

بررسی اثر حفاظتی لایه‌های نانوکامپوزیتی هیبریدی جدید در برابر اشعه ایکس مورد استفاده در ماموگرافی

سلیمان سلیمی^۱، مهدی محمودیان^۲، رضا زهدی اقدم^{۳*}

تاریخ دریافت ۱۳۹۶/۰۶/۲۰ تاریخ پذیرش ۱۳۹۶/۰۸/۳۰

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: دز جذبی در ماموگرافی ناچیز است. به لحاظ بیولوژیکی، پدیده‌ی تشدید حساسیت نسبت به دزهای کم در افراد سالم رخ می‌دهد. هدف از این تحقیق ارزیابی اثر حفاظت پرتویی حاصل از هم‌افزایی نانولوله‌های کربن تک جداره (SWCNTs) و نانوذرات اکسید سریم، در بستر پلی دی متیل سیلوکسان (PDMS)، در ماموگرافی می‌باشد.

مواد و روش کار: با نانو ذرات اکسید سریم و SWCNT در بستر پلیمر PDMS تعداد ۱۵ لایه نانوکامپوزیت ساخته شد. پراکندگی نانوذرات در پلیمر با میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FE-SEM) بررسی شد. در واحد ماموگرافی بیمارستان مطهری (ره) نمونه‌ها در پتانسیل ۲۸ kV پرتو دهی شدند. خصوصیات فیزیکی پرتو توسط دزیترم piranha ثبت گردید. نتایج تضعیف با محاسبه به دست آمد. آنالیز آماری با آزمون کورسکال-ولیس با سطح معنی‌داری کم‌تر از ۰/۰۵ برآورد گردید.

یافته‌ها: نتایج FE-SEM حاکی از پراکندگی عالی نانوذرات و نمایانگر صحت محدوده (۱۰-۳۰ nm) قطر ذرات بود. مشخصه کیفیت پرتو (۰/۳۳۸۹۰ mm Al) به‌درستی در محدوده‌ی تعریف‌شده قرار داشت. با افزودن SWCNT به نمونه‌ها تا ۳ درصد افزایش جذب پرتو توسط دزیترم ثبت گردید. با آنالیز آماری، مقدار P برابر ۰/۰۲۷ به دست آمد، که از اختلاف معنی‌دار در میزان تضعیف نانوکامپوزیت‌ها حکایت داشت. مهم‌ترین دستاورد، کاهش ۱۲ درصد وزن بر سطح بود. این نتایج چشمگیر در نانوکامپوزیت هیبریدی (نانوذرات اکسید سریم+SWCNT) نسبت به نانوکامپوزیتی که فقط ۲۵ درصد اکسید سریم داشت، مشاهده شد.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که نانوذرات اکسید سریم بر پایه PDMS توانایی تضعیف اشعه X را دارند. علاوه بر این SWCNT می‌تواند در بهبود کارایی پوشش‌های محافظ، از لحاظ افزایش تضعیف و کاهش وزن، در ماموگرافی مؤثر باشد.

کلیدواژه‌ها: ماموگرافی، حفاظت پرتویی، نانوکامپوزیت، نانولوله کربن تک جداره، پلی دی متیل سیلوکسان

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و هشتم، شماره دهم، ص ۶۴۶-۶۳۷، دی ۱۳۹۶

آدرس مکاتبه: دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، تلفن: ۰۴۴۳۲۷۵۲۳۰۷

Email: zohdiaghdam@gmail.com

مقدمه

خطرات بالقوه کشنده‌ی رادیولوژی تشخیصی مستلزم آثار احتمالی می‌باشد، به‌عبارت‌دیگر آثار وراثتی و سرطان‌زایی از ویژگی‌های تصادفی (احتمالی) هستند که هیچ آستانه‌ای برای رخداد آن‌ها وجود ندارد؛ علاوه بر این می‌توان گفت هیچ دزی وجود ندارد، که در کم‌تر از آن اثری ایجاد نشود. و احتمال آثار وراثتی و سرطان‌زایی با دز افزایش می‌یابد (۴).

Andrew Karellas و همکاران در مطالعه‌ای با شبیه‌سازی Geant 4، دز رسیده به رحم در بیماران باردار را، که پیش‌بند سربی

دز جذبی، پستان و ارگان‌های مجاور آن، ناشی از ماموگرافی ناچیز است؛ چراکه سهم اندکی نسبت به دز جمع‌ی سایر تصویربرداری‌های پزشکی دارد. با این‌وجود بر خطرات القایی ماموگرافی به‌خصوص تست‌ها غربال‌گری تأکید شده است (۱، ۲). غده تیروئید، غدد بزاقی تحت فکی، عدسی چشم، جناغ سینه، و ناف (رحم) در طول ماموگرافی غربالگری و تشخیصی در معرض تابش پراکنده و نشتی هستند (۳).

^۱دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران

^۲استادیار پژوهشکده نانوفناوری، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

^۳استادیار فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران (نویسنده مسئول)

یکی از راهکارهای بهینه‌سازی حفاظت، برای افرادی که در معرض پرتوهای ثانویه و نشتی هستند، پوشش‌های سربی می‌باشد (۷). این پوشش‌ها عوارض و مشکلاتی به همراه دارند که مهم‌ترین آن، سمیت (۸) و وزن زیاد است (۷). برای غلبه بر عوارض سرب از عناصر جایگزینی استفاده شده است که به لحاظ خصوصیات مطلوب حفاظت، رده سمیت و میزان تولید سالانه در جدول (۱) دسته‌بندی شده‌اند.

