

ارزیابی کیفیت تصویر و دز دریافتی بیماران در ماموگرافی فیلم اسکرین و ماموگرافی کامپیوتری شده در ایران

میترا سی منی جوانی^{۱*}، مسعود منصوری^۱، محمدرضا کاردان^۲، محمدحسن حسن طلب^۱ و جلیل روزی طلب^۲

^۱دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران.

^۲بخش نظام ایمنی و حفاظت در برابر اشعه، سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

*تهران، انتهای خیابان کارگر شمالی، سازمان انرژی اتمی، بخش نظام ایمنی و حفاظت در برابر اشعه، دفتر امور حفاظت در برابر اشعه، کد پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵

پست الکترونیکی: simani.mithra@gmail.com

چکیده

در این تحقیق، با معرفی پارامتری که سه ویژگی بااهمیت در سیستم‌های ماموگرافی یعنی کنتراست تصویر، قدرت تفکیک فضایی و میانگین دز غده‌ای را به‌طور کمی و هم‌زمان مورد ارزیابی قرار می‌دهد، به بررسی دو نوع سیستم ماموگرافی مورد استفاده در غربالگری در حالت کنترل خودکار پرتودهی پرداخته شده است. کنتراست و قدرت تفکیک در این بررسی، با استفاده از فانتوم کنتراست- جزئیات و دز غده‌ای میانگین با استفاده از پروتکل‌های دزیمتری آژانس بین‌المللی سازمان انرژی اتمی به‌دست آمده است. نتایج حاصل از ارزیابی این دو نوع سیستم ماموگرافی، نشان می‌دهد که سیستم‌های ماموگرافی دارای سطوح مختلفی از مصالحه بین کیفیت تصویر و دز دریافتی هستند.

کلید واژگان: ماموگرافی کامپیوتری شده، ماموگرافی فیلم- اسکرین، میانگین دز غده‌ای، کنتراست تصویر، قدرت تفکیک فضایی.

۱. مقدمه

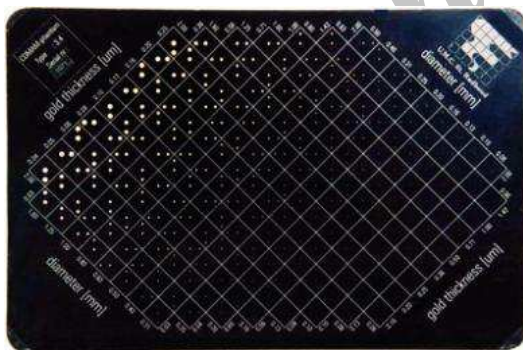
روش‌های غربالگری نیز استفاده می‌شود. از آنجاکه تشخیص زودرس و دقیق این بیماری ضرورت دارد، به‌کارگیری روش‌های تصویربرداری دقیق و مقرون‌به‌صرفه برای بیماران مشکوک به سرطان پستان، الزامی است.

هدف از ماموگرافی، غربالگری تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه است که موجب کاهش مرگ‌ومیر ناشی از این سرطان می‌شود. قابلیت مشاهده آبجکت‌های کوچک با کنتراست بالا مانند میکرو کلسیفیکاسیون‌ها و آبجکت‌های بزرگ با کنتراست پایین مانند تومورهای اطراف بافت ضروری است [۳].

یکی از محدودیت‌های ماموگرافی، کنتراست پایین بین بافت‌های پاتولوژیک و بافت‌های نرمال است. این

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان تشخیص داده شده در میان زنان و علت عمده مرگ‌ومیر آنان است [۱]. تشخیص زودرس این بیماری باعث افزایش طول عمر بیماران می‌شود. لمس ضایعات بسیار کوچک برای بیماران و حتی برای جراحان خبره ممکن است امکان‌پذیر نباشد؛ لذا برای شناسایی ضایعات خیلی کوچک و احتمالاً درمان‌شدنی باید بر روش‌های تصویربرداری تکیه شود. در حال حاضر، روش انتخابی تصویربرداری پستان، ماموگرافی است. ماموگرافی به‌عنوان مؤثرترین روش تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه شناخته شده است [۲] و به همین دلیل از ماموگرافی نه تنها در روش‌های تشخیصی بلکه در

