

تمایز نوری بین بافت سالم و ناسالم باروش پراکندگی نور عبوری و تحلیل تابع هنی-

گرینشتاین

زینب نبوی زاده^۱، سلمان مهاجر مازندارنی^{۱*}

^{۱*} آزمایشگاه بیوفوتونیک، دانشکده فیزیک، دانشگاه خوارزمی، کرج.

چکیده

اطلاعات مقاله

امروزه سرطان به عنوان دومین عامل اصلی مرگ و میر در جهان شناخته می‌شود، بنابراین تشخیص زودهنگام آن اهمیت دارد. توده بدن به دو دسته کلی خوش خیم و بدخیم تقسیم می‌شود. تشخیص بین این دو نوع مهم‌ترین چالش برای پزشکان است. دستورالعمل‌های بالینی برای تشخیص سرطان محدودیت‌های متعددی دارند، مانند نیاز به متخصصان با تجربه، هزینه و زمان‌بر بودن. بنابراین، نیاز به استفاده از روش‌های کم‌هزینه و سریع احساس می‌شود. در این مطالعه، نمونه‌های خوش خیم-بدخیم دهانی و سالم-بیمار پوستی توسط میکروتوم برش داده شده و سپس روی لام‌ها ثابت شدند. با استفاده از روش پراکندگی نوری و محاسبه ضریب ناهمسانگردی (g) و پهنای تابع برازش هنی-گرینشتاین، ضریب ناهمسانگردی (g) و پهنای تابع برازش هنی-گرینشتاین (H-G) در نمونه‌های بدخیم دهانی به طور میانگین به ترتیب حدود ۰.۹۶ و ۰.۷۹، و در نمونه‌های خوش خیم حدود ۰.۹۷ و ۰.۶۶ بود. در نمونه‌های پوستی سالم و اسکرودرمی نیز ضریب g به ترتیب حدود ۰.۹۶ و ۰.۹۵ و پهنای تابع به ترتیب ۰.۷۱ و ۰.۸۲ به دست آمد. این اختلافات با در نظر گرفتن خطای کمتر از ۰.۰۱ در ضریب g و کمتر از ۰.۱ در پهنای تابع، از نظر آماری معنادار هستند. بنابراین، تحلیل پارامترهای نوری مذکور می‌تواند به عنوان یک ابزار غیرتهاجمی و دقیق برای تمایز بافت‌های سالم و ناسالم، به کار گرفته شود.

واژگان کلیدی: سرطان دهان، سرطان پوست، اسکرودرمی، پراکندگی رو به جلو، تابع هنی-گرینشتاین.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۲/۰۷

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۵/۲۸

تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۶/۱۵

شاپای چاپی: 2588-493x

شاپای الکترونیکی: 2588-4921

* نویسنده مسئول

Mohajer@khu.ac.ir



مقدمه

در جهان است و پس از بیماری‌های قلبی، دومین علت مرگ‌ومیر به شمار می‌رود. با توجه به اهمیت تشخیص زودهنگام، توسعه روش‌های تشخیصی سریع، ارزان و دقیق همواره در دستور کار پژوهشگران بوده است [۲]. درمان سرطان در حال حاضر به رژیم‌های شیمی‌درمانی مبتنی بر بافت‌شناسی کلاسیک و عوامل هدفمند برای بیمارانی با تغییرات ژنومی خاص متکی است. با این حال، آزمایش ژنومی هنوز نمی‌تواند عواملی را که در نهایت تعیین می‌کنند سلول‌های تومور چگونه در داخل بدن رفتار می‌کنند، شناسایی کند. یکی از این عوامل، ناهمگنی داخلی تومور است؛ در این میان، روش‌های نوری غیرتهاجمی، به‌ویژه مبتنی بر پراکندگی نور، به دلیل توانایی در ارائه اطلاعات ساختاری از بافت‌ها، توجه زیادی را به خود جلب کرده‌اند [۲، ۳].