استفاده کرده بودند، خیلی کم گزارش کردند (۵). هرچند پرتوهای پراکنده در ماموگرافی شدت خیلی کمی دارند، ولی باز هم برای ارگان‌های حساس و به‌خصوص زنان باردار می‌تواند عامل خطر باشد. چراکه از لحاظ بیولوژیکی، پدیده‌ی تشدید حساسیت نسبت به دزهای کم (زیر ۱۰۰-۵۰ mGy) در افراد سالم رخ می‌دهد (۶). از این رو بایستی تحت ترم بهینه‌سازی حفاظت، تدابیر خاصی به کار بست.

جدول (۱): مطلوب‌ترین عناصر مورد استفاده به منظور حفاظت فردی در برابر اشعه ایکس تشخیصی

| عناصر | عدد اتمی | ($\frac{g}{cm^3}$) چگال (۹) | K لبه‌ی جذب (keV) | میزان استخراج سالانه (۱۰) ($\times 103 \text{ ton}$) | رده سمیت (۸) |
|-----------------|----------|-------------------------------|-------------------|--|--------------|
| Cadmium (Cd) | ۴۸ | ۸/۶۹ | ۲۷/۹۵۳ | ۲۴/۲ | ۷ |
| Indium (In) | ۴۹ | ۷/۳۱ | ۲۹/۲۱۱ | ۰/۷۵۵ | ۴۳۸ |
| Tin (Sn) | ۵۰ | ۷/۲۸۷ | ۳۰/۴۹۹ | ۲۹۴ | ۳۰۷ |
| Antimony (Sb) | ۵۱ | ۶/۶۸۵ | ۳۱/۸۱۷ | ۱۵۰ | ۲۴۰ |
| Cesium (Cs) | ۵۵ | ۱/۸۷۳ | ۳۸/۸۹۴ | محرمانه | ۷۰۱ |
| Barium (Ba) | ۵۶ | ۳/۵۹۴ | ۴۱/۴۱ | ۷۴۶۰ باریت (BaSO ₄) | ۱۳۲ باریت |
| Cerium (Ce) | ۵۸ | ۶/۷۷ | ۴۳/۵۳۸ | ۲۱/۴۷۵ | ۵۶۰ |
| Gadolinium (Gd) | ۶۴ | ۷/۸۹۵ | ۵۳/۶۱۷ | ۰/۸۲۵ | ----- |
| Tungsten (W) | ۷۴ | ۱۹/۲۵ | ۷۳/۸۶۹ | ۸۷ | ۴۶۷ |
| Lead (Pb) | ۸۲ | ۱۱/۳۴۲ | ۹۳/۱۱۳ | ۴۷۱۰ | ۲ |
| Bismuth (Bi) | ۸۳ | ۹/۸۰۷ | ۹۵/۷۳ | ۱۳/۶ | ----- |

با این که با عناصر جایگزین می‌توان تضعیفی بیشتر از سرب به دست آورد، ولی توجه به وزن نمونه حاصل در مقایسه با سرب حائز اهمیت است. در این راستا، خواص عالی نانولوله‌های کربن (CNTs) استفاده از آن‌ها را به‌عنوان پرکننده در نانوکامپوزیتی‌های پایه-پلیمری برای به دست آوردن مواد ساختاری فوق سبک پیشنهاد می‌کند (۱۸، ۱۹). از طرفی نانولوله‌های کربن در پلاستیک و لاستیک باعث استحکام و سبکی بیشتر می‌شود (۲۰).

Fujimori و همکاران خواص تضعیفی نانولوله‌های کربن را گزارش دادند. در این گزارش اشاره شد که خواص تضعیفی CNTs به‌طور معنی‌داری از آنچه برای سایر آلوتروپ‌های کربن مشاهده شده، بیشتر بود (۲۱).

هدف از انجام این پژوهش، تحقیق در مورد اثر هم‌افزایی نانولوله کربن تک جداره (SWCNT)، در بستر پلیمر پلی دی متیل سیلوکسان، بر بهبود تضعیف در انرژی رایج در ماموگرافی و کاهش

در مورد تجهیزات حفاظت پرتویی فردی دو عامل لازم است توجه شود یکی حداکثر تضعیف پرتو و دیگری حداقل وزن محصول. علاوه بر این جایگزین‌های سرب، در سال‌های اخیر فناوری نانو به موضوعی جذاب برای محققین حفاظت پرتویی تبدیل شده است (۱۱-۱۴). از این در رو تحقیقات زیادی نشان داده شده است که نانوذرات در برابر اشعه ایکس با انرژی در محدوده‌ی ماموگرافی (۳۰-۱۵ keV) توانمند بوده‌اند (۱۲، ۱۵). ارائه افزایش قابلیت جذب فوتون را به بزرگی مساحت سطح به حجم نانوذرات نسبت داده‌اند (۱۶، ۱۷). به‌عبارت‌دیگر، هرچه اندازه‌ی ابعاد یک ماده کوچک‌تر می‌شود، نسبت اتم‌های سطحی به کل اتم‌ها بیشتر می‌شود. از آنجایی که اتم‌های سطحی تعیین‌کننده‌ی خواص مواد هستند، می‌توان نتیجه گرفت تأثیر اتم‌های سطحی در تعیین خواص مواد، در ماده‌ای با ابعاد کوچک‌تر نسبت به مواد با ابعاد بزرگ‌تر، خیلی بیشتر و مشهودتر است.

وزن در لایه‌های حاصل است. که در صورت رضایت‌بخش بودن نتایج، منجر به ارتقاء کارایی پوشش‌های محافظ پرتو می‌شود.

