و آشکار ساز ۱۰۰ سانتی‌متر و فاصله نقطه کانونی از فیلتر ذاتی ۱۰ سانتی‌متر انتخاب شد. از آنجایی که فضای اطراف با خلا پر شده است؛ افزایش یا کاهش این فواصل تأثیر چندانی در طیف حاصل ایجاد نمی‌کند. با این حال، برای مقایسه بهتر نتایج با مطالعات دیگر، از اندازه‌های موجود در مقاله [۱۷] استفاده شده است.

در این مطالعه طیف پرتو ایکس ماموگرافی که معمولاً دارای ترکیب هدف و فیلترهای Rh-Rh، Mo-Mo، W-Rh و Mo-Rh هستند؛ بررسی شده است. پرتو الکترونی در سه انرژی ۲۵، ۲۸ و ۳۰ keV برای بررسی انتخاب شد. در نهایت برای محاسبه طیف خروجی، از خروجی اکتور طیف انرژی^۲ استفاده شد. شکل ۲ نمایی از تیوب پرتو ایکس در کد GATE را نشان می‌دهد.

^۲ EnergySpectrumActor

^۱ General Particle Source (GPS)

۳.۲. فانتوم ریاضی

اندازه‌گیری‌های فانتوم انسانی و شبیه‌سازی‌های مونت کارلو که مستقیماً برای یک مورد خاص اعمال می‌شوند، روش دقیقی برای تعیین دز اندام ارائه می‌دهند و به‌ویژه برای موقعیت‌های خاص، مفید هستند [۲۱]. در این پژوهش، بدنه یک فانتوم بالغ مطابق با فانتوم بزرگ سال ORNL [۲۲] با قد ۱۷۵ سانتی‌متر متشکل از سه بخش اصلی سر، تنه و پا شبیه‌سازی شد. تفاوت اصلی بدنه فانتوم طراحی شده با این فانتوم اضافه کردن گردن به آن است به طوری که قد فانتوم ثابت باقی مانده است. پس از آن اندام‌های اساسی و مورد نیاز با استفاده از حجم، ترکیبات عنصری که در جدول ۱ و ۲ نیز آورده شده است و با شکل هندسی ساده‌ای متناسب با اندام واقعی در میان بدنه فانتوم طراحی شد.

جزئیات فانتوم کنترل کیفی مورد استفاده در این پژوهش، شامل ۲ قسمت اصلی است؛ قسمت اول که با اعداد ۱ تا ۵ در شکل مشخص شده‌اند، مکعب‌هایی با ضخامت ۱ سانتی‌متر هستند که مواد تشکیل دهنده آن‌ها به ترتیب شامل ۱۰۰ درصد چربی، ۳۰ درصد غده‌ای، ۵۰ درصد غده‌ای، ۷۰ درصد غده‌ای و ۱۰۰ درصد غده‌ای است (همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود) و برای محاسبه نسبت کنتراست به نویز استفاده می‌شوند و قسمت دوم که در شکل با عدد ۶ مشخص شده است شامل هدف‌های زوج خط از ۵ تا $20 \frac{LP}{mm}$ از جنس سرب است.

نسبت کنتراست به نویز را می‌توان با یافتن تفاوت میانگین مقادیر خاکستری بین زمینه تصویر و ناحیه‌ای که سیگنال مورد نظر در آن وجود دارد به دست آورد و میزان تفکیک‌پذیری فضایی هر دستگاه را به صورت بصری با مشاهده کوچک‌ترین زوج خطی که قله‌های آن به درستی مشاهده می‌شود، معرفی می‌کنند [۲۰].

جدول (۱): حجم، ترکیبات عنصری و چگالی اندام‌ها و بافت‌های فانتوم [۲۳].

Fe	K	Cl	S	P	Na	Ca	O	N	C	H	چگالی (g/cm ³)	حجم (cm ³)	اندام یا بافت
-	۰/۱	۰/۲	۰/۱	۰/۱	۰/۲	-	۷۴/۵	۲/۴	۱۱/۹	۱۰/۴	۱۰/۰۵	۱۹/۹	تیروئید
-	۰/۳	۰/۲	۰/۳	۰/۲	۰/۲	-	۶۷/۱	۲/۸	۱۸/۶	۱۰/۳	۱/۰۶	۱۸/۳۰	کبد
۰/۱	۰/۲	۰/۱	۰/۲	-	۰/۲	-	۸۲/۲	۰/۱	۶/۱	۱۰/۸	۱/۰۳	۱۰/۱	کیسه صفرا
-	۰/۲	۰/۳	۰/۳	۰/۲	۰/۲	-	۷۴/۹	۳/۱	۱۰/۵	۱۰/۳	۰/۲۶	۳۳/۸۰	ریه‌ها
-	۰/۳	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۱	-	۷۱/۸	۲/۹	۱۳/۹	۱۰/۴	۱/۰۳	۴۳۷	قلب
-	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۱	۷۲/۴	۳	۱۳/۲	۱۰/۳	۱/۰۵	۲۸۸	کلیه‌ها
-	۰/۳	۰/۲	۰/۲	۰/۳	۰/۱	-	۷۴/۱	۳/۲	۱۱/۳	۱۰/۳	۱/۰۶	۱۷۶	طحال
-	۰/۱	۰/۲	۰/۱	۰/۱	۰/۱	-	۷۵/۱	۲/۲	۱۱/۵	۱۰/۶	۱/۰۵	۲۵۰	معهده
-	۰/۳	۰/۳	۰/۲	۰/۲	۰/۲	-	۷۶/۱	۲/۶	۹/۶	۱۰/۵	۱/۰۴	۲۰۳	مثانه
-	۰/۲	۰/۱	۰/۲	۰/۲	۰/۱	-	۵۴/۷	۲/۴	۳۱/۵	۱۰/۶	۱/۰۴	۷۶	رحم
-	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	-	۷۶/۸	۲/۴	۹/۳	۱۰/۵	۱/۰۵	۸/۳۸	تخمندان‌ها

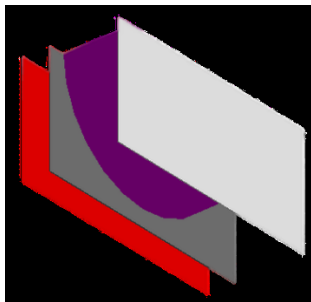
جدول (۲): ترکیبات عنصری و چگالی بافت غده‌ای و چربی سینه [۲۴].