سرطان بیماری است که در آن برخی از سلول‌های بدن به طور غیرقابل کنترل رشد می‌کنند و به سایر قسمت‌های بدن گسترش می‌یابند. سرطان می‌تواند تقریباً در هر جایی از بدن انسان شروع شود و منجر به طیف گسترده‌ای از سرطان‌ها شود. به طور طبیعی، سلول‌های انسان از طریق فرآیند تقسیم سلولی رشد و تکثیر می‌شوند. وقتی سلول‌ها پیر می‌شوند یا آسیب می‌بینند، می‌میرند و سلول‌های جدید جایگزین آنها می‌شوند. گاهی اوقات این روند منظم مختل می‌شود و سلول‌های غیرطبیعی یا آسیب‌دیده

زمانی که نباید، رشد و تکثیر می‌کنند. این سلول‌ها ممکن است تومورهایی را تشکیل دهند که توده‌های بافتی هستند. تومورها می‌توانند بدخیم یا خوش خیم باشند [۱]. سرطان یکی از مهم‌ترین چالش‌های سلامت عمومی

بازتابی^۵(RCM) [۱۱]، میکروسکوپ اسکن لیزری کانفوکال (CLSM)^۶، توموگرافی انسجام نوری^۷ (OCT) [۱۲]، طیف سنجی رامان و تصویربرداری رادیولوژیکی با MRI [۱۳].

برای بررسی پیشرفت سرطان و نمونه برداری با پروتکل های بالینی نیاز به عمل جراحی وجود دارد. پروتکل های بالینی استاندارد تشخیص سرطان، دارای محدودیت های متعددی مانند نیاز به متخصص با تجربه، حجم زیاد مایعات بدن، پرهزینه و زمانبر بودن، هستند [۲].

بنابراین، یکی از راه های غیرتهاجمی برای تشخیص سرطان، استفاده از روش های نوری است. در دهه های اخیر، با افزایش درک بنیادی از چگونگی برهم کنش نور با سلول ها یا بافت ها، تکنیک های تشخیصی نوری غیرتهاجمی بسیاری توسعه یافته اند. پراکندگی نور می تواند در همان برهم کنش های اولیه، اطلاعاتی در مورد شکل سلول ها و ساختار زیستی آنها ارائه دهد [۱۴]. یکی دیگر از روش ها برای تشخیص خواص نوری سلول های سرطانی، تکنیک روبش محوری^۸ است [۴].

در این پژوهش تمرکز بر تمایز نوری بین بافت های سالم و ناسالم در نمونه های سرطان دهان و بیماری پوستی اسکرودرمی است. این دو گروه از نمونه ها به علت تفاوت در ترکیب بافتی و ساختار سلولی، رفتارهای نوری متفاوتی از خود نشان می دهند.

با بررسی توزیع زاویه ای نور پراکنده شده و برازش آن با تابع هنی-گرینشتاین می توان به پارامترهایی مانند ضریب ناهمسانگردی (g) و پهنای تابع دست یافت که شاخص های مناسبی برای تمایز بین بافت های سالم و ناسالم هستند [۱۵]، [۱۶]، [۱۷].

۱- مواد و روش های تحقیق

۱-۱ آماده سازی نمونه ها

نمونه های سرطان دهان و نمونه های پوست، از جمله اسکرودرما و پوست سالم، برای مقایسه به ترتیب از بخش های پاتولوژی بیمارستان حضرت رسول اکرم و بیمارستان پوست رازی در تهران جمع آوری شدند. این نمونه ها دارای کدهای خاصی هستند که مستندات بافت شناسی آنها در آزمایشگاه پاتولوژی دانشگاه علوم پزشکی تهران استاندارد شده است. نمونه ها که قبلاً به صورت جراحی برداشته شده و به عنوان بلوک های جداگانه در بانک آزمایشگاه نگهداری می شدند، جمع آوری شدند. پس از یخ زدایی، آنها با استفاده از میکروتوم برش داده شده و روی لام ها ثابت شدند. برای اندازه گیری های مختلف، نمونه های ثابت شده باید پارافین زدایی شوند. برای انجام این کار، نمونه ها ابتدا به مدت ۲۰ دقیقه در آون قرار داده می شوند تا خشک شوند، سپس در سه مرحله هر کدام به مدت ۱۰ دقیقه با محلول زایلین تیمار شدند تا پارافین حذف شود. در مرحله بعد، برای اطمینان از خشک شدن، نمونه ها دوباره به مدت

سرطان بیماری است که می تواند در هر قسمت از بدن به وجود آید. بنابراین اشکال مختلفی از سرطان وجود دارد، مانند سرطان ریه، معده، پوست، سرطان دهان و غیره.

- سرطان دهان

سرطان حفره دهان، که به عنوان سرطان دهان نیز شناخته می شود، یک نئوپلاسم بدخیم است که روی سطح زبان، دهان، لب ها یا لثه ها ایجاد می شود. این یکی از ۱۰ سرطان شایع در جهان است [۴]، [۵].