مواد و روش کار

پلی دی متیل سیلوکسان (PDMS) با نام تجاری سیلگارد ۱۸۴ (Sylgard 184) محصول شرکت Dow Corning آمریکا از شرکت دیتاکس تبریز خریداری شد. نانوذرات اکسید سریم و نانولوله کربن تک جداره به ترتیب با متوسط اندازه ۳۰-۱۰ nm و ۲-۱ nm از شرکت پیشگامان نانو مواد ایرانیان خریداری شد. فویل سربی با ضخامت ۰,۲۵ mm و خلوص فوق‌العاده‌ی ۹۹,۹۶۸ درصد محصول شرکت مرک آلمان با کد تجاری ۱۰۷۳۶۵ از شرکت جهان کیمیا ارومیه خریداری شد.

تهیه نمونه

برای به دست آوردن ضخامت تقریباً ۱ mm مقداری از ماتریس پلیمری پلی دی متیل سیلوکسان (PDMS) به همراه نانو ذرات اکسید سریم به نسبت ۲۵ درصد و ۳۵ درصد وزنی پلیمر، توسط یک ترازوی دیجیتال با دقت ۳-۱۰ گرم و همچنین SWCNT به نسبت ۲ درصد وزنی پلیمر، توسط ترازوی دیگری با دقت ۴-۱۰ توزین شد.

نمونه "ب"

جهت تهیه‌ی فیلم، بدون هیچ‌گونه پرکننده، ۵/۲۵۶ گرم PDMS با ترازوی مذکور وزن شده و سختگر به نسبت ۱ به ۱۰ (یعنی یک قسمت سختگر و ۱۰ قسمت ماتریس) اضافه و ۵ دقیقه همزنی مغناطیسی شد. نمونه در پتری دیشی به قطر ۸ cm ریخته شد و درون دسیکاتور که به پمپ خلأ متصل بود به مدت نیم ساعت قرار داده شد تا حباب‌های هوا زدوده شوند. سه لایه‌ی دیگر هم به این ترتیب، تا ۴ لایه ساخته شود.

نمونه "ج"

جهت تهیه نمونه حاوی SWCNT، ۰/۱۰۴۹ گرم نانولوله کربن تک جداره در ۱۰ mL کلروفرم با پروب التراسونیک (در شرایط درصد Amplitude روی ۸۰ و cycle روی ۰,۵) کاملاً پراکنده شد. سپس به نمونه‌های مثل "ب" تهیه شده بودند، افزوده شد. سپس به همراه سختگر با نسبت مذکور ۵ دقیقه همزنی مغناطیسی شد. حباب زدایی هم مثل قبل با افزایش زمان به ۱ ساعت انجام شد. در اینجا تبخیر حلال باید کامل صورت می‌گرفت.

نمونه "د"

۲۵ درصد نانو ذرات اکسید سریم توزین شده به وزن ۱/۳۰۶ گرم به همراه یک مگنت درون ظرفی شیشه‌ای سر بسته ریخته و به مدت ۱۸ ساعت با همزن مغناطیسی به خوبی یکنواخت شد. و ۱ ساعت هم در حمام التراسونیک قرار گرفت. و مثل نمونه "ب" سختگر اضافه، هم زده و حباب زدایی شد.

نمونه "ر"

در این مرحله SWCNT همانند نمونه "ج" تهیه و به ظرفی که حاوی ماده مشابه نمونه "د" بود اضافه شد و بعد سختگر اضافه، همزده و حباب زدایی به مدت یک ساعت انجام شد.

نمونه "س"

جهت تهیه این نمونه همانند نمونه یک عمل شد فقط نانوذرات اکسید سریم به مقدار ۳۵ درصد وزنی پلیمر (۱/۷۹۸ گرم) اضافه شد. که در جدول ترکیب نمونه‌ها و درصد اجزا آورده شده است. نمونه‌ها به تعداد ۱۵ لایه بعد از خروج از دسیکاتور در آونی که قبلاً در دمای ۸۰ C تنظیم شده بود به مدت ۲ ساعت کاملاً پخت شد. لازم به ذکر است که به دلیل سیال بودن نمونه اولیه محل قرارگیری ظرف نمونه در دسیکاتور و اون به دقت تراز شده بود تا نمونه با ضخامتی یکنواخت حاصل شود.

جدول (۲): برچسب‌زنی نمونه‌های نانوکامپوزیت برحسب اجزاء تشکیل دهنده

| نمونه | ماتریس | پرکننده |
|-------|--------|---|
| ب | PDMS | بدون پرکننده |
| ج | PDMS | فقط ۲٪ وزنی پلیمر از SWCNT |
| د | PDMS | نانوذرات اکسید سریم ۲۵٪ وزنی پلیمر |
| ر | PDMS | نانوذرات اکسید سریم ۲۵٪ به همراه ۲٪ وزنی پلیمر از SWCNT |
| س | PDMS | نانوذرات اکسید سریم ۲۵٪ وزنی پلیمر |

خصوصیات نمونه:

جهت بررسی توزیع سطحی پرکننده‌ها در نانوکامپوزیت‌ها، نمونه‌ها به آزمایشگاه مرکزی دانشگاه کردستان ارسال شد. این فرآیند توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FE-SEM) با قدرت تفکیک بالا (ساخت کشور چک کمپانی TESCAN مدل MIRA3) انجام شد. همچنین برای مشخص کردن ترکیب عنصری نمونه‌ها از تکنیک EDX استفاده شد. این روش به‌تنهایی بکار نمی‌رود بلکه سیستمی است که به همراه میکروسکوپ الکترونی می‌باشد. نمونه‌ها به‌دقت وزن شد و با تقسیم بر مساحت آن ضخامت جرمی نمونه‌ها به دست آمد.

