

نظام تصوير ضوئي لإظهار الأوردة التحت سطحية

باستخدام ليزر نصف ناقل 830 nm

م.فرح أبو درغم :طالبة ماجستير في المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته - جامعة دمشق.

أ.د.م وسام بشير: المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته -جامعة دمشق.

الملخص

يعد الوصول إلى الأوعية الدموية التحت سطحية بالطريقة التقليدية تحديًا صعبًا للكادر الطبي في جميع أنحاء العالم. وكان الهدف الرئيسي لهذا البحث هو الوصول إلى الأوعية الدموية تحت السطحية حتى عمق 3 ملم للأشخاص ذوي البشرة الداكنة، وذلك باستخدام ليزر نصف ناقل 830 نانومتر كمصدر للضوء لإشعاع البشرة الداكنة، وتسلطه على نموذج يحاكي البشرة الداكنة بالخواص البصرية. تم تصميم النموذج باستخدام الحليب والحبر والأغار لتصنيع فانتوم الجلد. لتشكيل فانتوم الأوردة تحت الجلد نستخدم أنابيب بلاستيكية رفيعة جدا قطره 1ملم مملوءة بدم الإنسان. كما تم استخدام تقنيات معالجة الصورة المناسبة لإظهار وتحديد عمق الوريد عند الأبعاد التالية (1-2-3) مم. تم التغيير في شدة التيار من 30 ميلي أمبير حتى 75 ميلي أمبير بمقدار إزاحة قدره 5 ميلي أمبير من أجل مناقشة تأثير قوة الليزر على أداء النظام. يوضح تحليل الصور التي تم جمعها ومعالجتها عن طريق برنامج الماتلاب، جدوى التصوير بالليزر 830 نانومتر، لتقدير أعماق الوريد تحت سطح الجلد الداكن. وهذا سيؤدي بدوره إلى تحسين معدل نجاح الإجراءات الطبية ذات الصلة مثل أخذ عينات الدم.

الكلمات المفتاحية: كشف الأوردة، ليزر نصف ناقل 830 نانومتر، عمق الوريد، البشرة الداكنة.

An Optical imaging system to show the surface veins by using an infrared laser 830 nm

Abstract:

Reaching the subsurface blood vessels by the traditional method is a challenge for medical staff all over the world. The target of this study is to use an 830nm laser diode to illuminate a dark skin. Consequently, the subsurface blood vessels up to 3 mm depth could be reached. In this research a model with optical properties of dark skin is simulated. This model was prepared using milk, ink and agar. To construct the phantom veins, tiny plastic tubes of 1 mm diameter were filled with whole human blood. Image processing techniques were used to show and determine the vein depth at (1-2-3 mm). The effect of laser power on system performance, the current intensity was changed from 30 mA to 75 mA with a displacement of 5 mA. Matlab software is used to analyzing and processing images. As a result, there is a usefulness of imaging and estimating vein depths under the dark skin surface using 830nm laser diode. Subsequently, increasing the success rate of related medical procedures, such as blood drawing, would be increased.

Keywords: vein detection, 830nm semiconductor laser, deep vein, dark skin

1- المقدمة

من المعروف أن كشف الأوعية الدموية بشكل سريع ودقيق يمكن أن يخفف بشكل كبير من معاناة المرضى ويوفر الوقت ويجنب أي إزعاج محتمل للطاقم الطبي. وهذا يعني أن كشف مكان الأوردة الغير مرئية قد يحسن معدل نجاح الحقن في الوريد. [3] على الرغم من استخدام العديد من طرق التصوير مثل طريقة المعاوقة الكهربائية [4] وتقنية الموجات فوق صوتية لتصوير الأوعية الدموية [5] إلا أن معظم هذه الأساليب تتطلب المساعدة والخبرة، وفوق كل ذلك فهي مكلفة إلى حد ما. بدلاً من ذلك، ظهرت الطرق البصرية مؤخرًا كطرائق غير مؤينة وغير جراحية ومحمولة ومنخفضة التكلفة لتصوير الوريد تحت الجلد. نتيجة لذلك على مدى العقدين الماضيين تم تطوير واختبار مجموعة متنوعة من التقنيات البصرية للكشف عن الوريد، وأبرزها طرق الإضاءة والانعكاس التي تعمل في مجال الأشعة تحت الحمراء القريبة من الطيف. [9] تم تطوير نظام التصوير ثلاثي الأبعاد لتصوير الوريد تحت الجلد السريع. ، فإن النظام ضخم ومعقد نوعًا ما. [10] في دراسة أخرى اقترح باكيت وآخرون نظام رؤية ثلاثي الأبعاد لتصوير الوريد تحت الجلد آليًا مع معالجة وتحليل متطور للصور. [11][14] أما بالنسبة للبشرة الداكنة، فهي تتميز بخصائص بصرية مختلفة عن البشرة البيضاء مما يجعل الأوردة تحت الجلد غير مرئية للعين المجردة. [15]

2- هدف البحث:

يتعرض الطاقم الطبي يوميًا لصعوبات في إيجاد الأوعية الدموية الغير مرئية للعين المجردة خاصة عند سحب الدم أو أخذ عينات الدم أو لغرض إدخال دواء أو تغذية في الأوعية الدموية. [1] تنشأ صعوبات في الممارسة الطبية حتى بالنسبة للممرضات المتمرسات وذلك فيما يتعلق بالوصول إلى الأوعية الدموية لأول مرة وبشكل خاص للأطفال حديثي الولادة وللأشخاص الذين لديهم أوردة عميقة ورفيعة. [2]

بناء لما سبق كان الهدف من هذا المشروع تطوير جهاز كشف الأوردة الموجود الضوء تحت أحمر باستخدام ليزر نصف ناقل طول موجته 830 نانومتر وبالتالي الحصول على صورة أوضح للأوردة العميقة وللأشخاص أصحاب البشرة الداكنة وإمكانية تقدير عمق الوريد عن سطح الجلد.