مورد استفاده قرار می‌گیرد. دیسک‌های طلا در ماتریسی با ۱۶ ردیف و ۱۶ ستون و ۴۵ درجه چرخش (برای به حداقل رساندن اثر پاشنه آند) قرار گرفته‌اند. هر مربع شامل ۲ دیسک طلای هم‌اندازه است که یکی در مرکز و دیگری در یکی از گوشه‌های مربع، به صورت تصادفی است. این طراحی دارای مزایایی همچون ایجاد تنوع در تشخیص دیسک‌های طلا و جلوگیری از تشخیص براساس آنچه بیننده در یاد دارد، می‌باشد. در طول یک ستون، ضخامت دیسک‌ها دارای افزایش نمایی ۲۵ درصدی هستند که نمایشگر کنتراست تصویر است و در طول یک ردیف ابعاد دیسک‌ها افزایش می‌یابد که نمایشگر جزئیات تصویر است. در فانتوم مدل ۳/۴ آبجکت‌ها در ابعاد ۰/۰۶ میلی‌متر تا ۲ میلی‌متر و ضخامت ۰/۰۳ میکرومتر تا ۲ میکرومتر هستند که کنتراست پرتوی ۰/۵٪ تا ۳۰٪ را در شرایط استاندارد (آند مولیبدوم، فیلتر ۳۰ میکرومتر مولیبدوم و کیلو ولتاژ ۲۸) ایجاد می‌کند؛ در نتیجه، فانتوم کنتراست- جزئیات آستانه کنتراست تصویر را به صورت تابعی از ابعاد جسم و با استفاده از آشکارسازی آبجکت‌هایی با کنتراست پایین مشخص می‌کند [۵].



شکل ۱: تصویر فانتوم کنتراست- جزئیات

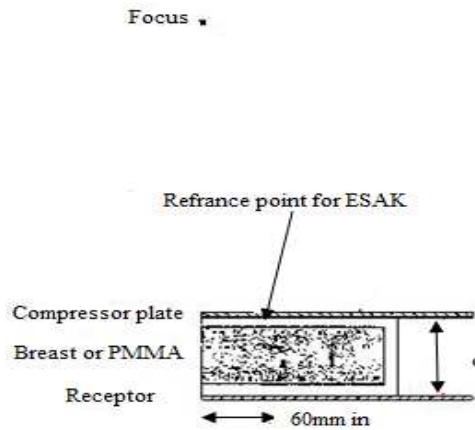
کیفیت تصاویر فانتوم کنتراست- جزئیات به دو روش دستی و اتوماتیک (تنها برای تصاویر دیجیتال یا کامپیوتری‌شده) قابل ارزیابی است. برای ارزیابی به صورت دستی، ۸ تصویر از فانتوم در شرایط مورد نظر گرفته می‌شود. هر دو تصویر توسط یک مشاهده‌کننده آشنا به طرح اصلاحی ارائه‌شده توسط مرکز

محدودیت سبب می‌شود که در ماموگرافی از فوتون‌هایی با انرژی پایین استفاده شود که به راحتی جذب بافت پستان می‌شود و دز دریافتی فرد مورد آزمایش را افزایش می‌دهد [۴]. این در حالی است که در ماموگرافی، غربالگری فرد تحت آزمایش، بیمار نیست؛ لذا در چنین حالتی، میزان دز دریافتی باید تا حد ممکن پایین باشد.

در اینجا این سؤال مطرح می‌شود که آیا یک سیستم ماموگرافی به صرف داشتن کیفیت تصویر خوب یا تنها به صرف داشتن سطح دز دریافتی پایین‌تر، می‌تواند گزینه مناسبی برای ماموگرافی غربالگری باشد یا خیر؟ در این بررسی، با استفاده از فانتوم کنتراست- جزئیات به بررسی کیفیت تصویر و با استفاده از پروتکل‌های دزیمتری آژانس بین‌المللی سازمان انرژی اتمی، به بررسی میانگین دز غده‌ای به طور هم‌زمان و در حالت کنترل خودکار پرتودهی، برای دو نوع سیستم ماموگرافی غربالگری رایج در ایران، ماموگرافی کامپیوتری‌شده و ماموگرافی فیلم- اسکرین پرداخته شده است. در نهایت، سیستمی که دارای مصالحه بهتری بین کیفیت تصویر و دز دریافتی است، معرفی خواهد شد.

۲. مواد و روش‌ها

فانتوم مورد استفاده در این بررسی، فانتوم کنتراست- جزئیات است (شکل ۱). این فانتوم برای ارزیابی سیستم‌های ماموگرافی ساخته شده و دارای یک زمینه آلومینیومی (با خلوص ۹۹/۵٪) به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر به همراه دیسک‌های طلا (با خلوص ۹۹/۹۹۹٪) در ضخامت‌ها و ابعاد مختلف و یک پوشش پلاگسی گلاس است. ضخامت فانتوم در مجموع، معادل با ضخامت ۱۰ میلی‌متر پلاگسی گلاس است. این فانتوم همراه با صفحات پلاگسی گلاس در ابعاد ۱۸×۲۴ سانتی‌متر و با ضخامت ۱۰ میلی‌متر برای شبیه‌سازی ضخامت بافت پستان



شکل ۲: مکان قرارگیری حجم حساس دتکتور در اندازه‌گیری دز غده‌ای میانگین برای ضخامت d فانتوم پلاگسی گلاس

ضخامت نیم‌لایه دستگاه جهت محاسبه فاکتورهای g و c لازم است؛ در نتیجه، مطابق با پروتکل‌های دزیمتری اروپا، ضخامت نیم‌لایه دستگاه با اندازه‌گیری خروجی دستگاه، برای ضخامت‌های مختلف فیلترهای آلومینیومی و در کیلو ولتاژ مورد نظر اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۳). در نهایت، با داشتن ضخامت نیم‌لایه، ضخامت صفحه پلاگسی گلاس، مقدار کرمای سطح پوست، فاکتور g ، فاکتور c و فاکتور s مقدار دز غده‌ای میانگین برای شرایط مورد نظر با استفاده از فرمول ۳ محاسبه می‌شود.