- اسکرودرمی

اسکرودرما^۱ (SD) یک بیماری روماتیسمی خودایمنی است که با آسیب قابل توجه به سیستم عروقی، فیبروز بافتی و تجمع کلاژن در پوست مشخص می شود. بیماری های پوستی اسکروز گروه بسیار ناهمگنی از بیماری ها هستند که با تجمع بیش از حد مواد ماتریس خارج سلولی^۲ (ECM) در درم یا بافت زیر جلدی مشخص می شوند. کلمه اسکرودرما از دو کلمه یونانی گرفته شده است، SCLERO به معنای سخت و DERMA به معنای پوست [۶] [۷]. اسکرودرمی بر اساس سطح وقوع آن به دو نوع موضعی و سیستمیک طبقه بندی شده است [۷].

ا) اسکروز سیستمیک

اسکروز سیستمیک^۳ (SSc) یک بیماری با واسطه ایمنی است که چالش بالینی بزرگی برای پزشکان و بیماران به شمار می رود. اسکروز سیستمیک، علی رغم شواهدی مبنی بر بهبود بقاء، مرگ و میر بالاتری نسبت به هر بیماری روماتیسمی دیگری دارد [۸].

ب) اسکرودرمی موضعی

مورفیا و اسکرودرمای موضعی اصطلاحاتی هستند که به جای یکدیگر برای اشاره به یک بیماری التهابی منحصر به فرد استفاده می شوند که عمدتاً پوست و بافت های زیرین را درگیر می کند. این بیماری در نهایت منجر به اسکروز می شود که عمدتاً شامل پوست و بافت های زیرین مانند استخوان، عضله و فاشیا^۴ است [۹]، [۱۰].

- روش های تشخیصی

تعیین و تشخیص ضایعات خوش خیم، پیش سرطانی و بدخیم معمولاً با غربالگری بصری و سپس نمونه برداری از نواحی مشکوک بافتی انجام می شود.

برای تشخیص، معاینه بافت شناسی نمونه های بیوپسی لازم است. با این حال، حتی برای یک پزشک با تجربه نیز اغلب دشوار است که در مورد بهترین ناحیه برای بیوپسی تصمیم بگیرد. بنابراین، این امر تشخیص پیچیده تر می کند [۴]. روش های متعددی برای شناسایی و تشخیص بافت های سرطانی وجود دارد که عبارتند از: میکروسکوپ کانفوکال

⁵ reflectance confocal microscopy

⁶ confocal laser scanning microscopy

⁷ optical coherence tomography

⁸ Z-scan

¹ Scleroderma

² extracellular matrix

³ Systemic sclerosis

⁴ Fascia

مختلف قرار می گیرند. پراکندگی فوتون ها می تواند یک فرآیند الاستیک یا یک فرآیند غیرالاستیک باشد. پراکندگی غیرالاستیک در بافت بیولوژیکی ضعیف است. در مورد پراکندگی الاستیک، فوتون های برخوردی و پراکنده شده انرژی یکسانی دارند که به این معنی است که طول موج ها در طول رویداد پراکندگی تغییر نمی کنند. در این پژوهش، پراکندگی الاستیک در نظر گرفته می شود [۱۸]، [۱۹].

۲-۱ تابع هنی-گرینشتاین^۹

برای اولین بار در سال ۱۹۴۱، لودویگ هنی و دیوید گرینشتاین تابعی را برای مدل سازی پراکندگی نور در محیط های پراکنده تعریف کردند. این تابع به طور خاص برای توصیف پراکندگی نور در محیط های متخلخل مانند ابرها و مواد بیولوژیکی استفاده شده است [۱۵]. به ویژه، در دهه های اخیر، توابع توزیع هنی-گرینشتاین برای بررسی پراکندگی در بافت های بیولوژیکی استفاده شده است. مانند استفاده از تابع H-G برای بررسی پراکندگی گلبول های قرمز خون [۲۰]. بررسی نوری پوست و بافت های عضلانی انسان [۲۱] و تعیین تفاوت نوری بین پوست سالم و سرطانی [۱۶]. از این رو برای بررسی رابطه بین زاویه انحراف (θ) و ضریب ناهمسانگردی (g)، از تابع H-G استفاده می شود

$$P(\theta) = \frac{1 - g^2}{4\pi(1 + g^2 - 2g\cos(\theta))^{\frac{3}{2}}} \quad (1)$$

$-1 \leq g \leq 1$ دامنه آن از پراکندگی روبه عقب تا پراکندگی همسانگرد و تا پراکندگی به جلو را شامل می شود [۱۷]. در سال های اخیر تلاش هایی برای بهبود مدل های تابع فاز پراکندگی صورت گرفته است. از جمله، مدل های دو ترمی^{۱۰} دقت بالاتری نسبت به تابع H-G کلاسیک در توصیف پراکندگی در محیط های بافتی ارائه کرده اند [۲۲]. همچنین، برخی پژوهش ها با بهره گیری از یادگیری عمیق^{۱۱} اقدام به استخراج تابع فاز از داده های تصویربرداری کرده اند [۲۳]؛ اما روش های مذکور به تجهیزات محاسباتی یا تصویربرداری پیشرفته نیاز دارند.

