

تصميم نموذج جهاز تصوير طبي معتمد على أشعة الليزر باستخدام النمذجة والمحاكاة

أ.د. بسام غازولين*

أ.د. إبراهيم بلال**

مرح نجلا***

(تاريخ الإيداع ١٧/١١/٢٠٢٥ - تاريخ النشر ٢٧/١/٢٠٢٦)

□ ملخص □

يُعدّ التصوير البصري المقطعي بالتداخل (Optical Coherence Tomography – OCT) أحد أكثر تقنيات التصوير الطبي تطوراً، إذ يعتمد على الليزر منخفض القدرة كمصدر ضوئي لإنتاج صور مقطعية عالية الدقة للأنسجة الحيوية.

تقوم فكرة التقنية على مبدأ التداخل الضوئي (Optical Interferometry)، حيث يُقسّم شعاع الليزر إلى حزمتين: الأولى تُوجّه نحو العينة المراد فحصها، والثانية نحو مرآة مرجعية. بعد انعكاس الحزمتين، يتم جمعها لتكوين نمط تداخل يسمح بقياس الفروقات في زمن الانتشار، ومن ثم تحديد العمق والانعكاسية البصرية لكل طبقة داخل النسيج. تتميز أشعة الليزر المستخدمة في OCT بأنها متماسكة زمنياً ومكانياً، وغالباً ما تكون من نوع ليزر الفائق السطوع (Super luminescent Diode – SLD) أو الليزر النبضي لتوفير عرض نطاق طيفي واسع، مما يتيح الحصول على دقة محورية تصل إلى بضعة ميكرو مترات.

كما يُتحكم بطول الموجة ضمن النطاق ٨٠٠-١٣٠٠ نانومتر لتحقيق اختراق ضوئي مناسب للأنسجة الحية دون إحداث ضرر حراري. تُستخدم تقنية OCT بشكل واسع في طب العيون لتصوير الشبكية والعصب البصري، وفي طب القلب والأوعية لتشخيص تصلب الشرايين، وكذلك في الأورام الجلدية للكشف المبكر عن التغيرات النسيجية. كما طُوّرت أشكال متقدمة مثل Spectral-Domain OCT و Swept-Source OCT لزيادة سرعة الالتقاط والدقة المكانية، مع دمج تقنيات معالجة الإشارة بالذكاء الاصطناعي لتحسين جودة الصورة واستخلاص السمات المرضية تلقائياً.

يُعدّ الليزر في هذا السياق عنصراً أساسياً لأنه يحدد بدقة كلاً من عمق الاختراق، الدقة الزمنية، وسرعة المسح. وتعتمد جودة الصورة على خصائص الليزر مثل القدرة البصرية، التماسك، استقرار الطول الموجي، ونسبة الضجيج. تُستخدم أنظمة التحكم البصري لتقليل التشتت داخل الأنسجة، بينما تساعد المرشحات الطيفية على تحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR).

الكلمات المفتاحية: التصوير البصري المقطعي بالتداخل (OCT)، أشعة الليزر، التداخل البصري، الترابط الزمني القصير، تصوير الأنسجة الحيوية، تحليل الإشارة الضوئية، المسح البصري (Optical Scanning).

*أستاذ، قسم الليزر، كلية العلوم، جامعة اللاذقية، سوريا.

**أستاذ، قسم الليزر، كلية العلوم، جامعة اللاذقية، سوريا.

***طالبة ماجستير، قسم الليزر، كلية العلوم، جامعة اللاذقية، سوريا.

Design a laser-based medical imaging device model using modeling and simulation

Dr. Bassam Gazoline*

Dr. Ibrahim Belal**

Marah Najla***

(Received 17/11/2025. Accepted 27/1/2026)

□ABSTRACT □

Optical Coherence Tomography (OCT) is one of the most advanced medical imaging techniques, as it uses a low-power laser as a light source to produce high-resolution cross-sectional images of living tissues.

The technique is based on the principle of optical interferometry, where the laser beam is divided into two beams: one directed towards the sample to be examined, and the other towards a reference mirror. After the two beams are reflected, they are combined to form an interference pattern that allows for measuring differences in propagation time, and thus determining the depth and optical reflectivity of each layer within the tissue.

The lasers used in OCT are characterized by their time- and space-coherent nature, and are often superluminescent diode (SLD) or pulsed lasers to provide a wide spectral bandwidth, enabling axial resolution down to a few micrometers.

The wavelength is controlled within the 800–1300 nm range to achieve adequate optical penetration into living tissue without causing thermal damage.

OCT technology is widely used in ophthalmology for imaging the retina and optic nerve, in cardiology for diagnosing atherosclerosis, and in dermatology for the early detection of histological changes.

Advanced forms such as Spectral-Domain OCT and Swept-Source OCT have also been developed to increase acquisition speed and spatial resolution, while integrating AI-powered signal processing techniques to improve image quality and automatically extract pathological features.

In this context, the laser is a crucial element because it precisely determines the depth of penetration, time resolution, and scanning speed.

Image quality depends on laser properties such as optical power, coherence, wavelength stability, and signal-to-noise ratio. Optical control systems are used to minimize dispersion within tissues, while spectral filters help improve the signal-to-noise ratio (SNR).

Keywords: Optical coherence tomography (OCT), laser beams, optical interference, short time correlation, bio-tissue imaging, optical signal analysis, optical scanning.

*Professor, Department of Laser, science Faculty, Lattakia University, Syria.

**Professor, Department of Laser, science Faculty, Lattakia University, Syria.

***Postgraduate student, Department of Laser, science faculty, Lattakia university, Syria

١ - مقدمة:

تُستخدم أشعة الليزر في أجهزة التصوير المقطعي البصري (OCT) الطبية، حيث توفر مصدرًا للضوء للتصوير عالي الدقة، وتوجه العمليات الجراحية التي تعتمد على الليزر. في التصوير، يُمرر شعاع ليزر مُركز عبر الأنسجة لإنشاء صور مقطعية، مما يُتيح تصويرًا غير جراحي للهياكل الداخلية للتشخيص المبكر. أما في الجراحة، فيوفر التصوير المقطعي البصري تغذية راجعة آنية لتوجيه أشعة الليزر الجراحية عالية الطاقة لعلاج دقيق، مما يضمن استهداف الليزر للأنسجة الصحيحة مع تقليل الضرر الذي قد يلحق بالهياكل السليمة المحيطة.

أثناء التشغيل، يُرسل شعاع ليزر منخفض الطاقة إلى الأنسجة، ويحلل الضوء المنعكس والمتشتت لإنشاء صورة مقطعية تفصيلية. حيث يُتيح هذا التشتت الرجوع تصويرًا غير جراحي وعالي الدقة للهياكل الداخلية، غالبًا على مستوى أقل من الميكرون، دون استخدام الإشعاع المؤين.

تستخدم هذه التقنية على نطاق واسع في طب العيون لتشخيص أمراض مثل اعتلال الشبكية السكري والتنكس البقعي المرتبط بالعمر من خلال تصوير الشبكية.