اندام یا بافت	چگالی (g/cm ³)	H	C	N	O	P
غده	۱/۰۴	۱۰/۲	۱۸/۴	۳/۲	۶۷/۷	۰/۵
چربی	۰/۹۳	۱۱/۲	۶۱/۹	۱/۷	۲۵/۱	۰/۱

جدول (۳): ترکیبات عنصری و چگالی بافت تومور کارسینوما سینه [۲۵].

اندام یا بافت	چگالی (g/cm ³)	H	C	N	O	Ash
غده کارسینوما	۱/۳۷۹	۱۰	۱۸/۵	۴/۲	۶۵/۹	۱/۴

ضخامت ۱ میلی‌متر در ست بالای سینه شبیه سازی شد. یک آشکارساز نیز با ضخامت ۱ میلی‌متر قرار گرفت. شکل ۵ نمایی از هندسه شبیه سازی شده این دستگاه در کد GATE را نشان می‌دهد.



شکل (۵): هندسه دستگاه ماموگرافی شبیه‌سازی شده در کد

GATE

در نهایت برای محاسبه دز جذب شده در هر اندام، از خروجی اکتور دز^۱ استفاده شد. شبیه سازی‌ها در زاویه ۰ درجه برای نمای CC انجام شد. سپس سینه و اجزای دستگاه ماموگرافی ۴۵ درجه چرخیدند و شبیه سازی در زاویه ۴۵ درجه برای نمای MLO انجام شد. تعداد ذرات مورد استفاده، ۹۰۰ میلیون ذره در هر شبیه‌سازی بود.

۳. یافته‌ها و بحث

۱.۳. مقایسه و بررسی طیف

نخستین قدم در شبیه‌سازی فرآیند ماموگرافی، دستیابی به طیف انرژی مورد نیاز آن و اعتبار سنجی است. در این پژوهش ابتدا

در این پژوهش هر دو سینه فشرده شده و سینه دیگر با ترکیب ۵۰ درصد غده و ۵۰ درصد چربی به فانتوم اضافه شدند. شکل ۴ بدنه فانتوم و اندام‌های شبیه سازی شده در آن را نشان می‌دهد. سینه فشرده شده به صورت یک نیم استوانه طراحی شده است که در آن، فاصله دیواره قفسه سینه تا نوک سینه ۸/۶ سانتی‌متر، ضخامت آن ۶ سانتی‌متر است. معمولاً اندازه یک توده مشکوک بزرگتر از ۸ تا ۹ میلی‌متر است [۲۶]؛ بنابراین به منظور بررسی اثر پرتو روی تومور، یک بافت سرطانی کارسینوما به شکل یک تومور کروی با شعاع ۱۰ میلی‌متر درون سینه فشرده شده افزوده شد که ترکیبات عنصری و چگالی آن در جدول ۳ بیان شده است.

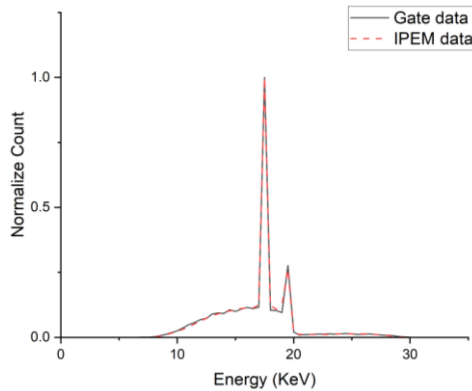


شکل (۴): بدنه فانتوم شبیه‌سازی شده در GATE و اندام‌های حساس

آن.

هندسه شبیه‌سازی دستگاه ماموگرافی دیجیتال نیز طراحی شد که شامل یک پایه نگه‌دارنده سینه از پلی کربنات با ضخامت ۱/۲ میلی‌متر است. پس از آن، یک صفحه کمپرسور اکریلیک با

^۱ DoseActor



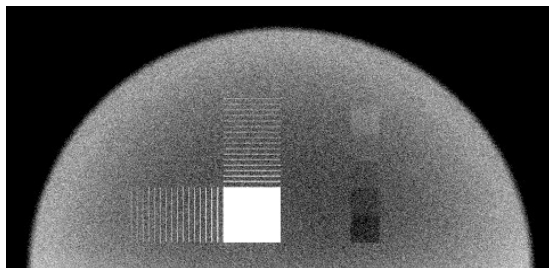
شکل (۳-۶): مقایسه طیف Mo-Mo در انرژی ۳۰ keV با طیف درون‌یابی شده از مرجع [۱۷].

۲.۳. بررسی شاخص‌های کیفیت تصویر

شکل ۷ خروجی فانتوم کنترل کیفی در ترکیب فیلتر و هدف Mo-Mo در انرژی ۲۸ keV با استفاده از خروجی اکتور شمارش ذرات^۱ را نشان می‌دهد. تصاویر تولید شده در انرژی و ترکیبات دیگر نیز با استفاده از نرم‌افزار ImageJ تجزیه و تحلیل شدند [۲۷]. سپس نسبت کنتراست به نویز با استفاده از رابطه ۱ محاسبه شد:

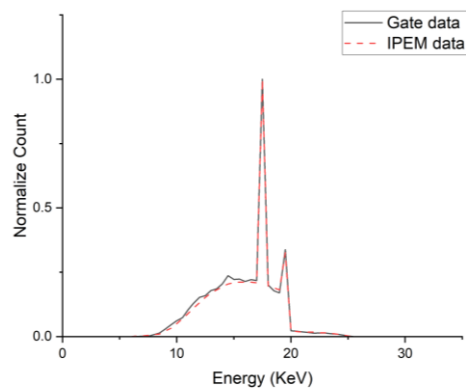
$$CNR = \frac{S_{ROI} - S_{BG}}{\sigma_{BG}}, \quad (1)$$

که در آن S_{ROI} شدت متوسط تابش زمینه، S_{BG} شدت متوسط تابش ناحیه مورد بررسی و σ_{BG} انحراف معیار استاندارد مقادیر پیکسل ناحیه مورد بررسی از میانگین یک منطقه یکنواخت در تابش زمینه به عنوان نویز است [۲۸].