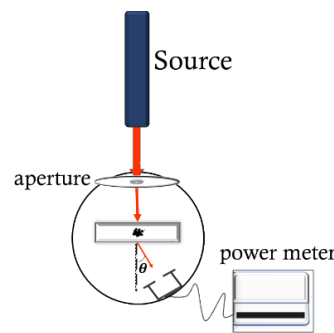
در این پژوهش با استفاده از چیدمان اپتیکی ذکر شده، نمودار توان برحسب زاویه پراکندگی رسم شده، سپس ضریب ناهمسانگردی هر نمونه با برازش بهنجار شده تابع H-G بر روی داده ها بدست می آید؛ علاوه بر این، از پهنای تابع نیز برای مقایسه بین نمونه های خوش خیم و بدخیم، سالم و بیمار استفاده شد. مطابق شکل (2) پهنای تابع هر نمونه، از $1/e$ مقدار ماکزیمم تابع H-G بدست می آید.

۲۰ دقیقه در آن قرار داده شدند، پس از آن سبدهای نمونه به طور متوالی به مدت ۵ دقیقه در حمام های حاوی اتانول مطلق، اتانول ۸۰٪ و اتانول ۷۰٪ غوطه ور شدند

و در نهایت با آب مقطر شستشو داده شدند. نمونه ها اکنون برای آزمایش های نوری آماده اند. در این پژوهش به بررسی پراکندگی نمونه ها پرداخته شده است، برای این منظور از چیدمان اپتیکی زیر استفاده شد.

۲-۱ چیدمان اپتیکی

برای اندازه گیری و تحلیل پراکندگی روبه جلو نمونه ها از چیدمان اپتیکی زیر استفاده شد.



شکل ۱ شماتیک چیدمان اپتیکی برای اندازه گیری پراکندگی نمونه ها در زوایای مختلف.

در این چیدمان از لیزر هلیوم-نئون با کواک ۱ متری و توان بیشینه ۷۰ میلی وات در طول موج ۶۳۳ نانومتر، روزنه فلزی چندضلعی به قطر ۳.۰۰ میلی متر، صفحه چرخان مدرج با دقت ۲ درجه و پاورمتر از شرکت labmaster، مدل (LM ULTIMA) استفاده شده است. مطابق شکل (۱)، نور بعد از عبور از روزنه به نمونه ثابت شده برخورد می کند و آشکار ساز پاورمتر طوری تنظیم شده است که کاملاً در راستای مرکز دایره دوران باشد و پراکندگی ناشی از نمونه ها را بصورت عمود در زوایای ۹۰- تا ۹۰+ را ثبت می کند. همچنین بروی آشکار ساز شکافی به عرض ۲.۱۰ میلی متر قرار گرفته است تا زوایای کوچک ثبت و تعداد نقاط بیشتر شوند.

۳-۱ روش تحقیق

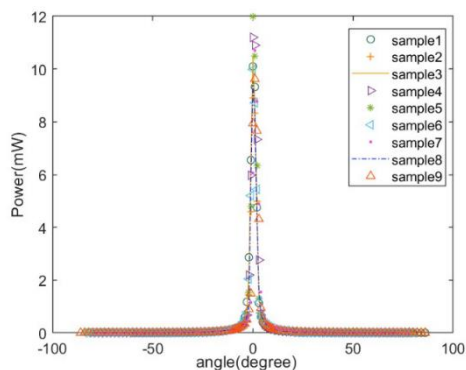
برهم کنش نور با بافت های بیولوژیکی فرآیندی پیچیده است زیرا مواد تشکیل دهنده بافت چندلایه، چند جزئی و از نظر نوری ناهمگن هستند. بنابراین، بافت ها مانند هر محیط حجیمی رفتار می کنند که در آن انتشار نور باعث جذب، پراکندگی، شکست و انعکاس می شود.