شکل ۳: محل قرارگیری دزیمتر در اندازه‌گیری لایه نیم‌کننده

تخصصی آموزش برای غربالگری سرطان پستان در نیم‌مخن مورد بررسی قرار می‌گیرد و میانگین ضخامت آستانه برای هر یک از ابعاد دیسک‌های طلا گزارش می‌شود. در نهایت، با استفاده از فرمول ۱، کنتراست پرتوی برای هر قطر از دیسک‌های طلا محاسبه می‌شود:

$$C_{i,th} = (1 - e^{-\mu T}) \quad (1) \quad [5]$$

در فرمول ۱، $C_{i,th}$ نشان‌دهنده کنتراست پرتوی برای قطر ستون آم است.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_i^4 C_{i,th} D_i} \quad (2) \quad [5]$$

با استفاده از فرمول ۲ می‌توان IQF_{inv} (فاکتور معرف کیفیت تصاویر فانتوم کنتراست- جزئیات) را به دست آورد، در تصویر با IQF_{inv} بزرگ‌تر دارای کنتراست- جزئیات بهتر است. در حقیقت، IQF_{inv} یک عامل کمی برای بررسی کیفیت تصاویر فانتوم مورد بررسی است.

در این بررسی، برای اندازه‌گیری میانگین دز غده‌ای، طبق پروتکل‌های دزیمتری انگلستان، اروپا و آژانس بین‌المللی سازمان انرژی اتمی، از فرمول ۳ استفاده شده است [۶ و ۷]. S ضریب تصحیح فاکتور g برای اسپکتروم‌های دیگر اشعه ایکس مورد استفاده در ماموگرافی است. c نیز ضریب تصحیح فاکتور g برای درصدهای مختلفی از ترکیب بافت غده‌ای و بافت چربی پستان است. هر دو فاکتور توسط مونت کارلو محاسبه می‌شوند [۸].

$$MGD = K.g.c.s \quad (3) \quad [9]$$

برای اندازه‌گیری میانگین دز غده‌ای با استفاده از پروتکل‌های دزیمتری اروپا، دزیمتر را در فاصله ۶ سانتی‌متری از لبه قفسه سینه سیستم ماموگرافی و بر روی ۴ سانتی‌متری پلاگسی گلاس قرار می‌دهیم. مطابق شکل (۲) مقدار دز ثبت‌شده توسط دزیمتر در این حالت، همان کرمای سطح پوست است.

کیفیت تصویر را برای سیستم‌های مختلف ماموگرافی مورد ارزیابی قرار داد. بدیهی است دستگاهی که دارای مقدار IQF_{inv} MGD بزرگ‌تری است، شرایط مناسب‌تری برای تصویربرداری غربالگری دارد.

۳. نتایج اندازه‌گیری

در این تحقیق، دو سیستم ماموگرافی کامپیوتری شده و سه سیستم ماموگرافی فیلم-اسکرین بررسی شده‌اند. هر پنج دستگاه آزمون‌های کنترل کیفی تعریف شده توسط سازمان انرژی اتمی برای سیستم‌های ماموگرافی را گذرانده‌اند. لیست دستگاه‌ها و مراکز شرکت‌کننده در این بررسی، در جدول ۱ آورده شده است. جداول ۳، ۲ و ۴ جداول محاسبه $C_{i,th}$ برای سه دستگاه ماموگرافی فیلم-اسکرین در شرایط کنترل اتوماتیک اکسپوزر و برای فانتوم کتراست-جزئیات با ضخامت معادل ۴ سانتی‌متر پلاگسی گلاس طبق فرمول یک ۱ هستند. نمودارهای ۱ و ۲ و ۳ نمودارهای کتراست-جزئیات مربوط به این سه دستگاه هستند.