پرتودهی:

پرتو مدنظر توسط دستگاه ماموگرافی دیجیتال واحد ماموگرافی بیمارستان شهید مطهری شهرستان ارومیه تابیده شد. این دستگاه مدل LILYUM ساخت کشور ایتالیا، کارخانه METALTRONICA بود. مشخصات تکنیکی آن بدین شرح بود؛ آند آن از جنس مولیبدن (Mo) و فیلتر آن هم از همین جنس (30 $\mu\text{m Mo}$) با پنجره برلیومی (0.5mm Be) بود.

آشکارساز:

ثبت خصوصیات پرتو اولیه و پرتو تضعیف‌شده توسط دزیمر پیرانا (Piranha) انجام شد (محصول شرکتی سوئدی به نام RTI Electronics AB بود)؛ که مجهزترین و پیشرفته‌ترین کیت کنترل کیفی کالیبره شده در محدوده رادیولوژی تشخیصی است. تنها با یک اکسپوز اطلاعاتی همچون: kVp، زمان تابش برحسب ms، دز، آهنگ دز، HVL و فیلتراسیون کلی نمایش داده خواهد شد. اندازه‌گیری‌ها با پیرانا بلافاصله بر روی رایانه شخصی با اجرای رابط کاربری Ocean قابل ثبت بود.

روش دزیمری:

نانوکامپوزیت‌ها جهت بررسی خصوصیات تضعیف در فاصله 30 cm از آند و 35 cm از آشکارساز پیرانا تحت پرتودهی قرار داده شد (15) (کل فاصله آند تا فک پایینی نگه‌دارنده‌ی عضو بیمار cm

65 بود). شرایط پرتودهی بدین‌صورت انتخاب شد که ابتدا به یک فانتوم با مد خودکار دستگاه تحت پرتودهی قرار گرفت و سپس شرایط آن که 1 mAs و ولتاژ 28 kV بود، در مد تنظیم دستی وارد شد.

ابتدا دزیمر پیرانا را در مرکز نوری منطبق بر مرکز پرتو قرار داده و سه بار اکسپوز انجام شد. مشخصات پرتو اولیه توسط نرم‌افزار تحت ویندوز اوشن، ثبت شد. سپس نانوکامپوزیت‌ها به ترتیب که لایه روی هم اضافه می‌شدند هر گروه سه بار پرتودهی شدند به‌طوری‌که بلافاصله خصوصیات پرتو تضعیف‌شده نمایان می‌شد.

ورقه‌های سربی با ضخامت 0.25mm و 0.5mm نیز در شرایط فوق مورد تابش قرار گرفتند.

سپس میزان درصد تضعیف با استفاده از فرمول (1) محاسبه

شد:

$$\text{فرمول [1]} \quad I/I_0 = (1 - \text{تضعیف } \%)$$

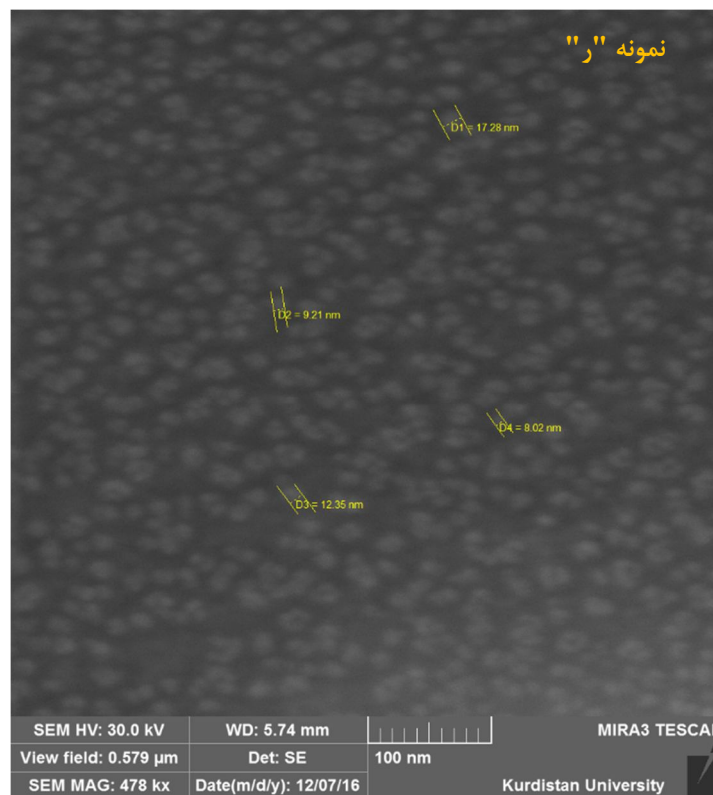
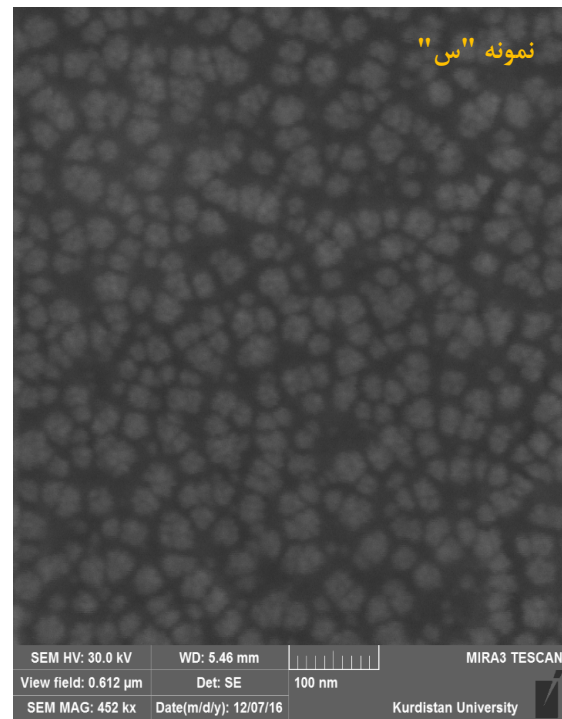
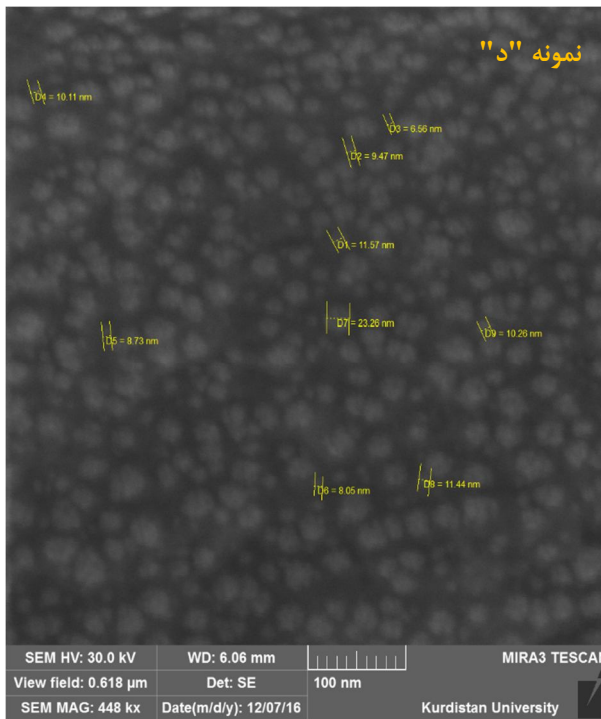
که I_0 مقدار خوانش دزیمر بدون حضور نانوکامپوزیت‌ها و I مقدار خوانش در حضور آن‌هاست.