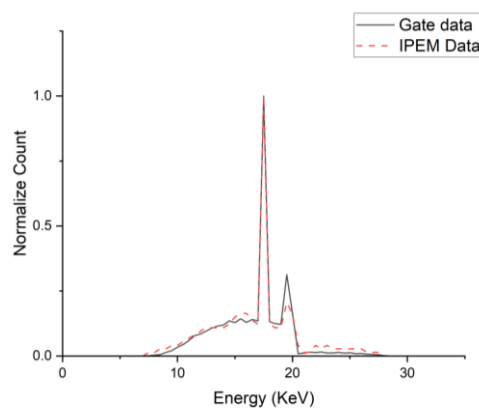


شکل (۷): نمونه‌ای از خروجی شبیه‌سازی فانتوم کنترل کیفی با استفاده از کد شبیه‌سازی GATE.

طیف‌هایی با ترکیب هدف و فیلتر Mo-Mo در سه انرژی مورد بررسی با استفاده از GATE به دست آمد. سپس برای بیان اعتبار سنجی و توافق بین داده‌های حاصل با طیف‌های گزارش ۷۸ IPEM، از آزمون T استفاده شد که نتایج این مقایسه در شکل ۶ مشاهده می‌شود. پس از بررسی دو نمودار با آزمون T، تفاوت معناداری بین داده‌های شبیه‌سازی و داده‌های تجربی وجود ندارد. بنابراین با تأیید این اعتبار سنجی، طیف‌هایی با ترکیبات دیگر نیز در سه انرژی مورد بررسی به دست آمد.



شکل (۱-۶): مقایسه طیف Mo-Mo در انرژی ۲۵ keV با طیف درون‌یابی شده از مرجع [۱۷].

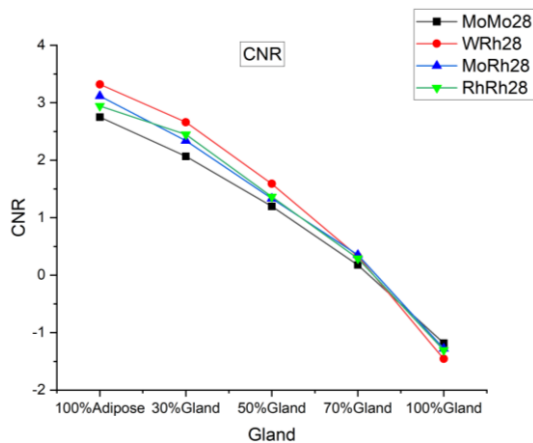


شکل (۲-۶): مقایسه طیف Mo-Mo در انرژی ۲۸ keV با طیف درون‌یابی شده از مرجع [۱۸].

^۱ FluenceActor

اگرچه در بازه‌ی انرژی مورد بررسی این کار، میزان این تفاوت اندک است و حتی برای ۷۰ در صد غده‌ای تقریباً برابر به نظر می‌رسد؛ اما با این حال کیفیت تصویر ماموگرافی در انرژی ۲۵ keV مخصوصاً برای سینه‌هایی با در صد غده‌ای بیشتر مناسب‌تر به دست آمده است.

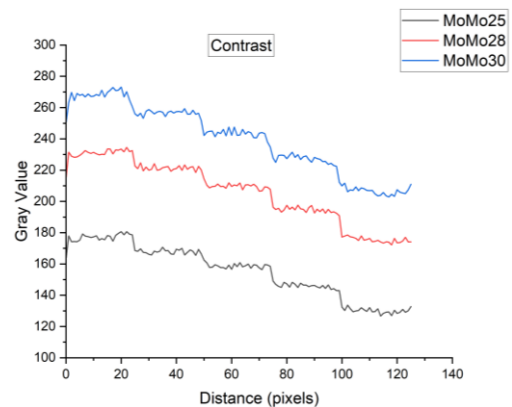
نمودارهای شکل ۹ مقایسه‌ی ترکیب هدف و فیلترهای مختلف را در انرژی ۲۸ keV نشان می‌دهد. بررسی این نمودار نشان می‌دهد که انتخاب یک ترکیب مناسب در یک انرژی یکسان، وابستگی زیادی به درصد غده‌بندی سینه مورد بررسی، خواهد داشت. در محدوده‌ی این مطالعه (ترکیب همگن ۵۰ در صد غده و ۵۰ در صد چربی)، CNR در ترکیب W-Rh بالاتر است. سپس ترکیب Rh-Rh در حدود ۰/۰۳ بیشتر از Mo-Rh است. کمترین کیفیت تصویر نیز در ترکیب Mo-Mo به دست می‌آید.



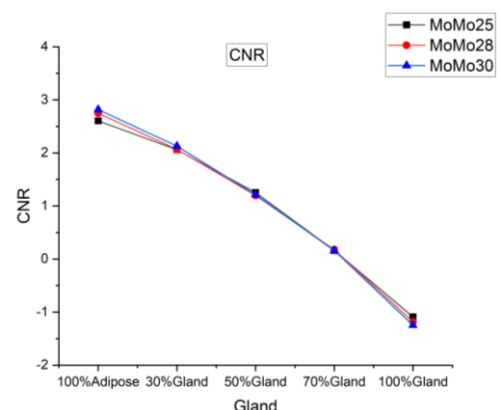
شکل (۹): نمودار مقایسه نسبت کنتراست به نویز محاسبه شده با ترکیب هدف و فیلترهای مختلف در انرژی ۲۸ keV.

برای تعیین تفکیک‌پذیری فضایی، پروفایل خطی به دست آمده از آزمون جفت خط در شکل ۱۰ نشان داده شده است. در این شکل تفکیک‌پذیری در ترکیبات و انرژی‌های مختلف مقایسه شده‌اند. این میزان تقریباً در همه نمودارها در $15 \frac{LP}{mm}$ قلیل مشاهده است. با توجه به اینکه انرژی‌های مورد استفاده در این تحقیق بسیار به هم نزدیک هستند؛ این موضوع منطقی به نظر می‌رسد. در محدوده استانداردهای ماموگرافی، معیار پذیرش دستگاه، تفکیک‌پذیری بالاتر از $10 \frac{LP}{mm}$ است.