با این حال، برجسته ترین اثر در یک بافت، پراکندگی است. بافت یک محیط کدر بسیار پراکنده است. کدورت یا عدم شفافیت ظاهری بافت ناشی از پراکندگی چندگانه از یک ساختار بسیار ناهمگن متشکل از ماکرومولکول ها، اندامک های سلولی و مجموعه ای از آب است. بنابراین، فرآیند پراکندگی در یک بافت پیچیده تر است و شامل چندین مکانیسم می شود. در یک فرآیند پراکندگی، نور با اجزای بافت برهم کنش می کند به گونه ای که برخی از فوتون ها در یک پرتو نور از مسیر اصلی خود منحرف شده و در جهت های

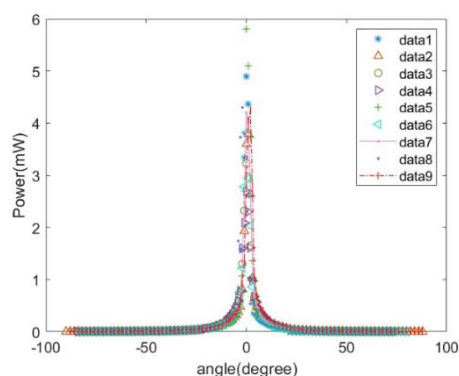
⁹ Henyey-Greenstein function (H-G)

¹⁰ Two term phase function

¹¹ Deep learning



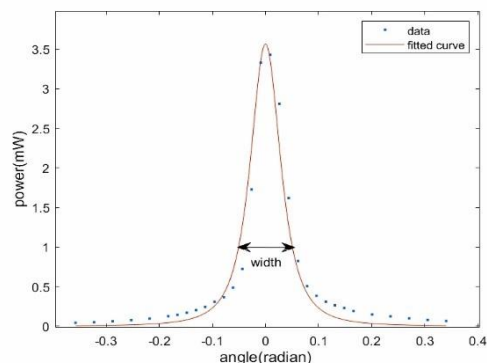
شکل ۵ توان ورودی برحسب زاویه پراکندگی برای نمونه‌های پوست سالم. بیشتر تغییرات در دامنه ۱۰- تا ۱۰+ درجه است.



شکل ۶ توان ورودی برحسب زاویه پراکندگی برای نمونه‌های اسکلودرمی. بیشتر تغییرات در دامنه ۱۰- تا ۱۰+ درجه است.

همانطور که در بالا نشان داده شده است، شکل‌های 3-6 تفاوت بین نمونه‌های خوش‌خیم-بدخیم و سالم-بیمار را مشخص می‌کنند. برای نمونه‌های دهانی، تفاوت در حداکثر توان برابر است با 2.50 ± 0.01 .

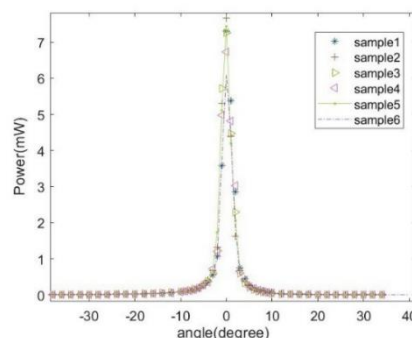
همچنین این اختلاف بین نمونه‌های سالم و بیمار 6.14 ± 0.01 است؛ این موضوع به میانگین جذب نمونه‌ها بستگی دارد، به این معنی که این میانگین برای نمونه سالم بیشتر از نمونه بیمار است. این اولین راه برای تمایز بین دو نمونه است. ضریب ناهمسانگردی و عرض تابع برازش برای هر نمونه محاسبه شد. با استفاده از این کمیت‌ها، تفاوت بین نمونه‌ها قابل تعیین است. مقادیر عرض تابع و ضرایب ناهمسانگردی برای نمونه‌ها در جداول 1-4 ارائه شده است.



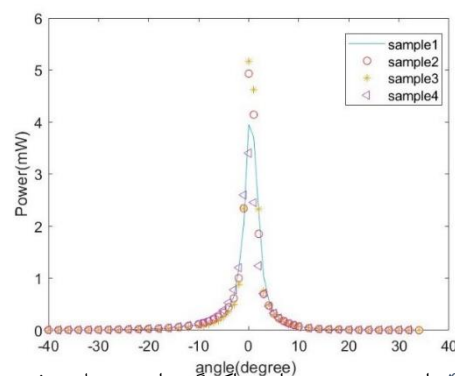
شکل ۷ نمودار توان خروجی برحسب زاویه و برازش آن با تابع H-G. بیشتر تغییرات در بازه ۰.۲- تا ۰.۲+ رادیان است.