پس از جمع‌آوری داده‌ها، با استفاده از نرم‌افزار SPSS 19، آزمون کروسکال-والیس که یک آزمون غیر پارامتری و از سری آزمون‌های آنالیز واریانس محسوب می‌شود، برای آنالیز داده‌های این پروژه استفاده شد. سطح معنی‌داری برای این آزمون ($P < 0.05$) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی در شکل (1) نشان داده شده است. در اینجا به دلیل اینکه نمونه "ب" حاوی هیچ پرکننده‌ای نبود و نمونه "ج" که تنها حاوی SWCNT بود، نمایش داده نشد. کیفیت تصاویر در مقیاس nm 100 و بزرگنمایی بیش از چهارصد هزار برابر یکنواختی توزیع نانوذرات اکسید سرب را در نمونه‌ها به‌خوبی نشان داد. بر روی تصاویر قطر ذرات نشان‌گذاری شده، که نمایانگر صحت محدوده (30-10 nm) قطر ذرات بود. از طرفی هم، نتایج حاصل EDAX (جدول شماره (3)) همراه تصاویر مؤید درصد عناصر موجود در نمونه‌ها می‌باشد.

¹ Field emission scanning electron microscopy



شکل (۱): تصاویر حاصل از FE-SEM برای نمونه "ج" - نمونه "ر" - نمونه "س"

جدول (۳): درصد وزنی عناصر، حاصل از آنالیز عنصری EDAX، در ترکیب در نمونه‌ها

| عناصر | نمونه "ر" | نمونه "د" | نمونه "س" | نمونه "ج" | نمونه "ب" |
|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| C | ۲۵/۲۰ | ۲۳/۳۶ | ۱۹/۴۲ | ۳۳/۴۹ | ۳۰/۵۸ |
| O | ۱۵/۲۲ | ۱۱/۶۴ | ۱۴/۲۱ | ۲۰/۱۴ | ۱۹/۶۴ |
| Si | ۳۵/۳۳ | ۳۹/۰۷ | ۲۸/۸۰ | ۴۶/۳۷ | ۴۹/۷۸ |
| Ce | ۲۴/۲۵ | ۲۵/۹۳ | ۳۷/۵۷ | - | - |
| کل | ۱۰۰/۰۰ | ۱۰۰/۰۰ | ۱۰۰/۰۰ | ۱۰۰/۰۰ | ۱۰۰/۰۰ |

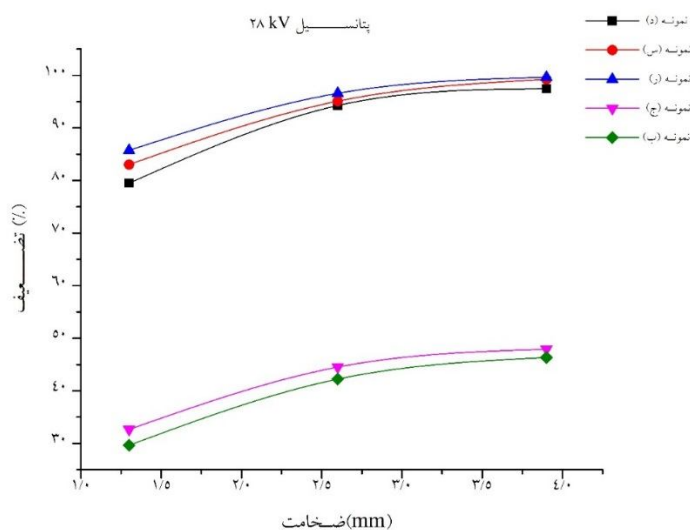
تکرارپذیری خصوصیات خروجی دستگاه که بدون حضور نمونه‌ها توسط دزیتر piranha ثبت شده در جدول (۴) نمایش داده شده است. در مد تنظیمی کنسول پتانسیل ۲۸ kV انتخاب شده بود.