در نمودارهای شکل ۸ تحلیل نتایج حاصل از بررسی کنتراست (شکل الف) و نسبت کنتراست به نویز (شکل ب) در انرژی‌های مختلف مشاهده می‌شود. نتایج حاصل از بررسی CNR در هر نمودار نشان می‌دهد که مقدار آن با افزایش میزان غده‌ای بودن کاهش می‌یابد. این بدین معنی است که در زمان ماموگرافی، سینه‌هایی با در صد چربی بالاتر کیفیت تصویر بهتری ایجاد می‌کنند. این موضوع، مبنای سنی ماموگرافی را نیز تایید می‌کند. همچنین نتایج نشان می‌دهد که در سینه‌هایی با در صد چربی بالا با افزایش انرژی، میزان کنتراست و CNR نیز افزایش می‌یابد اما هرچه به سمت غده‌ای شدن پیش می‌رویم؛ افزایش انرژی، باعث کاهش CNR می‌شود.



(الف)



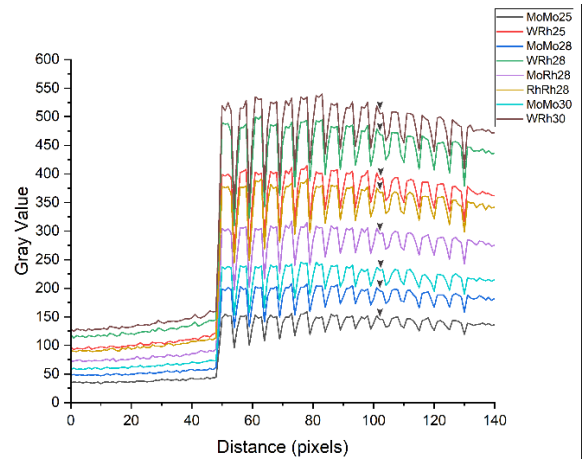
(ب)

شکل (۸): پروفایل خطی بدست آمده از قسمت تعیین کنتراست فانتوم کنترل کیفی و (ب): نسبت کنتراست به نویز محاسبه شده با ترکیب هدف و فیلتر Mo-Mo در انرژی‌های مختلف.

و ترکیب مناسب به میزان غده‌ای بودن سینه مورد معاینه بستگی دارد.

۳.۳. بررسی دز جذب شده

خروجی حاصل از اکتور دز در کد GATE، دز جذب شده در هر اندام، پس از ترابرد و برخورد ۹۰۰ میلیون ذره پرتو ایکس به سینه مورد بررسی در قالب فایل متنی ارائه خواهد داد. برای محاسبه دز جذب شده در ماموگرافی، ابتدا باید تعداد ذرات پرتو ایکس برخوردی در یک آزمایش ماموگرافی را به دست آورد و سپس با تناسب این تعداد با دز به دست آمده از کد، میزان دز جذب شده در یک آزمایش کامل ماموگرافی به دست می‌آید. دز جذب شده در هر کدام از اندام‌ها پس از محاسبه، در جدول ۴ برای دو نما (MLO و CC) و با خطای آماری و عدم قطعیت کمتر از ۲ درصد گزارش شده‌است.



شکل (۱۰): پروفایل خطی به دست آمده از قسمت تعیین تفکیک فضایی فانتوم کنترل کیفی با ترکیب هدف و فیلتر و انرژی‌های مختلف. بنابراین، با توجه به نتایج حاصل از بررسی‌ها، تمامی ترکیبات و انرژی‌های این پژوهش، از کیفیت تصویر مناسبی برای بررسی ماموگرافی برخوردار هستند با این حال، انتخاب انرژی

جدول (۴): دز دریافتی اندام‌های شبیه سازی شده در دو نمای MLO و CC

۳۰		۲۸		۲۵		انرژی (keV)		
W -Rh	Mo-Mo	Rh-Rh	Mo-Rh	W -Rh	Mo-Mo	W -Rh	Mo-Mo	فیلتر - هدف
دز (μGy)								اندام یا بافت
۰/۹۲۴۹	۰/۸۹۴۷	۰/۵۳۳۳	۰/۴۲۱۴	۰/۵۰۶۸	۰/۲۵۱۳	۰/۲۳۷۴	۰/۰۶۵۳	تیروئید
۰/۳۷۴۲	۰/۵۲۳۴	۰/۲۷۹۶	۰/۲۳۲۹	۰/۲۰۶۴	۰/۱۸۷۶	۰/۰۸۶۶	۰/۰۳۷۱	کبد
۰/۸۲۱۶	۱/۳۷۲	۰/۴۲۷۳	۰/۵۴۵۴	۰/۴۱۵۹	۰/۴۰۰۸	۰/۱۲۶۷	۰/۰۴۰۱	کیسه صفرا
۲۱۰/۸۸۵۶	۲۰۳/۷۵۰۱	۱۹۸/۰۴۲۴	۱۷۰/۱۸۵۴	۱۵۱/۶۷۳۹	۱۱۹/۴۵۳۱	۸۱/۸۸۱۲	۵۵/۳۸۰۸	ریه‌ها
۱۱/۸۸۹۲	۱۴/۱۱۵۸	۹/۵۰۰۱	۷/۸۲۹۸	۷/۲۳۸۷	۰/۵۹۷۴	۳/۱۲۲۷	۱/۲۲۶۹	قلب
۰/۰۱۹۶	۰/۰۳۳۵	۰/۰۰۱۹	۰/۰۰۲۱	۰/۰۰۲۲	۰/۰۰۲۴	۰/۰۰۰۷	۰	کلیه‌ها
۱/۴۸۴۴	۲/۱۴۷۷	۱/۰۱۷۲	۰/۸۶۴۵	۰/۷۸۲۹	۰/۶۶۵۳	۰/۳۱۸۸	۰/۱۳۷۸	طحال
۸/۹۶۱۱	۹/۴۸۷	۷/۷۱۳۲	۶/۳۵۱	۵/۷۹۶۲	۴/۱۸۶۸	۲/۷۶۹	۱/۲۳۶۰	معده
۰/۰۲۰۵	۰/۰۳۴۷	۰/۰۰۸۸	۰/۰۰۰۷	۰/۰۰۸۶	۰/۰۰۳۴	۰/۰۰۴۳	۰/۰۰۰۲	مثانه
۰/۰۳۳۳	۰/۰۱۸۴	۰/۰۲۶۶	۰/۰۲۸۷	۰/۰۲۸۳	۰/۰۲۵	۰/۰۱۲۹	۰/۰۰۲۹	رحم
۰/۲۳۶۳	۰/۳۲۶۲	۰/۱۲۷۳	۰/۰۱۲	۰/۲۳۴۹	۰/۳۲۰۴	۰/۰۲۹	۰	تخمدان‌ها
۲۳۸۴/۱۱	۴۵۰۳/۵۴۵	۲۹۹۲/۹۴۸	۳۲۱۰/۳۹۸	۱۸۹۶/۸۴۸	۳۳۸۶/۲۷۸	۱۲۵۹/۵۹۶	۲۲۵۰/۲۵۴	سینه طرف مقابل
۱۶۶۷۱۴/۳	۳۲۳۰۴۱/۸	۲۱۱۲۲۳	۲۲۹۴۷۳/۰	۱۳۳۶۳۹/۴	۲۴۳۹۴۸/۱	۸۹۵۵۸/۶۴	۱۶۲۹۵۸	سینه فشرده
۱۴۱۷۴۷/۶	۱۸۶۶۵۵	۱۵۰۹۹۵/۱	۱۵۰۹۸۸	۱۰۹۹۴۴/۶	۱۳۳۵۳۰/۳	۶۸۲۶۹/۵۲	۷۹۳۳۰/۰۸	تومور