در این بررسی، ابتدا سیستم‌های ماموگرافی با استفاده از آزمون‌های کنترل کیفی تعریف شده توسط سازمان انرژی اتمی ایران بررسی قرار می‌شوند و پس از پاس کردن آزمون‌های کنترل کیفی وارد مرحله بعدی بررسی‌ها می‌شوند. در مرحله دوم، تصویر فانتوم کتراست-جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک اکسپوزر گرفته می‌شود. در این حالت، برای شبیه‌سازی بافت پستان، از سه صفحه پلاگسی گلاس که هر یک دارای ضخامت ۱ سانتی‌متر هستند، استفاده شده است. صفحات پلاگسی گلاس به همراه فانتوم کتراست-جزئیات دارای ضخامتی معادل با ۴ سانتی‌متر پلاگسی گلاس هستند. در مرحله بعد، با قرار دادن دستگاه در حالت منوال، کرمای سطح پوست و ضخامت نیم‌لایه دستگاه با استفاده از دزیمر پیرانا و برای شرایط کنترل اتوماتیک اکسپوزر اندازه‌گیری می‌شود.

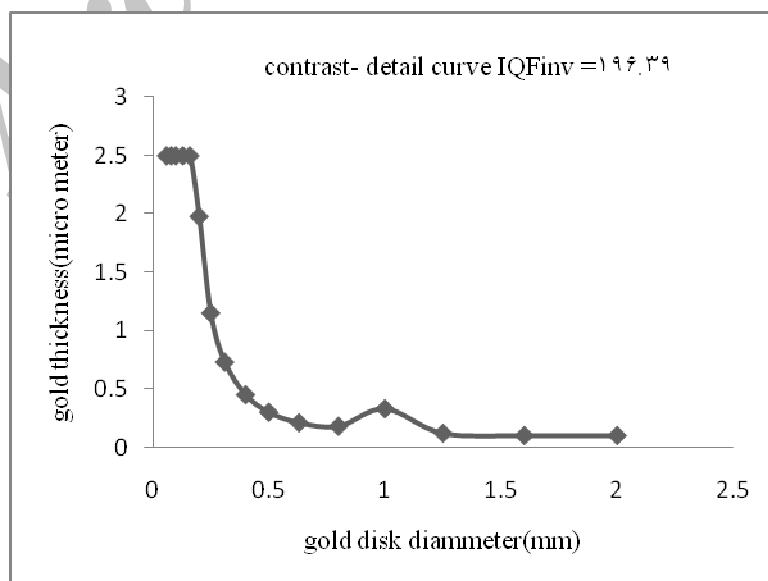
پس از اندازه‌گیری دو فاکتور IQF_{inv} و دز غده‌ای میانگین برای حالت کنترل اتوماتیک اکسپوزر هر دستگاه ماموگرافی با استفاده از فاکتور IQF_{inv} MGD می‌توان به صورت کمی و برای ضخامت مشخصی از پلاگسی گلاس مصالحه بین دز دریافتی و

جدول ۱: لیست و مدل دستگاه‌های ماموگرافی تحت بررسی در این مقاله

شماره دستگاه	نوع دستگاه	کمپانی سازنده دستگاه	نام مرکز
۱	فیلم-اسکرین	PLANMED	بیمارستان سیدالشهدای اصفهان
۲	فیلم-اسکرین	GEOTTO	بیمارستان سیدالشهدای اصفهان
۳	فیلم-اسکرین	PLANMED	بیمارستان اشرفی خمینی شهر
۴	کامپیوتری شده	INSTRUMENTARIUM	مرکز رادیولوژی دکتر کلانتری
۵	کامپیوتری شده	INSTRUMENTARIUM	مرکز رادیولوژی دزاشیب

جدول ۲: نتایج حاصل از فانتوم کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی سیستم ماموگرافی planned بیمارستان سیدالشهدای اصفهان