جدول (۴): خروجی دستگاه ماموگرافی برای سه اکسپوزر با شرایط یکسان

| Tube voltage (kV) | Exposure time (ms) | Exposure (mGy) | Exposure rate (mGy/s) | HVL (mm Al) | Calibration |
|-------------------|--------------------|----------------|-----------------------|-------------|-------------|
| ۷۰۰۹۳/۲۸ | ۰۲۵۹۵/۱۱ | ۱۵۴۷۳۵/۰ | ۵۸۷۸۹/۱۰ | ۰/۳۴۰۱۶ | Mo/30 μm Mo |
| ۳۹۰۳۸/۲۸ | ۵۲۳۱۴/۱۱ | ۱۵۵۴۱۹/۰ | ۶۶۹۰۲/۱۰ | ۰/۳۱۵۴۰ | Mo/30 μm Mo |
| ۹۴۸۲۴/۲۸ | ۵۳۲۸۹/۱۱ | ۱۵۴۷۴۷/۰ | ۹۶۸۸۷/۱۰ | ۰/۳۶۱۱۴ | Mo/30 μm Mo |

خوانشی در دزیتر ثبت نشد، حتی برای ضخامت ۰/۲۵ mm، یا حداقل در محدوده حساسیت آن (nGy) نبود. رابطه آماری نتایج به کمک آزمون کروسکال-والیس به دست آمد. مقدار آماره مربع کی K^2 را با ۳ درجه آزادی و همچنین سطح معنی‌داری آزمون P-Value با مقدار ۰/۰۲۷ نتیجه داد، که نشان از اختلاف معنی‌دار در میزان تضعیف لایه‌های مختلف دارد.

با فرمول (۱) برای ضخامت‌های مختلف درصدهای تضعیف در پتانسیل ۲۸ kVp محاسبه شد. همان‌طور که در شکل (۲) آمده است، با افزایش ضخامت تضعیف افزایش یافت. با افزودن SWCNT به نمونه‌ها تا ۳ درصد افزایش جذب به دست آمد. مهم‌ترین دستاورد کاهش ۱۲ درصد وزن بر سطح نمونه "ر" نسبت به نمونه "د" بود. در مورد تست خصوصیات حفاظت پرتویی ورقه سرب خالص هیچ



شکل (۲): میزان تضعیف نمونه‌ها

بحث و نتیجه‌گیری

پروتکل اروپایی جهت کنترل کیفی جنبه‌های فیزیکی و فنی ماموگرافی برای ترکیب فیلتر-آند (Mo-Mo) در ولتاژ ۲۸ kVp مقدار HVL را مابین ۰/۳-۰/۴ mm Al تعیین کرده است (۲۲). که از جدول (۱) میزان میانگین (۰/۳۳۸۹۰ mm Al) به‌درستی در محدوده‌ی تعریف شده می‌باشد.

همان‌طور که شکل (۱) نشان می‌دهد، یکی از مزیت‌های نانو ذرات اکسید سریم این است که بین ماتریس PDMS یکنواخت و بدون انباشتگی پخش شده است. این باعث می‌شود در ماتریس پلیمری فضاهای خالی از ذرات وجود نداشته باشد. که در این صورت پرتو بدون برهمکنش با ذره در مسیر حرکتش از ماده خارج می‌شود. علاوه بر این نانو ذرات اکسید سریم لبه جذب k مناسبی در محدوده‌ی انرژی رادیولوژی تشخیصی دارند (۹) که این باعث می‌شود نانوکامپوزیت حاوی‌ای تضعیف اشعه X بهبود یابد. این استنباط در مقایسه درصد تضعیف نمونه "ب" و نمونه "د" به‌طور معنی‌داری آشکار شده است.

با افزودن نانولوله‌های کربن تک جداره (نمونه‌های "ج" و "ر") نتایج ارزنده‌ای در این پروژه‌ی تحقیقی به دست آمد. طوری که برای هر دو نمونه مذکور در شکل (۲) افزایش تضعیف مشاهده گردید. جالب‌تر اینکه قابلیت تضعیف پرتویی نمونه "ر" حتی از نمونه‌های که با ۳۵ درصد نانوذرات اکسید سریم تهیه شده بودند، نیز بیشتر بود. این قسمت داده‌ها با گزارش Fujimori و همکاران هم‌خوانی داشت (۲۱).

Fujimori و همکاران از باریکه اشعه X تک انرژی (keV) ۱۷،۴۴ استفاده کردند. جهت نمایش اثر CNTs، منسوجاتی را با CNTs پوشش دادند (ضخامت نمونه ۲۵ mm بود) و افزایش تضعیف ۷۰ درصدی را نتیجه گرفتند (۲۱) این پدیده نمایانگر اهمیت شکل منحصربه‌فرد CNTs در ابعاد نانو می‌باشد. آن‌ها با کاهش ضخامت نمونه به افزایش تضعیف بالایی دست یافتند. هرچند نتیجه کار آن‌ها اهمیت زیادی داشت؛ ولی به مسئله کاهش ضخامت نمونه‌ها همراه با کاهش وزن در آن‌ها، اشاره‌ای نشده است. در این مورد نتایج پژوهش مذکور با نتایج تحقیقی ما هم‌خوانی نداشت؛ چراکه نتایج حاصل از پژوهش ما، نشان داده است که افزایش ضخامت نمونه‌ها برای تمامی نانوکامپوزیت‌های موردتحقیق، افزایش تضعیف را به همراه داشته است.