پس از آن، دز معادل با رابطه ۲ محاسبه شد:

$$H_T = W_R \cdot D_T, \quad (2)$$

که در آن W_R ضریب وزنی تابش است. از آن‌جا که ذرات مورد استفاده در این مطالعه تنها فوتون‌ها هستند که دارای ضریب وزنی یک هستند. بنابراین اعداد گزارش شده در جدول را می‌توان هم در واحد μGy و هم در واحد μSv گزارش کرد. سپس دز موثر را برای میانگین دز جذب شده هر اندام در همه شبیه‌سازی‌ها محاسبه کردیم. این دز بستگی به حساسیت هر اندام نسبت به تشعشع دارد و با ضرب دز معادل و ضریب وزنی در واحد μSv از طریق رابطه (۳) به دست خواهد آمد:

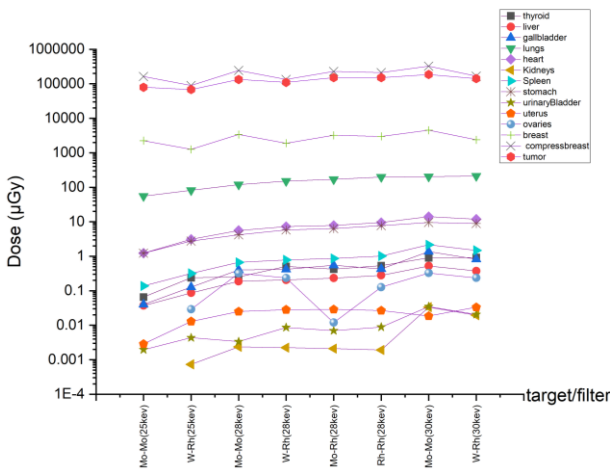
$$H_E = \sum_T W_T H_T, \quad (3)$$

که در آن W_T ضریب وزنی بافت است و با توجه به ۲۰۰۸ ICRP نوشته شده است [۲۹]. حد کل پذیرش دز توصیه شده توسط ICRP برای عموم $1 \frac{mSv}{year}$ است [۳۰]. دز مؤثر معادل کل بافت‌ها که در جدول ۵ نشان داده شده، $23/8 \text{ mSv}$ به دست آمده است. این مقدار، در مقایسه با حد پذیرش عدد بزرگی است که نشان می‌دهد مزایای ماموگرافی در مقابل معایب آن هنوز قابل بحث است. حتی اگر دز موثر برای اندام‌هایی به جز سینه مورد معاینه محاسبه شود؛ مقدار آن $0/3 \text{ mSv}$ به دست می‌آید.

جدول (۵): ضریب وزنی بافت‌ها و دز جذب شده میانگین محاسبه شده و دز وزنی در هر اندام در دو نما CC و MLO.

اندام یا بافت	ضریب وزنی	دز میانگین اندام‌ها (μGy)	دز وزنی (μSv)
تیروئید	۰/۰۴	۰/۴۷۹۳۷	۰/۰۱۹۱۷
کبد	۰/۰۴	۰/۲۴۰۹۵	۰/۰۰۹۶۴
کیسه صفرا	۰/۱۲	۰/۵۱۸۷۱	۰/۰۶۲۲۵
ریه‌ها	۰/۱۲	۱۴۸/۹۰۶۵۶	۱۷/۸۶۸۷۹
قلب	۰/۱۲	۷/۵۶۵۰۸	۰/۹۰۷۸۱
کلیه‌ها	۰/۱۲	۰/۰۰۷۸۱	۰/۰۰۰۹۴
طحال	۰/۱۲	۰/۹۲۷۳۲	۰/۱۱۱۲۸
معهده	۰/۱۲	۵/۸۱۲۵۴	۰/۶۹۷۵۱
متانه	۰/۰۴	۰/۰۱۱۱۶	۰/۰۰۰۴۵
رحم	۰/۱۲	۰/۲۲۰۱۸	۰/۰۰۲۶۴
تخمندان‌ها	۰/۰۸	۰/۱۶۰۷۵	۰/۰۱۲۸۶
سینه طرف مقابل	۰/۱۲	۲۷۳۵/۴۹۷۲۴	۳۲۸/۲۵۹۶۷
سینه فشرده	۰/۱۲	۱۹۵۰۶۹/۶۱۷۴۰	۲۳۴۰۸/۳۵۴۰۸
دز موثر میانگین			$H_E = \sum_T W_T H_T = 23756/30707$