۲- نتایج

همانطور که در بالا توضیح داده شد، چیدمان اپتیکی برای اندازه‌گیری پراکندگی نمونه‌ها استفاده شد؛ این روش، نسبت به روش‌های مبتنی بر توموگرافی همدوسی نوری کانون خطی^{۱۲} که پرهزینه هستند [۲۴]، روشی ساده‌تر، قابل تکرار و با دقت مناسب در تمایز بافتی ارائه می‌دهد. نمودارهای داده‌ها با نرم‌افزار متلب^{۱۳} برای هر دو گروه نمونه، خوش‌خیم و بدخیم، سالم و اسکلودرمی، رسم شدند، همانطور که در شکل‌های زیر نشان داده شده است.



شکل ۸ توان ورودی برحسب زاویه پراکندگی برای نمونه‌های خوش‌خیم. بیشتر تغییرات در دامنه ۱۰- تا ۱۰+ درجه است.



شکل ۹ توان ورودی برحسب زاویه پراکندگی برای نمونه‌های بدخیم. بیشتر تغییرات در دامنه ۱۰- تا ۱۰+ درجه است.

¹³ MATLAB

¹² Line-field Confocal Optical Coherence Tomography

جدول ۱ مقادیر عددی پهنای تابع و ضریب ناهمسانگردی برای نمونه خوش خیم دهانی.

خوش خیم دهانی	
$g \pm 0.002$	$W(rad) \pm 0.007$
۰.۹۷۲	۰.۶۶۹
0.973	0.649
0.971	0.675
0.971	0.682
0.972	0.667
0.972	0.670

جدول ۲ مقادیر عددی پهنای تابع و ضریب ناهمسانگردی برای نمونه بدخیم دهانی.

بدخیم دهانی	
$g \pm 0.009$	$W(rad) \pm 0.004$
0.960	0.793
0.969	0.704
0.969	0.706
0.962	0.780

جدول ۳ مقادیر عددی ضریب ناهمسانگردی برای نمونه های سالم و بیمار

نمونه سالم	نمونه اسکلوودرمی
$g \pm 0.001$	$g \pm 0.005$
۰.۹۶۶	۰.۹۶۲
0.967	0.961
0.969	0.952
0.965	0.942
0.970	0.963
0.967	0.960
0.970	0.957
0.969	0.959
0.968	0.955

جدول ۴ مقادیر عددی پهنای تابع برازش برای نمونه های سالم و بیمار

نمونه سالم	نمونه اسکلوودرمی
$W(rad) \pm 0.02$	$W(rad) \pm 0.05$
۰.۷۳۱	0.776
0.722	0.781
0.706	0.870
0.749	0.965
0.691	0.761
0.722	0.800
0.692	0.828
0.700	0.800
0.708	0.843

۳- نتیجه گیری و بحث

ضریب ناهمسانگردی و عرض تابع H-G برای تعیین تفاوت بین دو نوع نمونه استفاده شدند.

طبق جداول بالا، مقادیر عرض تابع و ضریب ناهمسانگردی برای نمونه های خوش خیم و بدخیم بیش از ۰.۱ تفاوت دارد، در حالی که محدوده خطا در هر دو کمتر از ۰.۱ است. بنابراین، این دو پارامتر می توانند به عنوان پارامترهای تشخیص بین نمونه های خوش خیم و بدخیم استفاده شوند. همچنین برای گروه بعدی نمونه، یعنی سالم و اسکلوودرمی، تفاوت بین مقادیر ضریب ناهمسانگردی برای نمونه های سالم و اسکلوودرمی ۰.۰۱ است در حالی که محدوده خطا در هر دو کمتر از ۰.۰۱ است. به طور همزمان، تفاوت برای کمیت های عرض ۰.۱ است، اما محدوده خطا کمتر از آن مقدار است. برای تحلیل دقت پارامترهای به دست آمده، خطای مطلق هر نمونه نسبت به مقدار میانگین محاسبه شد و سپس با استفاده از تقسیم میانگین خطا بر مقدار میانگین، خطای نسبی تعیین گردید. از کدهای متلب مربوطه، برای این محاسبات که برای هر دو پارامتر ضریب ناهمسانگردی (g) و پهنای تابع استفاده شد، به طوری که میانگین خطای نسبی برای ضریب g کمتر از ۰.۰۱ و برای پهنای تابع کمتر از ۰.۰۵ بدست آمد.