ما يزال مجال تحليل التصوير الطبي باستخدام الليزر تقنية ذات مجال بحث واسع، من ناحية بنية وتركيبية النظام أو خصائص أشعة الليزر المستخدمة. قام الباحثون في الدراسة [1] بإجراء دراسة موسعة وعرض حديث لمصدر ليزر سريع (١٠ ميغاهرتز) لنظام التصوير الطبي SS-OCT للعين، وأظهرت نتائج الدراسة كيف يمكن تحسين سرعة المسح ودقة الصورة مع تقليل ضوضاء اللقطة.

اختبر الباحثون في [2] بناء نظام OCT بالأشعة تحت الحمراء المتوسطة باستخدام ليزر نبضي سريع وموجة طويلة (٣-٤ ميكرومتر) مع معدل مسح عالي (١ ميغاهرتز)، مما يفتح المجال لتطبيقات صناعية وعميقة داخل المواد.

اختبر الباحثون في [3] استخدام ليزر "swept-source" بسرعة ١٠٠ ميغاهرتز وعرض طيفي ≈ 100 نانومتر لتحسين دقة المحور البصري (optical axial resolution) في OCT، مع تطبيقه العملي على أجهزة التخزين.

قدمت الدراسة [4] مراجعة شاملة حديثة تشمل تطورات مصادر الليزر في OCT، مثل FDML و SS-OCT، وتوضّح الاتجاهات في تسريع المسح، تحسين النطاق، والتكامل مع الذكاء الاصطناعي.

وضح الباحثون في [5] دراسة مقارنة بين SD-OCT و SS-OCT للعين، وتبين كيف أن اختيار ليزر swept-source أطول مدى للطول الموجي يمكن أن يُحسن الكشف عن التراكمات العميقة داخل العصب البصري. هنالك العديد من خصائص أشعة الليزر والتي يجب أخذها بعين الاعتبار عند بناء أجهزة التصوير الطبي OCT للحصول على صور مقطعية عالية الدقة، ومن أهم تلك الخصائص:

(١) عرض طيفي واسع [6-7] (Broadband Source): حيث كلما كان الطيف أوسع كان

المحور العمودي Axial Resolution أعلى، لذلك عادة ما تستخدم ليزرات من أنماط Super Femtosecond Lasers و luminescent.

(٢) الترابط الزمني القصير [8] (coherence length short): وهي خاصية جوهريّة في

أجهزة OCT حيث أنها تسمح بفصل الانعكاسات من أعماق مختلفة داخل النسيج.

- (٣) قدرة ضوئية صغيرة وأمنة: لأنه في المجال الطبي، وخصوصاً في العين، تستخدم قدرات منخفضة لتجنب أي ضرر حراري أو فوتوني.
- (٤) طول موجي مناسب للاختراق [9]: يستخدم عادة المجال ضمن 800 – 1300 nm حيث يعطي طول الموجة الأقصر 800 nm دقة أعلى ولكن مع مسافات اختراق أقل في حين يخترق طول الموجة 1300 nm مسافات أعمق (مفيد للأغشية السميكة والأنسجة الجلدية).
- (٥) استقرار زمني وطيفي ممتاز لضمان عدم تشويش التداخل وتجنب الضوضاء.
- (٦) شعاع أحادي الاتجاه قابل للتركيز العالي يضمن القدرة على أخذ الانعكاسات الدقيقة من الطبقات المختلفة للأنسجة.

٢- أهمية البحث وأهدافه:

تعد أجهزة التصوير الطبي باستخدام الليزر إحدى التقنيات الهامة في الوقت الحالي نظراً لانخفاض تكلفتها مقارنة مع أجهزة التصوير الطبي الأخرى وأمانها العالي بالإضافة إلى فعاليتها في إعطاء صور طبية ذات دقة عالية.

يهدف البحث إلى:

- ١- محاكاة بنية نظام تصوير طبي وتحديد الدقة المثالية والعوامل المؤثرة على شعاع الليزر.
- ٢- تحديد القياسات المثالية لعناصر النظام من ناحية الموضع وخصائص العدسات.
- ٣- استخدام هذا النظام على عملية تصوير طبي للأنسجة وتقييم أداء النظام المقترح.

٣- طرائق البحث وموارده:

- اعتمدت الدراسة على مجموعة خطوات لمحاكاة جهاز OCT في Zemax تتمثل كالآتي:
- نمذجة النظام البصري: وتتضمن إنشاء نموذج ثلاثي الأبعاد لنظام OCT في Zemax OpticStudio، متضمناً جميع المكونات البصرية مثل العدسات والمرآيا ومقسمات الأشعة.
 - تحديد أذرع مقياس التداخل: وتتضمن إنشاء نموذج لكلٍ من ذراع العينة (بما في ذلك العينة المستهدفة أو الأنسجة) والذراع المرجعي. ستحتاج إلى مراعاة فرق المسار، والذي غالباً ما يتم تعديله باستخدام مرآة متحركة لمحاكاة مسح العمق.
 - نمذجة مصدر الضوء والكاشف: وتتضمن تجهيز مصدر الضوء (مثل مصدر عريض النطاق) وكاشف لالتقاط نمط التداخل. حيث سيقاس الكاشف شدة الضوء كدالة لطول مساره أو فرق المسار البصري (OPD).
 - إجراء تحليل غير متسلسل: للأنظمة المعقدة، استخدمنا تتبع الأشعة غير المتسلسل لمحاكاة دقيقة لكيفية ارتداد الضوء داخل الجهاز وكيفية تفاعل العناصر البصرية المختلفة مع بعضها البعض.
 - المعايير الأساسية التي اعتمدت في الدراسة لتحليل الأداء وتحسينه:
 - الدقة والعمق: تحليل الدقة المحورية للنظام وعمق التصوير من خلال دراسة نمط التداخل وخصائصه على أعماق مختلفة.
 - الزيغ: استخدام أدوات التحليل لتحديد وتصحيح الزيغ البصري الذي قد يُضعف جودة الصورة.

الشكل (١): بنية نظام التصوير المقطعي باستخدام الليزر.

٣-١-٣- خصائص المصدر:

يستخدم OCT قياس التداخل من خلال الاقتران مع النطاق العريض ، توفر الأشعة تحت الحمراء ذات النطاقات الترددية الأوسع أفضل دقة بينما يحدد اختيار الطول الموجي عمق الاختراق في مادة العينة. لهذا المثال ، سنستخدم طولاً موجياً مركزياً $\lambda = 840 \text{ nm}$ ، مصدر FWHM نو ٦٠ نانومتر يوفر دقة محورية تبلغ ٥ ميكرون في الهواء، يمكن الحصول على الدقة المحورية Δz من خلال تطبيق المعادلة:

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2 \lambda^2}{n\pi \Delta\lambda} \quad (1)$$

حيث $\Delta\lambda$ و Δz هما العرضان الكاملان عند نصف الحد الأقصى لدالة الارتباط الذاتي وطيف القدرة على التوالي، و λ هو طول موجة مركز المصدر، في حين n مركبات أطوال الأمواج المحيطية. تأتي هذه الخصائص الطيفية من الصمام الثنائي الفائق الإضاءة المتاح تجارياً والذي يمتلك طولاً موجياً شائعاً للتصوير البيولوجي وعرض نطاق ترددي للحصول على دقة عالية بما فيه الكفاية. سوف نهمل تصادم البصريات ونبدأ بشعاع مصدر يتم تمريره إلى مقياس التداخل.