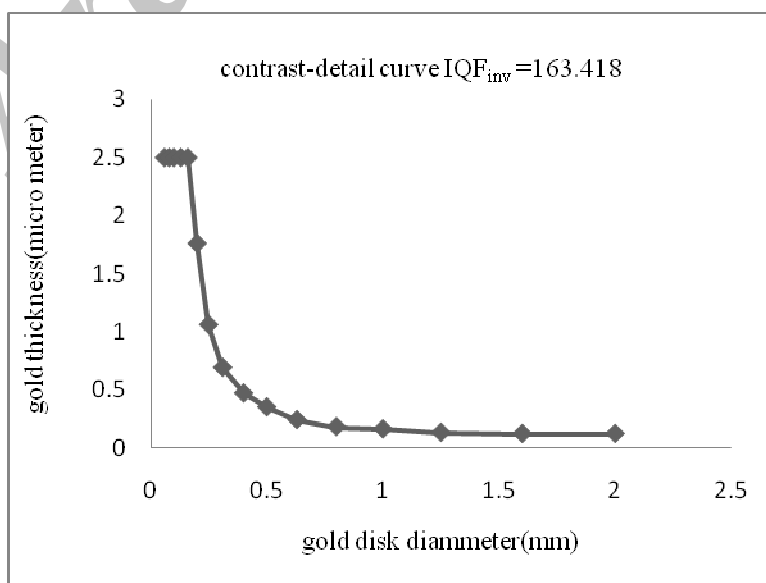
C _{i,th}	ضخامت آستانه طلا (μm)								ابعاد دیسک (mm)	
	مشاهده کننده ۴		مشاهده کننده ۳		مشاهده کننده ۲		مشاهده کننده ۱			
	تصویر ۸	تصویر ۷	تصویر ۶	تصویر ۵	تصویر ۴	تصویر ۳	تصویر ۲	تصویر ۱		
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۶
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۸
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱۳
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱۶
۰/۲۶	x	۲	۲	۲	۱/۴۲	۱/۴۲	x	۲	۱/۹۸	۰/۲
۰/۱۶	۱/۴۲	۱	۱	۱	۱	۱	۱/۴۲	۱/۴۲	۱/۱۵	۰/۲۵
۰/۱	۱	۰/۵	۰/۵	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۱	۰/۷۳	۰/۳۱
۰/۰۶	۰/۷۱	۰/۳۶	۰/۵	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۵	۰/۵	۰/۴۵	۰/۴
۰/۰۴	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۳	۰/۵
۰/۰۳	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲۵	۰/۲۱	۰/۶۳
۰/۰۳	۰/۲	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۲	۰/۱۳	۰/۲	۰/۲	۰/۱۸	۰/۸
۰/۰۵	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۶	۰/۲	۰/۳۳	۱
۰/۰۲	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱۶	۰/۱۲	۱/۲۵
۰/۰۷	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۰۸	۰/۱	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱	۱/۶
۰/۰۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۰۸	۰/۱	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱	۲



نمودار ۱: نمودار کنتراست جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی مربوط به دستگاه planned بیمارستان سیدالشهدای اصفهان

جدول ۳: نتایج حاصل از فانوم کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتو دهی سیستم ماموگرافی Geotto بیمارستان سیدالشهدای اصفهان

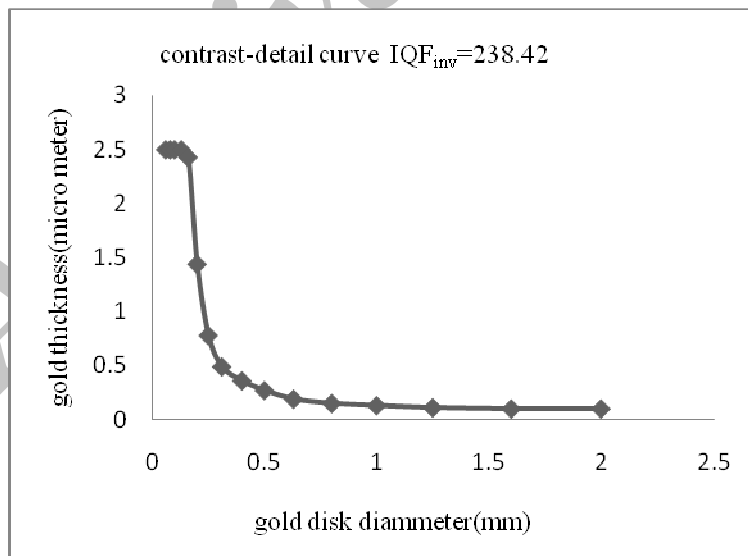
C _{i,th}	ضخامت آستانه طلا (mm)								ابعاد دیسک (mm)	میانگین
	مشاهده کننده ۴		مشاهده کننده ۳		مشاهده کننده ۲		مشاهده کننده ۱			
	تصویر ۸	تصویر ۷	تصویر ۶	تصویر ۵	تصویر ۴	تصویر ۳	تصویر ۲	تصویر ۱		
۰/۳۸	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۶
۰/۳۸	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۸
۰/۳۸	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱
۰/۳۸	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱۳
۰/۳۸	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱۶
۰/۲۹	۱/۴۲	x	۱/۴۲	۱/۴۲	۱/۴۲	۲	۱/۴۲	x	۱/۷۶	۰/۲
۰/۱۸	۱	۱/۴۲	۱	۰/۷۱	۱	۱	۱	۱/۴۲	۱/۰۶	۰/۲۵
۰/۱۲	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۵	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۵	۱	۰/۶۹	۰/۳۱
۰/۰۹	۰/۵	۰/۳۶	۰/۵	۰/۳۶	۰/۵	۰/۳۶	۰/۵	۰/۷۱	۰/۴۷	۰/۴
۰/۰۶	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۵	۰/۳۵	۰/۵
۰/۰۴	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲	۰/۱۶	۰/۲۵	۰/۲	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۲۴	۰/۶۳
۰/۰۳	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۲	۰/۲	۰/۱۶	۰/۲۵	۰/۱۸	۰/۸
۰/۰۳	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۲۵	۰/۱۶	۱
۰/۰۲	۰/۱۶	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۲	۰/۱۳	۱/۲۵
۰/۰۲	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۲	۰/۱۲	۱/۶
۰/۰۲	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۲	۰/۱۲	۲