این نتایج برای نمونه های سالم و بیمار در جداول زیر خلاصه شده است:

جدول ۵ مقادیر خطای نسبی برای نمونه پوست سالم

خطای نسبی پوست سالم	میانگین خطای مطلق	میانگین مقدار	پارامتر
۰.۰۰۱۵	۰.۰۰۱۵	۰.۹۶۷۹	ضریب g
۰.۰۲۱۹	۰.۰۱۵۶	۰.۷۱۳۴	پهنای تابع

جدول ۶ مقادیر خطای نسبی برای نمونه پوست بیمار

خطای نسبی پوست بیمار	میانگین خطای مطلق	میانگین مقدار	پارامتر
۰.۰۰۵۰	۰.۰۰۴۷	۰.۹۵۶۸	ضریب g
۰.۰۵۵۶	۰.۰۴۵۹	۰.۸۲۴۹	پهنای تابع

نتایج حاصل از برازش تابع H-G بر داده‌ها منجر به استخراج مقادیر عددی g و پهنای تابع شد که اختلاف معناداری بین نمونه‌های سالم و ناسالم را نشان دادند.

در این مطالعه، با محاسبه ضریب ناهمسانگردی و عرض تابع H-G، همانطور که توضیح داده شد، یک تفاوت معنی‌دار بین دو پارامتر بالا، و همچنین در جذب نمونه‌ها برای دو نوع نمونه دهانی خوش‌خیم و بدخیم، سالم و اسکرودرما، وجود دارد؛ و می‌توانیم نمونه‌ها را از یکدیگر تشخیص دهیم، بنابراین همه اینها می‌تواند در تشخیص کمک کند. با توجه به خطای اندازه‌گیری شده برای هر پارامتر، محدوده دقت کار نیز به گونه‌ای است که امکان تمایز خوب این دو نوع نمونه از یکدیگر را فراهم می‌کند. طبق داده‌های گزارش شده، تکرارپذیری آزمایش قابل قبول است.

به‌طور خاص، مقایسه زاویه‌ای پراکندگی که در این پژوهش انجام شده، مشابه با رویکردهایی است که در فانتوم‌های بافتی مورد استفاده قرار گرفته‌اند و حساسیت زاویه‌ای را برای شناسایی تفاوت‌های ساختاری تقویت می‌کنند [۲۵]

تشکر و قدردانی

شایسته است مراتب قدردانی خود را از بخش پاتولوژی بیمارستان رازی تهران، دکتر کامیاب و تیم ایشان اعلام دارم.

منابع

- [1] Yvette Brazier and Tom Rush, "What are the different types of tumor?," Medically reviewed by Faith Selchick, DNP, AOCNP, Nursing, Oncology —. [Online]. Available: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/249141#diagnosis>
- [2] B. Kaur, S. Kumar, and B. K. Kaushik, "Recent advancements in optical biosensors for cancer detection," *Biosens Bioelectron*, vol. 197, p. 113805, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.bios.2021.113805.
- [3] J. M. Krehling and S. Altiok, "Special technologies for ex vivo analysis of cancer," *Cancer Control*, vol. 22, no. 2, pp. 226–231, 2015.
- [4] M. Salman, M. A. M. Hossein, K. S. Kamran, and M. Shayan, "Optical discrimination of benign and malignant oral tissue using Z-scan technique," *Photodiagnosis Photodyn Ther*, vol. 16, pp. 54–59, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.pdpdt.2016.08.001.
- [5] C. Rivera, "Essentials of oral cancer," *Int J Clin Exp Pathol*, vol. 8, no. 9, p. 11884, 2015.
- [6] B. Eckes, F. Wang, P. Moinsadeh, N. Hunzelmann, and T. Krieg, "Pathophysiological mechanisms in sclerosing skin diseases," *Front Med (Lausanne)*, vol. 4, p. 120, 2017.
- [7] D. Singh, A. K. S. Parihar, S. Patel, S. Srivastava, P. Diwan, and M. R. Singh, "Scleroderma: an insight into causes, pathogenesis and treatment strategies," *Pathophysiology*, vol. 26, no. 2, pp. 103–114, 2019.
- [8] C. P. Denton and D. Khanna, "Systemic sclerosis," *The Lancet*, vol. 390, no. 10103, pp. 1685–1699, Oct. 2017, doi: 10.1016/S0140-6736(17)30933-9.
- [9] O. Distler and A. Cozzio, "Systemic sclerosis and localized scleroderma—current concepts and novel targets for therapy," *Semin Immunopathol*, vol. 38, no. 1, pp. 87–95, Jan. 2016, doi: 10.1007/s00281-015-0551-z.
- [10] I. Bielsa Marsol, "Update on the classification and treatment of localized scleroderma," *Actas Dermosifiliogr*, vol. 104, no. 8, pp. 654–666, 2013, doi: 10.1016/j.adengl.2012.10.012.
- [11] A. Levine, D. Siegel, and O. Markowitz, "Imaging in cutaneous surgery," Nov. 01, 2017, *Future Medicine Ltd*. doi: 10.2217/fon-2017-0277.
- [12] L. Zhang, M. Li, Y. Liu, and Q. Zhou, "Combining optical coherence tomography with magnetic resonance angiography and Doppler ultrasonography for clinical detection of scleroderma," *Anat Rec*, vol. 303, no. 12, pp. 3108–3116, 2020.
- [13] S. Florez-Pollack, E. Kunzler, and H. T. Jacobe, "Morphea: Current concepts," *Clin Dermatol*, vol. 36, no. 4, pp. 475–486, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.clindermatol.2018.04.005.
- [14] X. Lin, N. Wan, L. Weng, and Y. Zhou, "Angular-dependent light scattering from cancer cells in different phases of the cell cycle," *Appl Opt*, vol. 56, no. 29, p. 8154, Oct. 2017, doi: 10.1364/ao.56.008154.