يمكن لـ OpticStudio تحديد مصادر النطاق العريض بطريقتين: من خلال تحديد الأطوال الموجية المتعددة للنظام ضمن النطاق المناسب أو عن طريق تحديد طول التماسك المرتبط كخاصية للمصدر. التماسك هو خاصية المصدر المطلوبة لـ OCT ، لذلك سنستخدم هذه الطريقة ونسمح لـ OpticStudio بإجراء حساب عرض النطاق الترددي وأخذ العينات من خلال العلاقة (٢):

$$l_c = \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (2)$$

حيث l_c قيمة تعبر عن الطول المركزي لموجة شعاع الليزر، و λ هو طول موجة مركز المصدر و $\Delta\lambda$ هو العرض الكامل عند نصف الحد الأقصى لدالة الارتباط الذاتي.

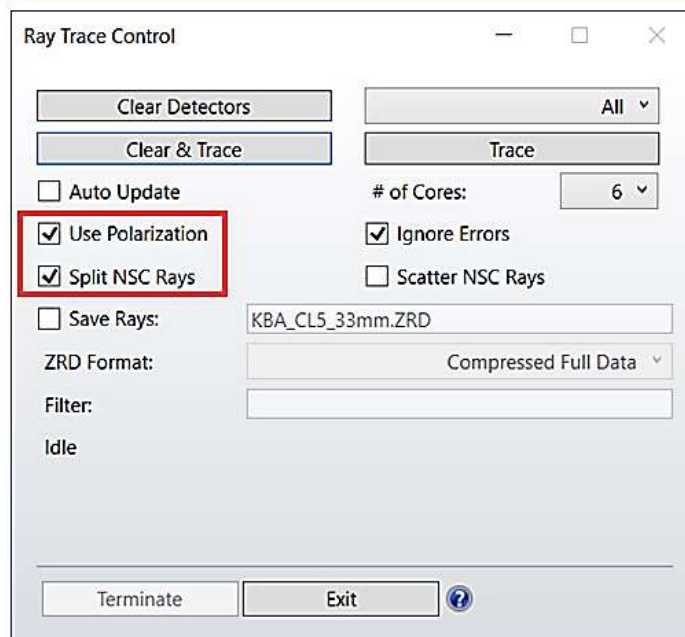
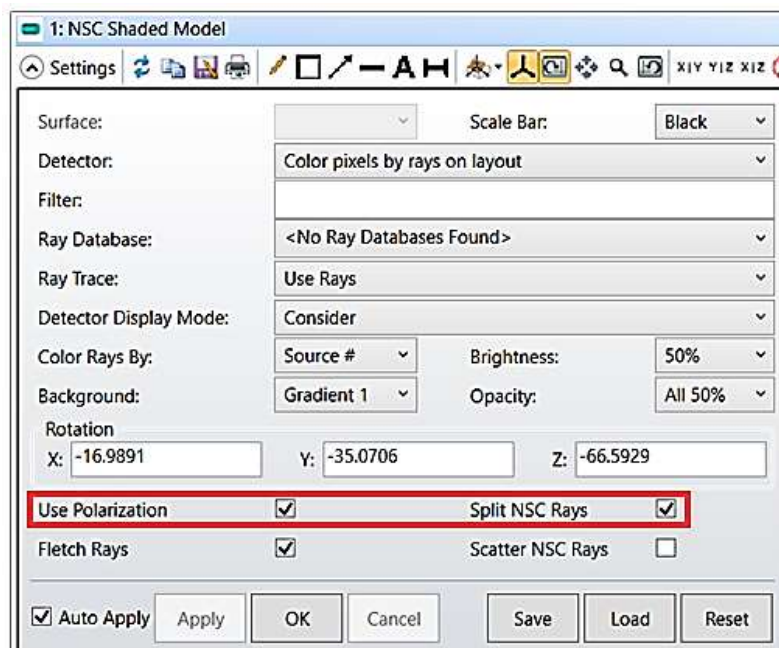
٣-١-٤- بناء النظام الأساسي:

من أجل وضع نموذج أفضل لتماسك النظام وتتبع مسارات الأشعة المتعددة في وقت واحد ، سيتم استخدام نموذج غير تسلسلي (NSC) في OpticStudio ضمن البرنامج ، حيث تعتمد قياسات OCT على ظروف التداخل ، حيث يتم ذلك باستخدام قياس التداخل في Michelson مع النطاق العريض ، واعتماد ضوء التماسك المنخفض لتحديد موقع النسخ العاكسة بدقة داخل العينة. سنستخدم بصريات المساحة الحرة ، مع تقسيم الأشعة بواسطة مقسم الشعاع المكعب ، ومرآة مرجعية مثالية ، ونموذج لكائن الاختبار في ذراع واحدة. يوضح الشكل (٢) بنية معاملات النظام الكامل من حيث التجهيزات المستخدمة وخصائصها ومواقعها المرجعية المثالية.

Object Type	Comment	Ref	Inside	X Positi	Y Positor	Z Positor	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z
1	Source Ellipse	Source (colli...	0	0	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
2	Polygon Object	Prism45.POB	0	0	0.000	0.000	10.000	0.000	0.000
3	Polygon Object	Prism45.POB	2	0	0.000	0.000	20.000 P	180.000	0.000
4	Rectangle	Lateral Scan	0	0	0.000	20.000	20.000	45.000	0.000
5	Standard Lens	Focus	0	0	0.000	20.000 P	40.000	0.000	0.000
6	Detector Rectangle	Spot size	0	0	0.000	20.000	90.113 V	0.000	0.000
7	Detector Rectangle	Ref	0	0	0.000	0.000	123.113 P	0.000	0.000
8	Standard Lens	Pattern View	0	0	0.000	-20.000	20.000	90.000	0.000
9	Detector Rectangle	output	0	0	0.000	-30.000 P	20.000	90.000	0.000

الشكل (٢): بنية النظام المصمم

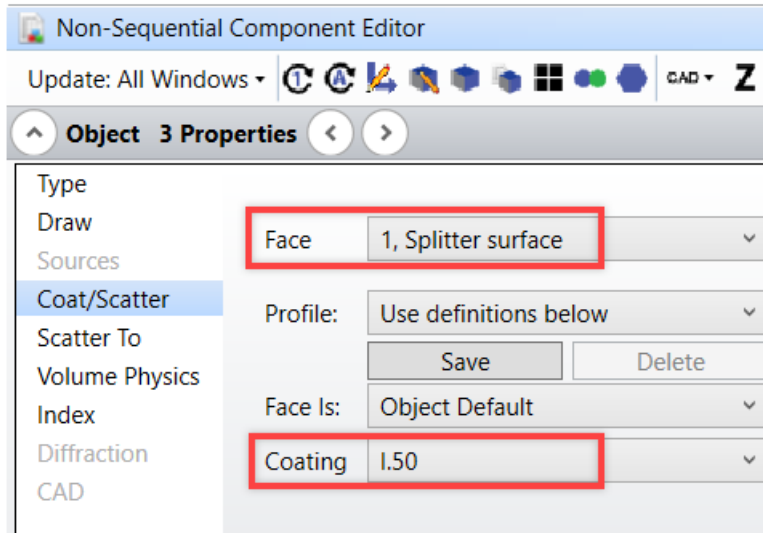
من جهة أخرى، يجب أن نخبر raytrace والتخطيطات بـ "Split NSC Rays" من أجل اتباع جميع المسارات المنعكسة والمرسلة لمقياس التداخل كما في الشكل (٣).