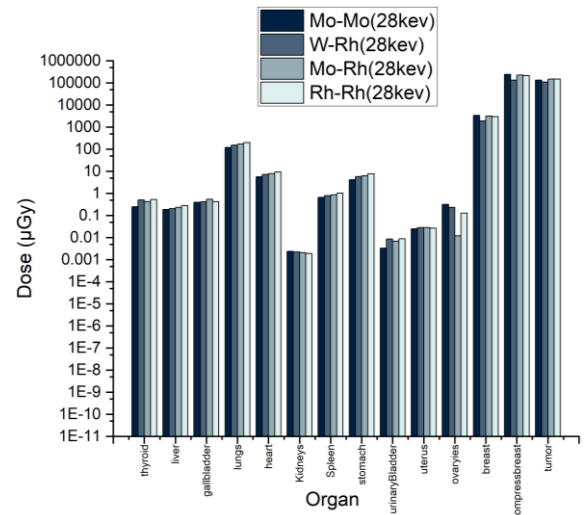
در شکل ۱۲ میزان تفاوت دز جذب شده در انرژی‌های مختلف و با ترکیب فیلتر و هدف W-Rh نشان داده شده است. اختلاف در این نمودارها می‌تولند عوامل مختلفی از جمله تفاوت در عدم قطعیت، تفاوت در جذب و پراکندگی فوتون‌ها در انرژی‌های مختلف و ... داشته باشد. همان‌طور که انتظار می‌رود در این نمودار با افزایش انرژی، میزان برهم‌کنش‌های پرتو ایکس با اندام‌ها و بنابراین میزان دز جذب شده افزایش می‌یابد. با شبیه‌سازی حاضر مشخص شد که تمامی اندام‌ها دز دریافت می‌کنند، حتی اگر چه ششمه به صورت عمود بر سینه بیمار (نمای CC) قرار گرفته باشد. با این حال، تأثیر آن به حساسیت هر اندام، سایز آن و فاصله اندام از چشمه نیز بستگی دارد.



شکل (۱۲): مقایسه دز همه اندام‌های شبیه‌سازی شده در انرژی و ترکیب هدف و فیلترهای متفاوت.

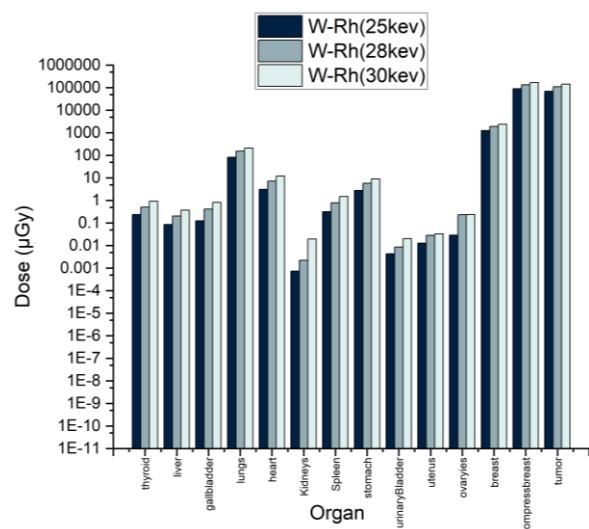
شکل ۱۳ مقایسه دز جذب شده توسط همه اندام‌ها را به صورت کامل نشان می‌دهد. با توجه به این نمودار، در همه انرژی‌ها و ترکیبات فیلتر و هدف، بیشترین میزان دز جذب شده، پس از سینه‌ها و تومور کارسینوما، توسط ریه‌ها صورت می‌گیرد. از آنجایی که قسمت اعظم ریه‌ها متشکل از هوا می‌باشد، بنابراین دریافت مقادیر بالای دز توسط ریه‌ها به این علت خواهد بود که هوا یک جاذب خوب تابش شناخته می‌شود که باعث نهشت بسیار زیاد انرژی در ریه‌ها می‌شود و این نهشت انرژی باعث رسیدن دز بالا به آن می‌شود. پس از ریه، قلب و معده بیشترین مقدار دز را دریافت می‌کنند. محتوای قلب نیز از خون و مایعات تشکیل شده است و دریافت میزان بالای دز در آن ممکن است باعث ایجاد رادیولیز و تولید

در ادامه دز جذب شده (در هردونما) در ترکیبات هدف و فیلتر، انرژی‌ها و اندام‌های مختلف با هم مقایسه شده‌اند. در شکل ۱۱ میزان تفاوت دز جذب شده در ترکیبات مختلف فیلتر و هدف نشان داده شده است.



شکل (۱۱): ارزیابی مقدار دز جذبی در اندام‌ها در یک ماموگرافی دیجیتال دونما CC و MLO در انرژی ۲۸ keV.

نتایج حاصل از دز جذب شده در شکل ۱۱ نشان می‌دهد که این میزان به دلیل متفاوت بودن ترکیبات فیلتر و هدف و در نتیجه طیف انرژی متفاوت، همچنین عدم قطعیت آماری داده‌ها در اندام‌های متفاوت تغییر می‌کند اما در انرژی ۲۸ keV در بیشتر اندام‌ها در Mo-Mo کمتر از همه ترکیبات است و در Rh-Rh بیشتر است.



شکل (۱۳): ارزیابی مقدار دز جذبی اندام‌ها در یک ماموگرافی دیجیتال دونما در انرژی‌های متفاوت و با ترکیب هدف و فیلتر W-Rh.

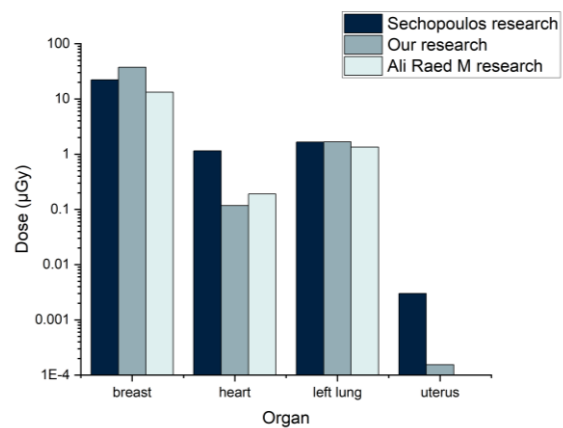
به علت استفاده از ترکیب هدف و فیلتر متفاوت، ولتاژهای مختلف و اندامهایی با اندازههای مختلف در هر کار مقایسه مطلق بین پژوهشها امکانپذیر نیست و مقادیر دز ممکن است به میزان چشمگیری تغییر کند؛ با این حال مقادیر دز به دست آمده در این پژوهش، انطباق قابل قبولی را با دو پژوهش دیگر نشان می دهد. مقدار تفاوت در قلب می تواند به علت شکل اندام و محل قرارگیری آن در بدنه فانتوم باشد. در این مطالعه فاصله قلب با سینهها بیشتر از سچوپولوس و همکاران در نظر گرفته شده است و اندازه سینهها نیز متفاوت است که منجر به رسیدن دز کمتر به قلب شده است. در مورد رحم نیز این علتها صادق است زیرا حجم در نظر گرفته شده در مطالعه آنها حجم رحم در سه ماهه اول بارداری است؛ در حالیکه در این مطالعه رحم در حالت عادی در نظر گرفته شده است.