نمودار ۲: نمودار کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتو دهی مربوط به دستگاه Geotto بیمارستان سیدالشهدای اصفهان

جدول ۴: نتایج حاصل از فانتوم کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی با سیستم ماموگرافی Planned بیمارستان اشرفی خمینی شهر

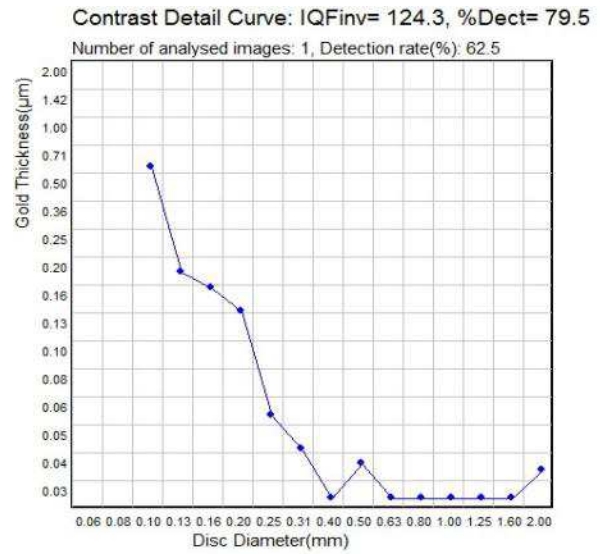
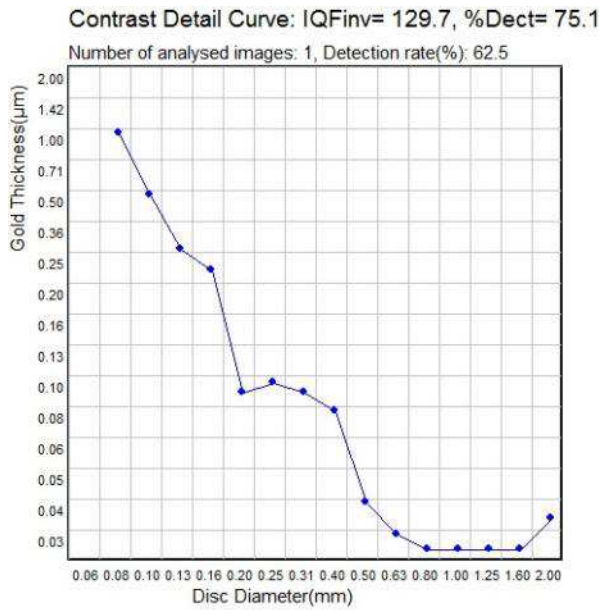
C _{i,th}	ضخامت آستانه طلا (mm)								میانگین	ابعاد دیسک (mm)
	مشاهده کننده ۴		مشاهده کننده ۳		مشاهده کننده ۲		مشاهده کننده ۱			
	تصویر ۸	تصویر ۷	تصویر ۶	تصویر ۵	تصویر ۴	تصویر ۳	تصویر ۲	تصویر ۱		
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۶
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۰۸
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	x	x	۲/۵	۰/۱۳
۰/۳۱	x	x	x	x	x	x	۲	x	۲/۴۳	۰/۱۶
۰/۱۹	۱/۴۲	۱/۴۲	۱/۴۲	۲	۱/۴۲	۱/۴۲	۱	۱/۴۲	۱/۴۴	۰/۲
۰/۱۱	۰/۷۱	۱	۰/۷۱	۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۷۸	۰/۲۵
۰/۰۷	۰/۵	۰/۵	۰/۵	۰/۷۱	۰/۵	۰/۳۶	۰/۵	۰/۳۶	۰/۴۹	۰/۳۱
۰/۰۵	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۵	۰/۵	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۴
۰/۰۴	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۲۵	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲۷	۰/۵
۰/۰۳	۰/۲۵	۰/۲	۰/۲۵	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۹	۰/۶۳
۰/۰۲	۰/۱۶	۰/۲	۰/۲	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۵	۰/۸
۰/۰۲	۰/۱۳	۰/۱۶	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱۳	۰/۱۳	۱
۰/۰۲	۰/۱۳	۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱۱	۱/۲۵
۰/۰۱	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱	۰/۱	۰/۰۸	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۱/۶
۰/۰۱	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۱	۰/۰۸	۰/۱	۰/۰۶	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۲



نمودار ۳: نمودار کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی مربوط به دستگاه planned بیمارستان اشرفی خمینی شهر

نمودارهای کنتراست- جزئیات مربوط به این دو دستگاه در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی هستند.