الشكل (٣): تحديد نماذج الاشعة للنموذج المقترح في Zemax

يتألف فاصل الشعاع من منشورين من ٤٥ درجة ، والتي تم بنائها في OpticStudio ككائن. يمكن الوصول إلى ذلك عن طريق تحديد نوع كائن "Polygon Object" وتحديد ملف البيانات "Prism45.pob" ضمن خصائص الكائن.

للعمل كفاصل شعاع، كلا المنشورين تحتاج إلى طلاء ذو درجة انتقال ٥٠٪ مثالية على سطح الانقسام (فوتينوز). في OpticStudio يتم تعريف الطلاءات المثالية تحت خصائص الكائن باستخدام مصطلح "I.50" ، حيث يمثل الرقم الطاقة المثوية المنقولة على السطح كما في الشكل (٤). بالإضافة إلى ذلك ، يجب أن يمنع المواشير من التحرك بشكل مستقل بدلاً من المكعب ، مما يؤدي إلى فجوات هواء أو عدم تطابق سطحي وما يترتب على ذلك من تقسيم الأشعة غير الدقيقة. للحفاظ على كائنين منشورين معًا ، يجب أن يكون الكائن ٢ هو الكائن المرجعي (العمود ٣) للكائن ٣. يحدد هذا الإعداد جميع معاملات الموضع التي يجب قياسها فيما يتعلق بالكائن المرجعي بحيث يتم تمرير أي تغييرات على الكائن ٢ إلى الكائن ٣.



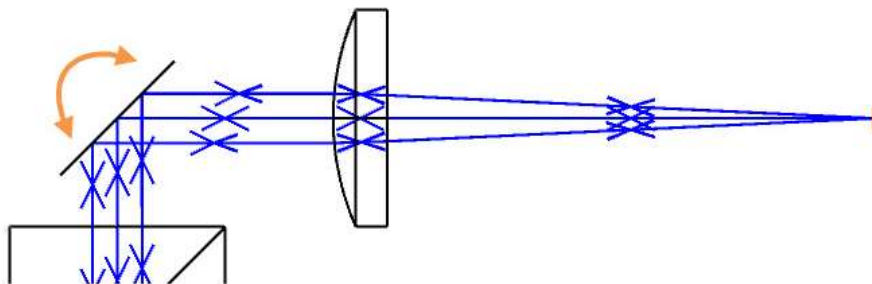
الشكل (٤): خصائص الانعكاس في الموشور المستخدم في التصميم.

كذلك، يجب أن يكون هناك ما يكفي من التعويض على طول المحور Z بين المناظير والمصدر لمنع التداخل. يمكن أن تكون المادة لكلا المنشورين زجاجاً قياسياً (N-BK7)، ويجب أن يكون عامل المقياس قيمة إيجابية لضبط حجم المنشور من قيمته الافتراضية البالغة ٢ مم. باستخدام البنية التصميمية ، فإن المواضع الوحيدة التي يجب تحديدها للموشور الثاني هي Z Position (فصل المناظير بالعرض ، ضعف عامل المقياس و $x\text{-tilt } (180)^0$).

٣-١-٥- بناء ذراع العينة:

بعد فاصل الشعاع الممثل بالموشور ، يجب أن نقوم بتوجيه مسار واحد للأشعة والذي يتضمن مرآة مسح ضوئي وعدسة تركيز ونموذج عينة. لهذا البحث، سوف نسمح للأشعة في اتجاه المحور Z أن تكون الذراع المرجعي وفي اتجاه المحور Y يكون مسار العينة. سيقوم الكائن ٤ ضمن التصميم بإجراء الفحص الجانبي باستخدام كائن مستطيل مع مرآة مادية. تم اعتماد الإحداثيات (٠، ٢٠، ٢٠) بحيث يتم وضع المرآة قليلاً فوق مركز شعاع المقسم وستكون زاوية ميل X بمقدار ٤٥ درجة هي نقطة الصفر للمسح الجانبي، ويؤدي تغيير هذه

الزاوية إلى إجراء المسح. يجب أن يكون عرضا نصفي x و y كبيرين بما يكفي لالتقاط الشعاع بأكمله، أي ٧.٥ مم. يوضح الشكل (٥) هذه التركيبة.

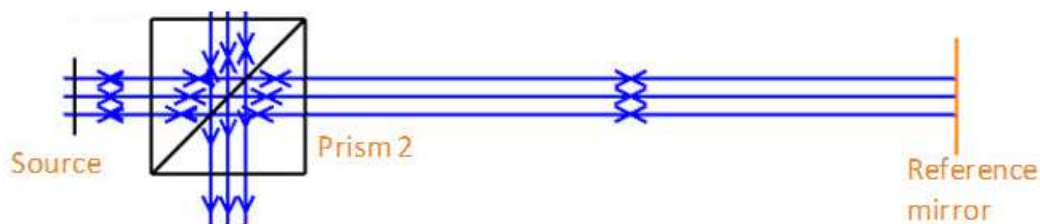


الشكل (٥): توضع المرآة العاكسة.

سيكون الجسم ٥ عدسة تركيز. يحدد حجم البقعة في العينة الدقة الجانبية، لذلك سنبدأ بعدسة محدبة مستوية بسيطة يبلغ قطرها حوالي ٥٠ مم EFL ونعتمد على التحسين للعثور على أفضل الإعدادات لاحقاً. يحدد الوضع غير المتسلسل العدسات كجسم واحد من نوع "عدسة قياسية". تحافظ الإحداثيات $(٠, ٢٠, ٤٠)$ على مستوى العدسة مع مرآة المسح وعلى بعد ٢٠ مم (هذه المسافة عشوائية في الفضاء المتوازي). من أجل التبسيط، سنستخدم N-BK7. تحدد المعلمات من ١ إلى ٩ قوة العدسة: سيكون نصف القطر ١ هو السطح المنحني، $٢٥+$ مم، وستكون Conic 1 و ٢ صفراً للعدسات الكروية، وستحدد Clear و Edge 1 و ٢ نصف قطر ١٠ مم، ويمكن ضبط السمك مبدئياً عند ٥ مم، وسيكون نصف القطر ٢ هو السطح المستوي، والذي يتم تعريفه في NSC بنصف قطر ٠ . ستبدأ العينة، الكائن رقم ٦ ، بأبسط نموذج، وهو سطح عاكس واحد إما أن يكون هناك انعكاس متماسك أو لا. يوفر مستطيل الكاشف المصنوع من مادة المرآة انعكاسية، مع السماح لنا بمراقبة الشعاع في العينة. يجب أن تكون العينة على خط واحد مع عدسة التركيز، وعلى بُعد حوالي ٥٠ مم (سيتم تحديد أفضل تركيز من خلال التحسين). مع حجم بقعة متوقع (دقة عرضية) يبلغ حوالي ١٥ ميكرومتر، ونصف عرض ٠.٠٥ مم، و ١٠٠ بكسل في كل من المحورين x و y ، سنتمكن من تحديد البقعة.