۴. نتیجه گیری

حاصل این پژوهش میزان دز دریافت شده توسط اندامها و بافت های بدن از ماموگرافی استاندارد را نشان می دهد. همانطور که انتظار می رود، مقدار دز جذب شده در اندامهایی که در فاصله نزدیکتری نسبت به سینه هستند؛ بیشتر است. به عنوان یک نتیجه گیری کلی مشخص شد که دز تابش به اندامها و بافت های بدن که در خارج از زمینه پرتو ایکس اولیه قرار دارند؛ کم است. به عنوان مثال، رحم در طی ماموگرافی استاندارد در معرض سطح دز بسیار کم (به طور متوسط $0.022 \mu Gy$) قرار دارد، در نتیجه در اوایل بارداری میزان دز جنین به همان اندازه پایین است و اگر بیمار از وضعیت بارداری خود آگاه نباشد و به طور اتفاقی تحت ماموگرافی قرار گیرد، به نظر می رسد احتمال بروز خطر برای جنین کم است. با این حال، بیشترین دز پس از سینه مورد معاینه و تومور، توسط سینه طرف مقابل، ریه، قلب و معده دریافت می شود. این میزان به طور متوسط در سینه دیگر $2735/5 \mu Gy$ ، در ریهها $48/9 \mu Gy$ ، در قلب $7/6 \mu Gy$ و در معده $5/8 \mu Gy$ می باشد.

ترکیبات سمی شود. البته سایر اندامها دز کمی دریافت می کنند. یکی از پارامترهای مرتبط با توزیع دز جذب شده اندازه اندامهاست. در این مطالعه دز دریافتی رحم و تخمدانها به علت دور بودن از محل چشمه و اندازه های کوچک آنها نسبت به سایر اندامها (که بیشتر تابش در آنها جذب شده است) تقریباً کم بود اما همین مقدار دز نیز ممکن است اختلالاتی در کیفیت باروری و اختلالات باروری در زنان باردار ایجاد کند.

شکل ۱۴ مقایسه ای بین داده های به دست آمده در این پژوهش و داده های موجود در جدول ۴ در مطالعات سچوپولوس و همکاران و همچنین داده های ارائه شده در مطالعات علی و همکاران را ارائه می دهد [۳۲،۳۱].



شکل (۱۴): مقایسه میزان دز جذب شده پژوهش حاصل با مقاله

سچوپولوس و علی در ترکیب Mo-Mo و با انرژی ۳۰ keV.

دز جذبی مقایسه شده در طیفی با ترکیب هدف و فیلتر Mo-Mo و در انرژی ۳۰ keV در نظر گرفته شده اعداد دز برای این مقایسه در ۱ mAs و برای ماموگرافی دو نمای یک طرفه گزارش شده است. فیلتر ذاتی مورد استفاده سچوپولوس، 0.378 میلی متر آلومینیوم است و این تفاوت در فیلتر، منجر به تفاوت اندکی در طیف و در نتیجه در دز جذبی می شود. علی و همکاران از یک فانتوم اتم^۱ حاوی دزیمترهای حرارتی و یک فانتوم سینه پلکسی گلس - پلی اتیلن و سچوپولوس و همکاران از نسخه اصلاح شده فانتوم ریاضی انسانی کریستی^۲ برای شبیه سازی شرایط موجود در ماموگرافی استفاده کرده اند. گرچه

phantom

^۱ ATOM phantom

^۲ Cristy mathematical anthropomorphic

دست آمده، در انرژی‌های متفاوت مقدار ثابت $15 \frac{LP}{mm}$ را نشان می‌دهد. میزان کنتراست به نوبت به میزان غده بندی سینه بستگی دارد و در محدوده این مطالعه (۵۰ درصد غده) با درصد بسیار کمی تفاوت در انرژی ۲۵ keV و در ترکیب W-Rh بیشتر است. در این مطالعه، انرژی ۲۵ keV به‌عنوان انرژی بهینه معرفی می‌شود اما برای انتخاب ترکیب هدف و فیلتر مناسب باید بین میزان دز و کیفیت تصویر تعادل برقرار گردد.

همچنین نتیجه برر سی دز در ترکیبات هدف و فیلتر و انرژی‌های متفاوت نشان می‌دهد که کمترین میزان دز ترکیب Mo-Mo و در انرژی ۲۵ keV و بیشترین میزان در ترکیب W-Rh و در انرژی ۳۰ keV به دست آمده است. در تومور کمترین میزان دز در ترکیب W-Rh و در انرژی ۲۵ keV و بیشترین میزان در ترکیب Mo-Mo و در انرژی ۳۰ keV به دست آمده است.

در بررسی کیفیت تصویر مشخص شد میزان تفکیک پذیری در تمامی ترکیبات هدف و فیلتر و با توجه به تمامی نتایج به