فرآیند اثر حفاظت پرتویی SWCNT، با توجه به تئوری‌های حاکم بر برهمکنش اشعه X با ماده استوار است. از آنجایی که در انرژی ۲۸ kV پدیده فوتوالکتریک غالب بوده و احتمال جذب فوتوالکتریک زیاد است. ولی با آگاهی از میزان انرژی لبه جذب k عنصر کربن (۰/۲۸۲ keV) (۹)، نانولوله کربن تک جداره توانایی

تضعیف از طریق اثر فوتوالکتریک را ندارد. بنابراین تنها فرآیند امکان تضعیف پرتو در این مرحله، پدیده کامپتون می‌باشد. هرچند فوتون‌های پراکنده، کسر بزرگی از انرژی فوتون‌های فرودی را به خود اختصاص می‌دهند، ولی توزیع زاویه‌ای فوتون‌های پراکنده اهمیت بسزایی دارد. هرچه انرژی فوتون‌های فرودی کم‌تر باشد زوایای پراکندگی بیشتر می‌شود. در نتیجه فوتون‌ها در این انرژی به‌جای جذب، به اطراف پراکنده می‌شوند. از طرفی احتمال وقوع این پراکندگی به چگالی الکترون آزاد نانوکامپوزیت بستگی دارد. بنابراین شکل نانولوله‌ای درهم‌تنیده‌ی کربن با ۴ الکترون در لایه ظرفیت، می‌تواند عامل اصلی بروز این افزایش تضعیف بر اساس پراکندگی‌های متعدد باشد. نتایج نشان داد که استفاده از نانولوله‌های کربن تک جداره می‌تواند در بهبود کارایی پوشش‌های محافظ در ماموگرافی مؤثر باشد.

از طرفی این نانوکامپوزیت‌ها خصوصیات منحصربه‌فردی دارند، چون ماتریس پلیمری آن PDMS بود، که از لحاظ حفاظت پرتویی دارای خواص مطلوبی چون چگالی کم، ساخت آسان، مقرون‌به‌صرفه بودن، انعطاف‌پذیری عالی داشت. در ضمن طبق نظر موسسه سم‌شناسی بین‌المللی BIBRA این ماتریس، باعث حساسیت پوستی نمی‌شود (۲۳، ۲۴). با توجه به دانشنامه اولمان (Ullmann)، برای سیلوکسان هیچ‌گونه "اثرات مضر مشخص‌شده‌ای بر روی موجودات زنده در محیط‌زیست" ثبت نشده است (۲۵). نانوذرات نسبت به میکروذراتشان مراحل فرآوری پیچیده و وقت‌گیری دارند، که به طبع هزینه تمام شده آن بیشتر خواهد بود؛ اما بایستی به توجیه‌پذیری استفاده از آن در برابر هزینه توجه شود. که در این مورد با کاهش دز پرتو می‌تواند توجیه‌پذیر باشد.

لازم است برای طراحی و انتخاب مواد مؤثر محافظ پرتو، دو نکته مهم در نظر گرفته شود. اول نوع تشعشع (فوتون یا ذره) که باید تضعیف (یا جذب) شود، دوم نوع برهمکنشی که پرتو با مواد هدف و محافظ انجام می‌دهد. بر این اساس پیشنهاد می‌شود این نانوکامپوزیت هیبریدی جدید در سایر انرژی‌های رایج در رادیولوژی تشخیصی نیز مورد ارزیابی قرار گیرد. همچنین نانو کامپوزیت هیبریدی در لایه‌های مختلف با عناصر متعدد دیگر، بهتر است جهت حفاظت پرتوی موردبررسی قرار گیرند.

تشکر و قدردانی

این پروژه حاصل بخشی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی می‌باشد. تیم تحقیق بر خود وظیفه می‌داند از زحمات و همکاری مسئولین محترم بخش ماموگرافی بیمارستان شهید مطهری (ره) و پژوهشکده نانو فناوری دانشگاه ارومیه تشکر نماید.

References:

1. Yaffe MJ, Mainprize JG. Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening. *Radiology* 2011;258(1): 98-105.
2. Ahmed NU, Fort J, Malin A, Hargreaves M. Barriers to mammography screening in a managed care population. *Public Admin Manag* 2009;14(1): 7.
3. Chetlen AL, Brown KL, King SH, Kasales CJ, Schetter SE, Mack JA, et al. JOURNAL CLUB: Scatter Radiation Dose From Digital Screening Mammography Measured in a Representative Patient Population. *AJR Am J Roentgenol* 2016;206(2):359-364; quiz 365.
4. Hall EJ, Giaccia AJ. *Radiobiology for the Radiologist*. 7th ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2012. p. 222-52.
5. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D'Orsi CJ, Karellas A. Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte Carlo and phantom study. *Radiology* 2008;246(2): 434-43.
6. Pauwels EK, Foray N, Bourguignon MH. Breast cancer induced by X-ray mammography screening? A review based on recent understanding of low-dose radiobiology. *Med Princ Pract* 2016;25(2): 101-9.
7. McCaffrey JP, Tessier F, Shen H. Radiation shielding materials and radiation scatter effects for interventional radiology (IR) physicians. *Med Phys* 2012;39(7): 4537-46.
8. Priority List of Hazardous Substances: Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2015. Available from: <https://www.atsdr.cdc.gov/spl/>
9. Bushberg JT, Boone JM. *The essential physics of medical imaging*: Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 944.
10. National Minerals Information Center January 2016. Available from: <http://minerals.usgs.gov/minerals/>
11. Azman NZ, Siddiqui SA, Low IM. Characterisation of micro-sized and nano-sized tungsten oxide-epoxy composites for radiation shielding of diagnostic X-rays. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013;33(8): 4952-7.
12. Kunzel R, Okuno E. Effects of the particle sizes and concentrations on the X-ray absorption by CuO compounds. *Appl Radiat Isot* 2012;70(4): 781-4.
13. Nambiar S, Osei EK, Yeow JT. Polymer nanocomposite - based shielding against diagnostic X - rays. *J Appl Polym Sci* 2013;127(6): 4939-46.
14. Movahedi MM, Abdi A, Mehdizadeh A, Dehghan N, Heidari E, Masumi Y, et al. Novel paint design based on nanopowder to protection against X and gamma rays. *Indian J Nucl Med* 2014;29(1): 18-21.
15. Botelho M, Kunzel R, Okuno E, Levenhagen R, Basegio T, Bergmann C. X-ray transmission through nanostructured and microstructured CuO materials. *Appl Radiat Isot* 2011;69(2): 527-30.
16. Xu C, Tung GA, Sun S. Size and concentration effect of gold nanoparticles on X-ray attenuation as measured on computed tomography. *Chem Mater* 2008;20(13): 4167-9.
17. Nambiar S, Yeow JT. Polymer-composite materials for radiation protection. *ACS Appl Mater Interfaces* 2012;4(11): 5717-26.
18. Chen S, Nambiar S, Li Z, Sun Y, Gong S, Zhu GZ, et al., editors. Polymer nanocomposite for space applications. *Nanotechnology (IEEE-NANO), 2014 IEEE 14th International Conference on; 2014: IEEE.*
19. Hussain F, Hojjati M, Okamoto M, Gorga RE. Review article: polymer-matrix nanocomposites, processing, manufacturing, and application: an overview. *J Compos Mater* 2006;40(17): 1511-75.
20. Lam C-w, James JT, McCluskey R, Arepalli S, Hunter RL. A review of carbon nanotube toxicity and assessment of potential occupational and environmental health risks. *Crit Rev Toxicol* 2006;36(3): 189-217.
21. Fujimori T, Tsuruoka S, Fugetsu B, Maruyama S, Tanioka A, Terrones M, et al. Enhanced x-ray

- shielding effects of carbon nanotubes. *Mater Express* 2011;1(4): 273-8.
22. Van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. The European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Part B: Digital mammography. *European Guidelines for Breast Cancer Screening*. 2006.
23. Profile T. Polydimethylsiloxane. BIBRA Working Group, BIBRA Toxicology International. 1991.
24. Moretto H-H, Schulze M, Wagner G. Silicones. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA*; 2000.
25. Lötters J, Olthuis W, Veltink P, Bergveld P. The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications. *J Micromech Microeng* 1997;7(3): 145.

EVALUATION OF PROTECTIVE EFFECT OF NEW HYBRID NANOCOMPOSITE LAYERS AGAINST X-RAYS USED IN MAMMOGRAPHY

Salman Salimi¹, Mehdi Mahmoudian², Reza Zohdiaghdam^{3*}

Received: 11 Sep, 2017; Accepted: 20 Nov, 2017

Abstract

Background & Aim: In mammography absorbed dose is insignificant. Biologically, in normal people, the phenomenon of hypersensitivity to low doses occurs. The purpose of this study was to investigate the synergistic of Single-Walled Carbon Nanotube (SWCNT) in the polymer substrate of Poly Dimethyl Siloxane (PDMS) in common energy in mammography.

Materials & Methods: Cerium oxide nanoparticles and SWCNT were added into the PDMS polymer in order to fabricate 15 layers of nanocomposites. The dispersion of nanoparticles in the polymer was investigated by Field Emission Scanning Electron Microscopy (FE-SEM). At mammography unit of Motahari Hospital, the nanocomposites were irradiated with 28 kV tube potential. The radiation characteristics were then recorded by the piranha dosimeter. The results of radiation attenuation were calculated. Statistical analysis with Kruskal-Wallis test was performed with a significance level of less than 0.05.

Results: The results of the FE-SEM showed the excellent dispersion of nanoparticles. It indicated the accuracy of the range (10-30 nm) of particle diameter. The characteristic of the beam quality (0.338 mm Al) was correctly within the defined range. The statistical analysis resulted in a P-value of 0.027, which it indicated a significant difference in the amount attenuation of nanocomposites. By adding SWCNT into samples, the absorption was increased by up to 3%. The most important achievement was a 12% reduction in weight, for hybrid nanocomposites (25% cerium oxide nanoparticles + SWCNT) than those that contained only 25% of the cerium oxide.

Conclusion: The results showed that cerium oxide, based on PDMS, is able to attenuate X-rays. In addition, single-wall carbon nanotubes can be effective in improving the effectiveness of protective clothing in terms of increasing attenuation and decreasing weight in mammography.

Keywords: Mammography, Radiation Protection, Nanocomposite, Single-Walled Carbon Nano Tube, Polydimethylsiloxane

Address: School of Allied Medical Sciences, Urmia University of Medical Science, Urmia, Iran

Tel: +984432752307

Email: zohdiaghdam@gmail.com

SOURCE: URMIA MED J 2018; 28(10): 646 ISSN: 1027-3727

¹ MSc Student in Medical Physics, School of Medicine, Urmia University of Medical Science, Urmia, Iran

² Assistant Professor, Nanotechnology Research Institute, Urmia University, Urmia, Iran

³ Assistant Professor, School of Allied Medical Sciences, Urmia University of Medical Science, Urmia, Iran
(Corresponding Author)