٣-١-٦- الذراع المرجعية:

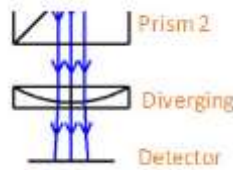
يحتاج هذا الجزء فقط إلى مرآة مرجعية مستوية، الجسم ٧ ، يمكن تعديلها في المحور z لتغيير فرق المسار (مسح العمق). سيستخدم هذا الجزء أيضاً مستطيل كاشف مصنوع من مادة MIRROR، للأسباب المذكورة أعلاه، والذي يجب أن يكون متوافقاً مع المصدر ومقسم الشعاع. يُحسب الجزء y من ذراع العينة بواسطة محل النقاط لتحديد موضع z من جسم العينة بإزاحة ٢٠ مم؛ ويجب تحديد موضع OPD 0 الفعلي بناءً على النظام. توفر نصف العروض ٧.٥ مم و ١٠٠ بكسل في كل اتجاه إمكانات كاشف كافية كما هو موضح في الشكل (٦).



الشكل (٦): توضع المرآة المرجعية.

٣-١-٧- جمع الخرج:

يتتبع الوضع غير المتسلسل الأشعة تلقائيًا من سطحي العينة والمرجع إلى مُقسّم الأشعة عند تعريفهما كمرآيا. تُعد هذه إعادة التركيب التلقائية الميزة الأساسية مقارنةً بالوضع المتسلسل، الذي يتطلب تعريفًا يدويًا لإعادة تتبع هذه المسارات. تحتاج عدسة مُشَتِّتة لعرض أهداف ميكلسون. ستكون هذه عدسة قياسية من طراز N-BK7 تجمع الأشعة المُعاد تركيبها (أسفل مُقسّم الأشعة في الفضاء ص السالب). تُركِّز الإحداثيات (٠، ٠) - (٢٠، ٢٠) العدسة مقابل مرآة المسح. تتبع معلمات العدسة عدسة التركيز باستثناء نصف القطر ١ مم وسمكه ١ مم.



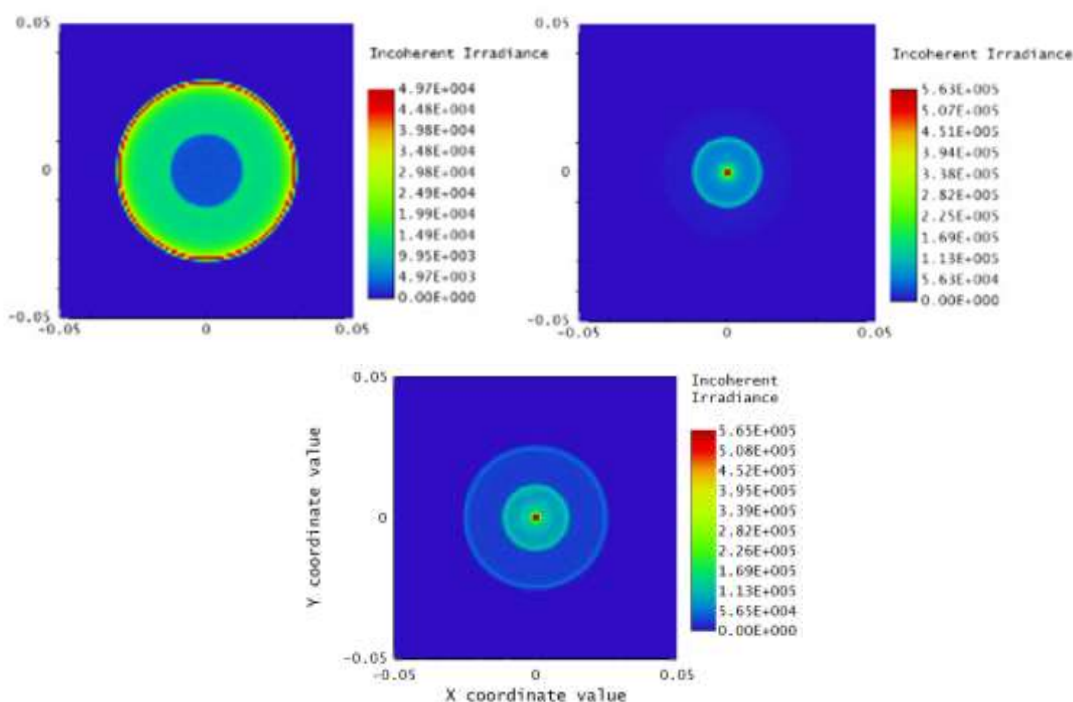
الشكل (٧): تسلسل نظام الكشف.

سيكون الجسم ٩ مستطيل كاشف يقع مباشرة أسفل العدسة. يجب أن تكون الإحداثيات (٠، ٣٠ - (٢٠)، ويجب أن يكون إمالة x بمقدار ٩٠ درجة لجعل السطح متعامدًا مع انتشار الشعاع. تكفي نصف عرض ٧ مم وإعدادات بكسل ١٠٠ لإجراء عمليات المحاكاة.

٣-١-٨- التحسين:

الموصفة الرئيسية المطلوب تحسينها هي حجم البقعة المُركَّزة في العينة. تحتاج دالة الاستحقاق ذات الصلة إلى مُعاملَي تهيئة: NSDD مع جميع مُعاملاتها صفر، مما يُزيل البيانات السابقة من أجهزة الكشف، و NSTR مع جميع مُعاملاتها صفر، ويُحدد مسار الشعاع. مُعامل حجم البقعة هو NSDD، حيث يُحدد رقم البكسل القيمة المُقاسة (9-Pix#=-) لنصف قطر التربيعة (المتوسط)؛ قيمة الهدف هي ٠ لإيجاد أفضل تركيز، ويجب ألا يكون الوزن صفرًا. يجب تعريف مُعامل لضمان وصول الأشعة إلى الكاشف؛ الكاشف الذي لا يحتوي على أشعة يُعيد أيضًا حجم بقعة صفرًا. NSDD مع 3-Pix#=- يسحب عددًا من الأشعة، ويُبقي الوزن صفرًا ويُعرّف مُعاملًا مُرجحًا أكبر من (OPGT) مع هدف لضمان تلبية عدد كبير من الأشعة لهذا المطلب.

يجب ضبط معلمات عدسة التركيز للجسم ٤ (نصف القطر والسمك) وموضع الكاشف كمتغيرات لإيجاد أفضل حجم للبقعة. إحدى نتائج التحسين تُعطي نصف قطر RMS قدره ١٠ ميكرومتر. لم يتغير البعد البؤري بشكل ملحوظ، حوالي ٤٨.٨ مم، وتحركت العينة إلى ٩٠.١١٣ مم على المحور Z . يوضح الشكل (٨) معلمات العدسة بعد التحسين، بالإضافة إلى حجم البقعة قبل التحسين (يسار) وبعده (يمين).