۵. مراجع

- J. Lu, P. S. Steeg, J. E. Price, S. Krishnamurthy, S. A. Mani, J. Reuben, M. Cristofanilli, G. Dontu, L. Bidaut, V. Valero, G. N. Hortobagyi, D. Yu. Breast cancer metastasis: challenges and opportunities. *Cancer Res.* 69 (12) (2009) 4951–4953.
- S. J. S. Gardezi, A. Elazab, B. Lei, T. Wang. Breast cancer detection and diagnosis using mammographic data: Systematic review. *J. Med. Internet Res.* 21 (7) (2019) e14464.
- J. Harbin. Cancer facts & figures 2022. *ACS Atlanta* (2022) pp. 10-12.
- M. R. Yahyaei, M.R. Shojaei, A.R. Khorasanchi, S. A. Aghayan. Estimating the Staff Exposure dose to radiation from patients undergoing myocardial perfusion imaging with 99mTc-MIBI. *J. Maz. Univ. Med. Sci.* 26 (141) (2016) 149–154.
- O. Alonzo-Proulx, N. Packard, J. M. Boone, A. Al-Mayah, K. K. Brock, S. Z. Shen, M. J. Yaffe. Validation of a method for measuring the volumetric breast density from digital mammograms. *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 3027–44.
- A. Mohammadi. Absorbed dose assessment of critical organs in mammography. M.Sc. Thesis, University of Shiraz, (2005), 96pp.
- A. Bloomquist, H. Bosmans, A. Burch, M. Chevalier, K. Daros, G. Gennaro, J. Heggie, R. Jong, G. Mawdsley, I. D. McLean, P. Mora, N. Pongnapang, R. Rajapakshe, M. Rehani, M. Rickard, M. Yaffe, K. Young. Quality assurance programme for digital mammography. IAEA human health series no. 17. *Vienna: IAEA*, 2011.
- A. Barrett, J. Dobbs, S. Morris, T. Roques. *Radiotherapy planning*. 4th ed. CRC Press, London, 2009.
- T. Berris, M. Mazonakis, J. Stratakis, A. Tzedakis, A. Fasoulaki, J. Damlakis. Calculation of organ doses from breast cancer radiotherapy: a monte carlo study. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14 (1) (2013) 133–146.
- J. Huang, W.J. Mackillop. Increased risk of soft tissue sarcoma after radiotherapy in women with breast carcinoma. *Cancer* 92 (1) (2001) 172–180.
- Y. M. Kirova, Y. De Rycke, L. Gambotti, J. -Y. Pierga, B. Asselain, A. Fourquet. Second malignancies after breast cancer: the impact of different treatment modalities. *Br. J. Cancer.* 98 (5) (2008) 870–874.
- Protection, Radiological. ICRP publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2.4) (2007) 2.
- H. Mohammadi, M. R. Shojaei, J. Soltani-Nabipour. Investigating the effect of voltage fluctuations on the beam quality of X-rays in the range energy of diagnostic radiology. *Int. J. Res. Sci. Manag.* 8 (4) (2020) 261–266.
- S. A. E. Mohamed. Patient radiation dose during mammography procedures. M.Sc. Thesis, Sudan Acad. Sci. (2015) 110pp.
- Geant4 Application for Tomographic Emission. Availableat: <http://www.opengatecollaboration.org>
- S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. Staelens, K. Assié, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardiès, P. M. Bloomfield, D. Brasse, V. Breton, P. Bruyndonckx, I. Buvat, A. F. Chatziioannou, Y. Choi, Y. H. Chung, C. Comtat, D. Donnarieix, L. Ferrer, S. J. Glick, C. J. Groiselle, D. Guez, P. F. Honore, S. Kerhoas-Cavata, A. S. Kirov, V. Kohli, M. Koole, M. Krieguer, D. J. van der Laan, F. Lamare, G. Largeron, C. Lartizien, D. Lazaro, M. C. Maas, L. Maigne, F. Mayet, F. Melot, C. Merheb, E.

- Pennacchio, J. Perez, U. Pietrzyk, F. R. Rannou, M. Rey, D. R. Schaart, C. R. Schmidlein, L. Simon, T. Y. Song, J. M. Vieira, D. Visvikis, R. Van de Walle, E. Wieërs, C. Morel. Gate: a simulation toolkit for pet and spect. *Phys. Med. Biol.* 49 (19) (2004) 4543.
17. D. A. B. Bonifácio, H. M. Murata, M. Morales. Monte carlo simulation of xray spectra in diagnostic radiology and mammography using geant4. 49 (21) (2005) 4897-917.
 18. A. A. moulavi. Xray spectra calculation for different targetfilter of mammograms using mcnp code. *Int. J. Radiat. Res.* 3 (3) (2005) 129-133.
 19. U.W.E. Pietrzyk, A. H. Zakhnini, M. Axer, S. Sauerzapf, D. Benoit, M. Gaens. Edugate–basic examples for educative purpose using the gate simulation platform. *Z. Med. Phys.* 23 (1) (2013) 65–70.
 20. H. Mohammadi, M. R. Shojaei, J. Soltani-Nabipour. Simulation of slotscan imaging system with gate and images quality evaluation. *Iran. J. Phys. Res.* 21 (3) (2021) 471–478.
 21. F. Pernicka, I. D. McLean. IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: an internacional code of practice. *Tech. Rep. Ser.* 457 (2007) pp. 1–359.
 22. M. Cristy. Mathematical phantoms for use in reassessment of radiation doses to japanese atomicbomb survivors. *tech. rep. Oak Ridge Nat. Lab.* 17 (1) (1985) 55.
 23. S. J. Chang, S. Y. Hung, Y. L. Liu, S. H. Jiang. Construction of taiwanese adult reference phantoms for internal dose evaluation. *PloS one* 11 (9) (2016) e0162359.
 24. M. E. Myronakis, M. Zvelebil, D. G. Darambara, Normalized mean glandular dose computation from mammography using gate: a validation study. *Phys. Med. Biol.* 58 (7) (2013) 2247.
 25. R. L. Maughan, P. J. Chuba, A. T. Porter, E. BenJosef, D. R. Lucas. The elemental composition of tumors: Kerma data for neutrons. *Med. Phys.* 24 (8) (1997) 1241–1244.
 26. A. Mira, A. Carton, S. Muller, Y. Payan. A biomechanical breast model evaluated with respect to mri data collected in three different positions. *Clin. Biomech.* 60 (2018) 191–199.
 27. Image Processing and Analysis in Java. Available at: <http://rsbweb.nih.gov/ij>
 28. A. Rose. Vision: Human and electronic. in Applied Solid State Physics, Plenum Press: New York, NY, USA, 1970; pp. 79–160.
 29. A. D. Wrixon. New ICRP recommendations. *J. Radiol. Prot.* 28 (2) (2008) 161.
 30. R. Safitri, L. Miska, E. Yusibani. Simulation on the emergence of metastases in breast cancer radiotherapy patients using monte carlo N-particle (mcnp). *AIP. Conf. Proc.* 2346 (1) (2021) 050004.
 31. R. M. Ali, A. England, M. F. McEntee, P. Hogg. A method for calculating effective lifetime risk of radiationinduced cancer from screening mammography. *Radiography* 21 (4) (2015) 298–303.
 32. I. Sechopoulos, S. Suryanarayanan, S. Vedantham, C. J. D’Orsi, A. Karellas. Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte carlo and phantom study. *Radiology* 246 (2) (2008) 434–443.