optical image via deep learning," *Phys Med Biol*, vol. 67, no. 7, Apr. 2022, doi: 10.1088/1361-6560/ac5b21.

[24] L. Waszczuk, J. Ogien, F. Pain, and A. Dubois, "Determination of scattering coefficient and scattering anisotropy factor of tissue-mimicking phantoms using line-field confocal optical coherence tomography (LC-OCT)," *Journal of the European Optical Society-Rapid Publications*, vol. 19, no. 2, Nov. 2023, doi: 10.1051/jeos/2023037.

[25] T. Witke, E. Kuhn, F. Teichert, C. Goßler, U. T. Schwarz, and A. Thränhardt, "Angle-dependent light scattering in tissue phantoms for the case of thin bone layers with predominant forward scattering," *J Biophotonics*, vol. 17, no. 3, Mar. 2024, doi: 10.1002/jbio.202300358.

[15] L. G. Henyey and J. L. Greenstein, "DIFFUSE RADIATION IN THE GALAXY," *American Astronomical Society*, 1941.

[16] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak, and A. N. Yaroslavsky, "Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range," *J Biomed Opt*, vol. 11, no. 6, p. 64026, 2006.

[17] A. J. Welch and M. J. C. Van Gemert, *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*, vol. 2. Springer, 2011.

[18] "Paras N. Prasad-Introduction to Biophotonics-Wiley-Interscience (2003)".

[19] G. Keiser and G. Keiser, "Light-tissue interactions," *Biophotonics: Concepts to applications*, pp. 147–196, 2016.

[20] M. Hammer, D. Schweitzer, B. Michel, E. Thamm, and A. Kolb, "Single scattering by red blood cells," 1998.

[21] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, and V. V. Tuchin, "Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review," *J Innov Opt Health Sci*, vol. 4, no. 1, pp. 9–38, Jan. 2011, doi: 10.1142/S1793545811001319.

[22] S. L. Jacques and N. J. McCormick, "Two-term scattering phase function for photon transport to model subdiffuse reflectance in superficial tissues," *Biomed Opt Express*, vol. 14, no. 2, p. 751, Feb. 2023, doi: 10.1364/boe.476461.

[23] Y. Liang, C. Niu, C. Wei, S. Ren, W. Cong, and G. Wang, "Phase function estimation from a diffuse



Optical Differentiation Between Normal And Abnormal Tissue By Henyey- Greenstein function analysis of Forward Scattering

¹ Zeynab Nabavi Zadeh, ^{1*} Salman Mohajer Mazandarani

^{1*} Biophotonics laboratory, Physics department, Kharazmi University, Karaj, Iran.

Article details

Received: 2025/02/25

Accepted: 2025/08/19

Published: 2025/09/06

ISSN: 2588-493x

eSSN: 2588-4821

Correspondence email:

Mohajer@khu.ac.ir



Abstract

Nowadays cancer is known as the second leading cause of death in the world, so early detection is important. Body mass is divided into two general categories benign and malignant types; distinguishing between these types is the most important challenge for doctors. Clinical guidelines for cancer diagnosis have several limitations, such as the need for experienced specialists, cost, and time-consuming, so the need to use low-cost and fast methods is felt. In this study, benign, malignant and health, diseased samples were cut by microtome and then fixed on slides; by using the optical scattering method and calculation of anisotropy(g) and the width of the H-G fitting function, the difference between benign and malignant samples is determined and differentiating between them is possible.

Keywords: oral cancer, skin cancer, scleroderma, forward scattering, Henyey- Greenstein function.