الشكل (٨) تحسين بقعة الليزر الناتجة بعد تحريك العينة في اتجاه المحور Z

٣-٩-١- عمق المجال الزمني:

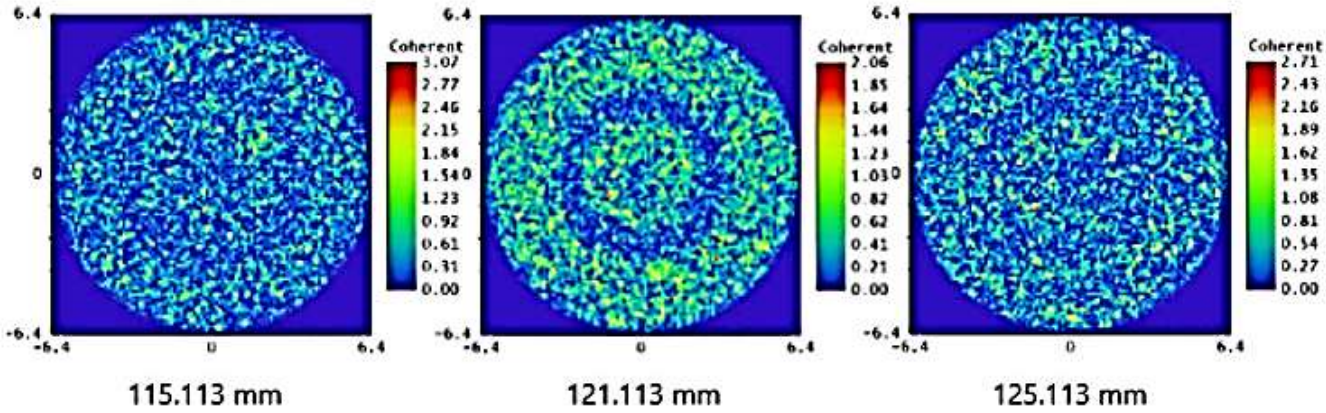
يعتمد مسح العمق في المجال الزمني على بوابة التماسك ومرآة المسح المرجعية، بحيث لا يتداخل المساران إلا إذا كان فرق المسار البصري (OPD) ضمن طول التماسك. ولهذا السبب نستخدم مصدرًا عريض النطاق ذي تماسك منخفض، إذ يُمكننا طول التماسك القصير من التنبؤ بدقة بمكان نشأة الضوء المتداخل في العينة عند موضع مرجعي مُحدد. تُعاد إنشاء صور العينة بكسلاً بكسلاً باستخدام قوة الضوء المنعكس؛ وتُستخدم بوابة التماسك فقط كوسيلة لتحديد موضع الانعكاس داخل العينة.

سنبداً بطول تماسك قدره ٢٠ مم، لأن هذا يمنحنا هامش خطأ أكبر لإيجاد الموضع المرجعي الصحيح، ثم نخفضه إلى طول تماسك المصدر بعد إيجاد الموضع التقريبي للمرآة. بالإضافة إلى ذلك، سنبداً باستخدام سطح واحد لتمثيل العينة. هذا يُشبه نقطة إعادة انبعاث واحدة في العينة، ويعني أن المرآة المرجعية ستُغير طول المسار فقط. يمكننا استخدام عدة مرايا لنمذجة حجم العينة، وملاحظة كيف يُغير تعديل المرآة المرجعية نقطة الهدف في العينة للحفاظ على طول التماسك.

سيتم تحليل درجة التداخل بين المسارين باستخدام الإشعاع المتماسك في عارض الكاشف. يمكن الوصول إلى هذا الخيار من خلال قائمة خصائص عارض الكاشف المنسدلة، حيث استخدمت العارضات السابقة الإشعاع غير المتماسك. تتبع مسارات الأشعة في هذا الإعداد طور كل شعاع لإضافة الأجزاء المعقدة بشكل منفصل.

يجب استخدام أشعة تحليل كافية لتمييز نمط التداخل بوضوح. بالنسبة لطول تماسك ٢٠ مم، نحتاج إلى بضعة ملايين من الأشعة على الأقل، وتستخدم الأمثلة الأولى ١٥ مليوناً؛ تتطلب أطوال التماسك الأقل عدداً أكبر بكثير من الأشعة. مع وضع العينة عند ٩٠.١١٣ مم في Z، تُظهر نتبعاات الأشعة التجريبية أن التداخل يحدث فقط لمواضع المرآة المرجعية التي تقل عن ١٢٥.١١٣ مم. بمعرفة أن طول التماسك هو ٢٠ مم، يجب أن يكون الحد المرجعي العلوي على بُعد ١٠ مم من الحد الأدنى؛ يمكننا تجريبياً أن نرى أن أهداف التداخل تختفي بعد موضع المرآة المرجعية

١١٥.١١٣. يُنتج وضع المرآة المرجعية بين هذه الحدود أهدافًا قوية مع كل تتبع شعاع. فيما يلي نتائج تتبع الأشعة لمركز وحدود النتيجة المتناسكة.



الشكل (٩): تأثير تغيير المرآة المرجعية.

يتيح لنا هذا إيجاد الموضع الاسمي $OPD=0$ ، أي ١٢١.١١٣ مم، عند نقطة المنتصف بين حدودنا التقريبية. يؤدي تقليل طول التماسك حتى يصل إلى ١٢ ميكرومترًا من مصدرنا إلى زيادة الدقة تدريجيًا في تحديد موقع الانعكاس، حيث يتناقص نطاق مواضع المرآة المرجعية الواقعة ضمن بوابة التماسك. يوضح الشكل أدناه نمط التداخل لبعث بؤري ٥ مم، والذي يتطلب الآن ٨٠ مليون شعاع لرؤية التداخل.

٣-٢- محاكاة سير شعاع الليزر على نسيج الجلد:

عند إجراء عملية محاكاة سير شعاع الليزر ضمن النسيج المدروس، تم إجراء المحاكاة لقسمين الأول هو عملية المسح والثاني هو اكتشاف السرطان ضمن النسيج (ويمكن إجراء المحاكاة على أي نوع آخر من الأمراض الجلدية).

تم إجراء المحاكاة بطول موجة ١٠٠٠ نانومتر بعرض مجال ١٠٠ نانومتر حيث قمنا بتوليد حقل عشوائي من المبعثرات داخل نسيج متعدد الطبقات، تُعطي منطقة مرضية ذات كثافة مبعثرات/انعكاسية مختلفة (وهي المنطقة التي نفترض وجود السرطان أو الحروق ضمنها)، ثم نحسب لكل موضع جانبي (lateral) إشارة A-scan كجمع متداخل للموجات الراجعة مع طيف تشتت محيبي (coherence axial PSF). (جمع-A scans إشارات المتتالية لتكوين B-scan، ثم نطبع/نعرض الصورة مثل OCT حقيقية (log scale, dynamic range)).