IQF_{inv} برای حالت کنترل اتوماتیک پرتودهی در سیستم‌های کامپیوتری شده با استفاده از نرم افزار CDMAM و به صورت اتوماتیک محاسبه شده است. نمودارهای ۴ و ۵



نمودار ۵: نمودار کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی مربوط به دستگاه instrumentarium مرکز رادیولوژی دزاشیب

نمودار ۴: نمودار کنتراست- جزئیات در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی مربوط به دستگاه instrumentarium مرکز رادیولوژی دکتر کلانتری

جدول ۵: جدول محاسبه دز غده‌ای میانگین برای سیستم‌های تحت بررسی

MGD (mGy)	g-factor (mGy/mGy)	c-factor	s-factor	ESAK (mGy)	ضخامت بافت پستان (mm)	ضخامت PMMA (mm)	HVL (mmAl)	فیلتر/آند	نام دستگاه
۱/۸۲۶	۰/۱۹۸	۱/۰۴۱۸	۱/۰۱۷	۸/۷۰۸	۴۵	۴۰	۰/۳۳	Mo/Rh	فیلم- اسکرین ۱
۱/۸۱۶۸	۰/۱۵۵	۱/۰۴۳	۱/۰۱۷	۴/۹۶۸	۴۵	۴۰	۰/۳۰	Mo/Rh	فیلم- اسکرین ۲
۲/۱۲۹۹	۰/۲۰۸	۱/۰۴۱	۱/۰۱۷	۹/۶۷۲	۴۵	۴۰	۰/۳۵	Mo/Rh	فیلم- اسکرین ۳
۲/۷۳	۰/۱۸۹	۱/۰۴۲۵	۱/۰۱۷	۱۳/۸۵	۴۵	۴۰	۰/۳۱۱۷	Mo/Rh	ماموگرافی کامپوتری ۱
۲/۹۹	۰/۱۸۵۵	۱/۰۴۲۸	۱/۰۱۷	۱۵/۲۴	۴۵	۴۰	۰/۳۰۵	Mo/Rh	ماموگرافی کامپوتری شده ۲

جدول ۶: جدول محاسبه $\frac{IQF_{inv}}{MGD}$ برای سیستم‌های ماموگرافی تحت بررسی در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی و برای فانتوم کنتراست-

جزئیات با ضخامت معادل با ۴ سانتی‌متر پلگسی گلاس

$\frac{IQF_{inv}}{MGD}$	$\frac{IQF_{inv}}{MGD}$	IQF _{inv}	MGD	نام مرکز	نام دستگاه	ردیف
۱۳۹/۸۵	۱۰۷/۵۵	۱۹۶/۳۹	۱/۸۲۶	بیمارستان سیدالشهداء اصفهان	Planmed	۱
	۲۰۰/۰۷	۱۶۳/۴۱۸	۰/۸۱۶۸	بیمارستان سیدالشهداء اصفهان	Geotto	۲
	۱۱۱/۹۴	۲۳۸/۴۲	۲/۱۲۹۹	بیمارستان اشرفی خمینی شهر	Planmed	۳
۴۴/۳۹۶	۴۵/۵۳	۱۲۴/۳	۲/۷۳	مرکز رادیولوژی دکتر کلانتری	Instrumentarium	۴
	۴۳/۲۶	۱۲۹/۷	۲/۹۹	مرکز رادیولوژی دزاشیب	Instrumentarium	۵

ماموگرافی غربالگری نسبت به سیستم‌های ماموگرافی کامپیوتری شده می‌باشند.

۵. تشکر و قدردانی

گفتنی است از خانم دکتر نسرین احمدی‌نژاد، استادیار دانشگاه علوم پزشکی تهران، خانم دکتر مژگان کلاتری، عضو هیئت علمی دانشگاه شهید بهشتی و همه پرسنل بخش رادیولوژی بیمارستان سیدالشهدا در اجرای این پروژه تشکر و قدردانی می‌شود.

۶. علایم، نشانه‌ها و ارقام

$C_{i,th}$	کنتراست پرتوی برای قطر ستون Δm فانتوم کنتراست- جزئیات
CDMAM	فانتوم ماموگرافی کنتراست- جزئیات
c-factor	ضریب تصحیح فاکتور g برای درصدهای مختلفی از ترکیب بافت غده‌ای و بافت چربی پستان است.
d	ضخامت فانتوم پلگسی گلاس (mm)
D_i	قطر ستون Δm (mm)
ESAK	کرمای سطح پوست (mGy)
g-factor	کسری از کرمای سطح پوست است که در بافت غده‌ای پستان جذب می‌شود (mGy/mGy)
HVL	ضخامت نیم لایه (mmAl)
IQF_{inv}	فاکتور ارزیابی کیفیت تصویر در فانتوم کنتراست- جزئیات
$\frac{IQF_{inv}}{MGD}$	نسبت کیفیت تصویر به دز غده‌ای میانگین در فانتوم کنتراست- جزئیات (mGy^{-1})
$\frac{IQF_{inv}}{MGD} \text{ ave}$	میانگین نسبت کیفیت تصویر به دز غده‌ای میانگین در فانتوم کنتراست- جزئیات (mGy^{-1})
MGD	دز غده‌ای میانگین (mGy)
Mo/Rh	ترکیب آند و فیلتر مولیبدن و رودیم
PMMA	فانتوم پلگسی گلاس
s-factor	ضریب تصحیح فاکتور g برای اسپکتروم‌های دیگر اشعه ایکس مورد استفاده در ماموگرافی است.
T	ضخامت آستانه طلا (μm)
μ	ضریب جذب خطی طلا برای کیلو ولتاژ و فیلتر مورد نظر (μm^{-1})