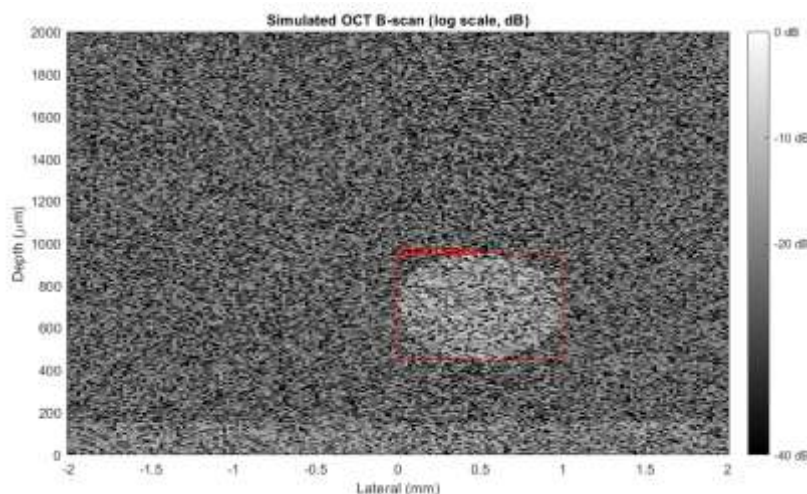
سنقوم بالمحاكاة عن طريق أخذ عينات من عدد ثابت من المبعثرات لكل نمط مسح A. تم اعتبار توزيع انعكاسية خط الأساس للأنسجة (يعتمد على العمق). سنقوم بتعريف الطبقات: البشرة (الضحلة)، والأدمة (الأعمق)، مع سعة التشتت الأساسية.

بعد إجراء المحاكاة، تبين أن التوزيع الجانبي الغاوسي لكل مبعثر محوري يعتمد على الإزاحة الجانبية لاحقًا، لكل مسح جانبي A، تساهم المبعثرات داخل محيط الشعاع بالتوزيع بهذا. من أجل ضبط مركز توزيع الشعاع الجانبي (لكل بكسل من شعاع المسح) وذلك بالنسبة لمركز الإصابة لاحتمال الإصابة الجانبي، تم توليد مُشتتات بشكل موحد على طول العمق.

بعد إجراء المحاكاة لهذا النموذج تبين لدينا ما يلي:

- إن زيادة قيمة 'scat_per_ascan' تساعد بالحصول على بقع أكثر كثافة (ولكنها أبطأ).
- يؤثر تعديل قيمة 'lesion_amp_factor' ونصف قطر الآفة على التباين/الحجم.
- يتحكم sigma_z (مجال تغير العمق) في الدقة المحورية (ولكنها مرتبطة بعرض نطاق المصدر).
- يتحكم beam_waist في الدقة الجانبية.
- تم اعتماد نموذج يستخدم النموذج الحالي فيزياء مبسطة: دالة توزيع النقطة المحورية كغلاف

غاوسي،



الشكل (١٠) ناتج عملية المسح لبقعة سرطان على عمق ٢م، تمثل البيكسلات السوداء مجال عمق لانهاضي أو تشويش في حين تمثل القيم الرمادية الأفتح مجالات الانعكاس الأقرب.

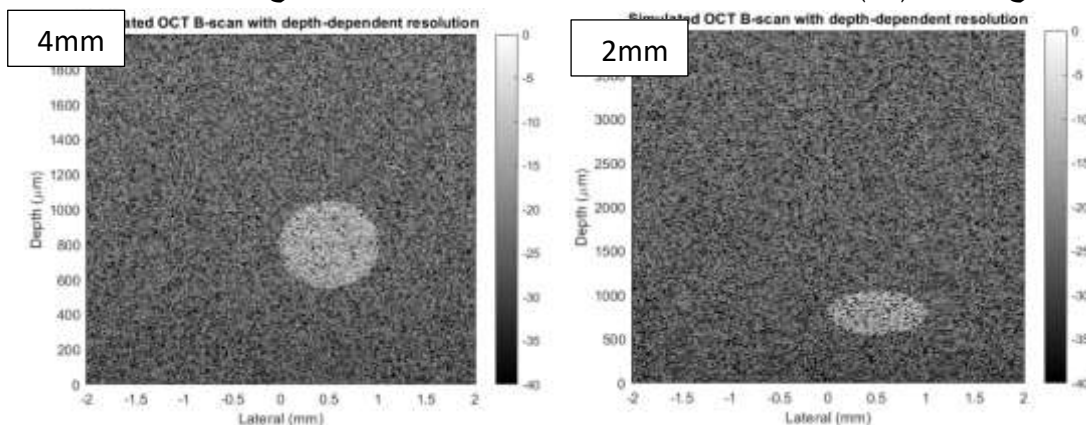
٣-٥- تغيير العمق:

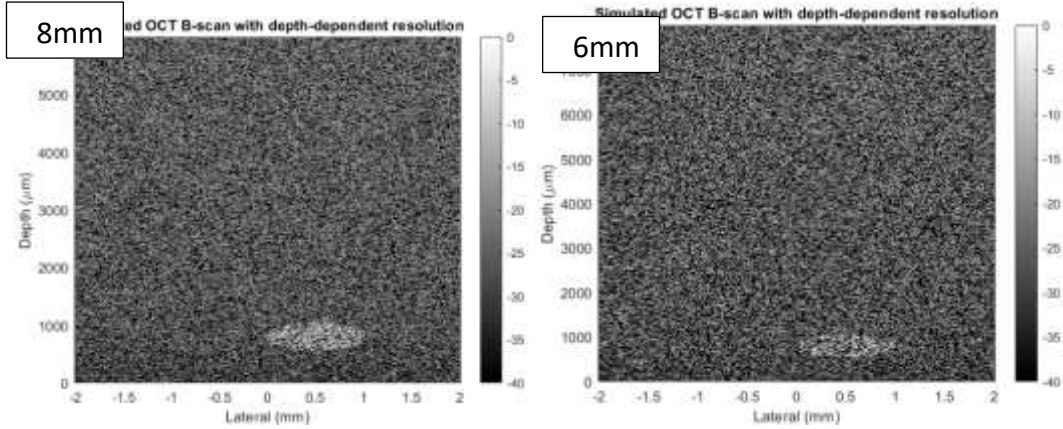
- تم إضافة تأثير العمق على النظام المقترح لملاحظة عملية المسح لمجال السرطان وتأثيره وقد تبين مايلي:
- الدقة المحورية (axial) ترتبط بعرض المجال (Bandwidth) لمصدر الليزر.
 - الدقة الجانبية (lateral) تعتمد على حجم بقعة الشعاع (beam waist) ، لكن في الواقع تتغير مع العمق (الحيز البؤري).

• الدقة المحورية (axial) تبدأ من قيمة مثالية (تحسب من الليزر) وتزداد قليلاً مع العمق (roll-off).

- الدقة الجانبية (lateral) تتبع علاقة شعاع غاوسي مع العمق: تتحلل كلما ابتعدنا عن البؤرة.

توضح الأشكال (١١) تأثير عمق العينة للصور الناتجة بعد إجراء عمليات المسح A-scan, B-scan.





الشكل (11): صورة الخرج للنظام مع تغير عمق العينة الممسوحة.

كما نلاحظ من الأشكال، كلما تغير عمق العينة ازداد تأثير التشويش وانخفاض الدقة حيث يصبح النظام أضعف بالكشف عن النقطة المطلوبة بالصورة.

٤ - النتائج والمناقشة:

بعد إجراء عمليات المحاكاة والتحليل، تبين أن هنالك تداخل بين المعاملات المختلفة المدروسة وتأثيرها على أداء النظام بشكل عام ويمكن توضيحها كما يلي:

١. المصدر الضوئي الليزر واسع الطيف:
 - دقة الجهاز على المحور العمقي (Axial Resolution) تعتمد على عرض الطيف (bandwidth)
 - كلما كان الطيف أوسع، كانت القدرة على التمييز بين طبقات متقاربة في العمق أفضل.
 - في المحاكاة، هذا يعبر عنه بتابع غاوسي في الاتجاه العمقي. (PSF Axial)
٢. البقعة الضوئية الجانبية: (Beam Waist)
 - عندما يُركز شعاع الليزر على النسيج، تكون له بقعة تركيز (waist)، وهي أصغر مساحة يحققها الشعاع عند البؤرة.
 - مع الابتعاد عن البؤرة (ازدياد العمق)، يزداد قطر الشعاع بسبب ظاهرة الانحراف (diffraction)، وبالتالي تقل الدقة الجانبية. (Lateral Resolution)
 - هذا موصوف بعلاقة تعتمد على مدى رايلي. (Rayleigh Range)
٣. العمق: (Depth)
 - عندما تغير العمق (المسافة بين السطح والهدف داخل النسيج)، يتأثر أمران:
 ١. الدقة المحورية: تتدهور قليلاً بسبب فقدان التداخل المثالي مع زيادة العمق (roll-off).
 ٢. الدقة الجانبية: تتدهور بشكل أوضح بسبب تشتت الشعاع واتساعه بعيداً عن البؤرة.
٤. توزيع المبعثرات: (Scatterers)
 - النسيج الحيوي (مثل الجلد) يُعامل كمجموعة من المبعثرات الضوئية الدقيقة.
 - عند إضاءة هذه المبعثرات بالليزر، كل منها يعيد جزءاً من الضوء بمرحلة (طور) مختلفة.

○ الجمع (superposition) بين هذه المساهمات يعطي صورة محاكاة للـ OCT

عند إجراء المحاكاة على بقعة السرطان تبين أنه:

• الأورام أو التغيرات النسيجية (مثل السرطان الجلدي) تظهر في OCT كمناطق فيها انعكاس مختلف أو

مبعثرات أكثر.

• بسبب تغير الدقة مع العمق، فإن تفاصيل هذه المنطقة تكون واضحة إذا كانت قريبة من السطح، بينما قد

تصبح ضبابية في الأعماق.

• هذا ما يحاكيه الكود: منطقة (lesion) بخاصية انعكاسية أعلى تظهر في الصورة مع تدرج وضوح يعتمد

على العمق.

وبالتالي:

• الدقة المحورية تحددها خواص المصدر الطيفية.

• الدقة الجانبية تتدهور مع العمق بسبب الانحراف.

• التبعثر والطور يعطي صورة OCT ثنائية الأبعاد تشبه الواقع.

٥- التوصيات والاستنتاجات:

بينت الدراسة الأهمية الكبيرة لعمليات التصوير باستخدام الليزر والتي تتفوق على الأمواج فوق صوتية من ناحية دقة بيكسل الخرج الناتج عن التصوير. وضحت الدراسة العلاقة المباشرة ما بين طول الموجة للشعاع المستخدم مع عمق منطقة التصوير والحاجة إلى ضبط مجالات مختلفة من أطوال الأمواج وفقاً للمنطقة التي يتم تصويرها وعمقها (منطقة عالية الكثافة أو منخفضة الكثافة). كما بينت أن زيادة عدد العواكس يسمح بالحصول على دقة بيكسل أعلى في الخرج ولكن مع كلفة أعلى.

بالإضافة إلى ذلك تبين لنا أن معيار التخصر الذي تتعرض له أشعة الليزر لم يكن له أي تأثير يذكر نظراً لقصر المسافة التي يتم التصوير اعتماداً عليها. كذلك، وضحت الدراسة الفعالية العالية لأشعة الليزر في عمليات التصوير من ناحية الكشف والدقة وعدم الحاجة إلى تجهيزات خاصة أو مجالات عزل كما يحدث في عمليات التصوير بالأمواج فوق صوتية.

نوصي الباحثين في هذا المجال إلى التركيز على تحليل ودراسة الأداء للمواد المصنعة للعدسات والمرآيات المستخدمة لبناء النظام حيث يسمح استخدام مواد عالية الشفافية أو الانعكاسية على تحسين إضافي لبقع الليزر. كما يمكن إجراء دراسات دقيقة على حركة شعاع الليزر على نسيج الجلد (دراسة تحكمية حول سير المحركات والسرعة التي يتم المسح بها تبعاً لنوع الليزر المستخدم).

٦- المراجع:

[1] Grelet, S., Martinez Jimenez, A., Montague, P. B., & Podoleanu, A. (2024). *Shot-noise limited, 10 MHz swept-source optical coherence tomography for retinal imaging.*

[2] Yagi, S., Nakamura, T., Hashimoto, K., Kawano, S., & Ideguchi, T. (2023). *Mid-infrared optical coherence tomography with MHz axial line rate for real-time non-destructive testing.*

[3] Huang, D., Li, F., Cheng, Z., Feng, X., & Wai, P. K. A. (2020). *Ultrahigh-speed optical coherence tomography based on a 100 MHz and 100 nm swept source.*

[4] A Survey on Optical Coherence Tomography—Technology and Application.” (2024). *Biosensors*, 12(1), 65.

- [5] Rothenbuehler, S. P., Malmqvist, L., Belmouhand, M., Bjerager, J., Maloca, P. M., Larsen, M., & Hamann, S. (2022). *Comparison of Spectral-Domain OCT versus Swept-Source OCT for the Detection of Deep Optic Disc Drusen*. *Diagnostics*, 12(10), 2515.
- [6] Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Fujimoto, J. G. (1991). Optical coherence tomography. *Science*, 254(5035), 1178–1181.
- [7] Fujimoto, J. G., & Swanson, E. A. (2000). Optical coherence tomography: An emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy.
- [8] Fercher, A. F., Drexler, W., Hitzenberger, C. K., & Lasser, T. (2003). *Optical coherence tomography — principles and applications*.
- [9] Bouma, B. E., & Tearney, G. J. (Eds.). (2001). *Handbook of Optical Coherence Tomography*. Marcel Dekker
- [10] Drexler, W., & Fujimoto, J. G. (Eds.). (2008). *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*. Springer
- [11] Yun, S. H., Tearney, G. J., de Boer, J. F., Iftimia, N., & Bouma, B. E. (2003). High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 19–20 kHz axial scan rate. *Optics Express / related publication (early SD-OCT demonstration)*
- [12] Nassif, N. A., Cense, B., Park, B. H., Pierce, M. C., Yun, S. H., Bouma, B. E., Tearney, G. J., & Chen, T. C. (2004). In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve. *Optics Express*, 12(3), 367–377