جدول ۵، جدول محاسبه دز غده‌ای میانگین برای دستگاه‌های تحت بررسی است. جدول ۶، جدول محاسبه $\frac{IQF_{inv}}{MGD}$ برای سیستم‌های ماموگرافی تحت بررسی در شرایط کنترل اتوماتیک پرتودهی و برای فانتوم کنتراست- جزئیات با ضخامت معادل با ۴ سانتی‌متر پلگسی گلاس است.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به جدول ۶ مربوط به سیستم‌های ماموگرافی فیلم- اسکرین و کامپیوتری‌شده، سیستم‌های ماموگرافی فیلم- اسکرین دارای کنتراست- جزئیات بهتری (IQF_{inv} بزرگ‌تری) نسبت به سیستم‌های ماموگرافی کامپیوتری‌شده هستند. از طرفی، میانگین دز غده‌ای در سیستم‌های کامپیوتری‌شده مطابق با جدول ۵ بزرگ‌تر از سیستم‌های ماموگرافی فیلم- اسکرین است؛ در نتیجه، سیستم‌های ماموگرافی فیلم- اسکرین دارای میانگین $\frac{IQF_{inv}}{MGD}$ بزرگ‌تری (۳/۱۵ برابر) نسبت به سیستم‌های کامپیوتری‌شده می‌باشند.

شایان ذکر است که در تصاویر ماموگرام‌های فیلم- اسکرین، آرتیفکت‌های بسیار ریز و تشخیص‌ناپذیری بر اثر عوامل مختلف وجود دارد که تشخیص دیسک‌های طلای با کنتراست و رزولوشن پایین را دشوار می‌سازد. از طرفی، در سیستم‌های ماموگرافی کامپیوتری‌شده، بر خلاف آنچه در طراحی فانتوم در نظر گرفته شده، اثر پاشنه آند (اشعه در سمت کاتد بیشتر از سمت آند است) به‌وضوح قابل رؤیت است. این مشکل در سیستم‌های کامپیوتری‌شده مختلف مربوط به مراکز مختلف رؤیت شده است و تنها مربوط به یک سیستم نیست.

با وجود تمام این مسائل و با توجه به اینکه $\frac{IQF_{inv}}{MGD}$ ماموگرافی‌های فیلم- اسکرین دارای مقادیر به مراتب بزرگ‌تری نسبت به سیستم‌های ماموگرافی کامپیوتری‌شده هستند، دستگاه‌های ماموگرافی فیلم- اسکرین از نظر مصالحه میان دز و کیفیت تشخیصی تصویر، سیستم‌های به مراتب بهتری برای

۶. مراجع

- [1] Jackson VP, Hendrick RE, feig SA, et al. "imaging the radiographically dense breast. Radiology", 1993, 188, 297- 301.
- [2] Ulrich Bick, Felix Diekmann, "Digital mammography, what do we know and what do we don't know ?", EUR Radiol, 2007,17,1931-1942.
- [3] VERBRUGGE Beatrijs, "VALIDATION OF ANAIYSIS METHODS FOR AUTOMATED CDMAM READING" promoted by. prof.Dr. Ir. H. BOSMANS, and the katholieke universiteit leuven.
- [4] Moeckli Raphael, R.verdun Francis, Fiedler Stefan, Pachoud Marc, Bwling Shelly, Schnyder Pierre, valley Jean – Francois, "Influence of scatter reduction method and monochromatic beams on image quality and dose in mammography", Medical Physics, 2003, 30 (12).
- [5] K.R.Bijkerk, M.A.O.Thijssen and Th.J.M.Arnoldussen, "Manual CDMAM- Phantom type 3.4", by -university Medical center Nijmegen St Raboud, 2002
- [6] Dance D R 1990, *Phys Med Biol*, (35) 1211-1219.
- [7] "European protocol on dosimetry in mammography", EUR 16263, 1996.
- [8] D R Dance et al., *Phys Med Biol*, 45, 2000, 3225-3240.
- [9] Dance D R, Young K C and van engen R E, "further factors for the estimation of mean glandular dose using the united kingdom European and IAEA breast dosimetry protocols", *Phys.med. boil*, 2009, 54:4361-4372.

Archive of SID