3- مواد وطرائق البحث المستخدمة:

✚ الفانتوم البصري:

إن فانتوم المعايرة بصريا له أهمية بالغة في البحث العلمي وذلك لأنه لا يمكن التجريب على الخلايا الحية مباشرة كما أن الفانتوم البصري يستخدم للمعايرة وإجراء قياسات دقيقة وللحصول على قياسات قابلة للضبط ونظرا لعدم وجود فانتوم معياري تم تشكيل الفانتوم المحاكي بالخصائص البصرية للجلد ذو البشرة الداكنة والفانتوم المحاكي للأوردة ضمن المختبر ويجب أن يحتوي على مادة مبعثرة الحليب ومادة الحبر لتشكيل فانتوم الجلد بينما فانتوم الأوردة استخدم أنابيب بلاستيكية مملوءة بالدم الوريدي عند الأبعاد (1-2-3) ملم.

✚ تركيب الفانتوم:

إن تحضير الفانتوم في المختبر قد تم عن طريق مزج عدة مواد بتركيز محدودة ومحسوبة للحصول على الخصائص البصرية المطلوبة لمحاكاة الجلد ذو البشرة الداكنة إن المواد المستخدمة في تركيب الفانتوم تتضمن العناصر الأساسية التالية:

+



Agar



Indian Ink

شكل 1: مكونات الفانتوم الأساسية

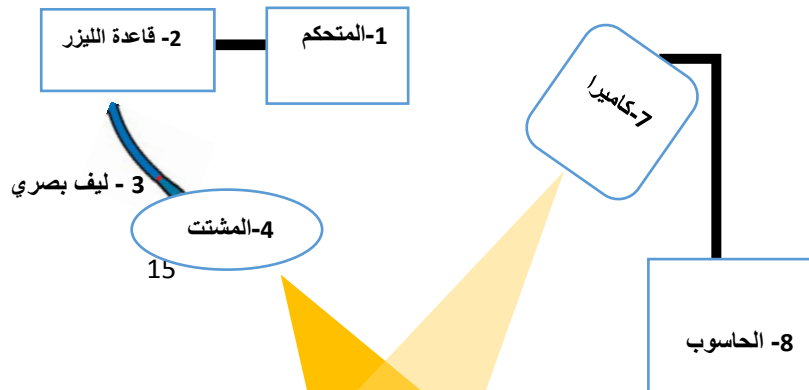
2-4-1 مادة الحبر الهندي Indian Ink: تم استخدام الحبر الأسود من إنتاج شركة Parker كأداة لمحاكاة خصائص الامتصاص في النسيج الحية، فقد استخدم بتراكيز وحجوم محددة للحصول على معامل الامتصاص المطلوب حسب التجربة المدروسة موضح بالشكل (1).

2-4-2 مادة الحليب البقري: لمحاكاة خصائص التبعثر في النسيج الحي.

2-4-3 مادة الآغار Agar: تم استخدام مادة الآغار من إنتاج شركة Sigma-Aldrich وذلك لإعطاء الفانتوم المركب صلابة واستقرار وذلك لمحاكاة النسيج الحي ولذلك كان لابد من تصليب الفانتوم عند درجة محددة 90° .

2-4-4 فانتوم الأوردة: تم استخدام أنابيب بلاستيكية مملوءة بالدم الوريدي مثبتة على جدران القرص عند أبعاد 1 ملم و 2 ملم و 3 ملم عن سطح الفانتوم.

4- الأدوات المستخدمة لإجراء البحث:





شكل 2: يبين الأدوات المستخدمة لأجراء البحث 1- المتحكم 2-قاعدة الليزر
3- الليف البصري 4- المشت 5-فانتوم الجلد6- فانتوم الأوردة 7- الكاميرا 8-
الحاسوب.

1- المتحكم بالليزر controller من صنع (LDC200C, Thorlabs USA):

هو جهاز يعطي الطاقة اللازمة لتشغيل قاعدة الليزر وبالتالي الليزر وتم تثبيت
الاستطاعة بينما التيار تم تغييره ضمن المجال (30 ميلي أمبير حتى 75 ميلي أمبير)
بمقدار تغير وقدره 5 ميلي أمبير ويتم التقاط صورة عند كل قيمة للتيار.

2- قاعدة الليزر laser mount من صنع (LDM9LP, Thorlabs Inc., USA):

يتم توصيل الليزر نصف ناقل عليها بطريقة محددة وفق خطوات مكتوبة بدليل الاستخدام

3- ليزر نصف ناقل طول موجته 830 نانومتر يعمل باستطاعة 30 ميلي واط ومن
صنع شركة PD-LD. Inc ، PL83H010D

لقد تم اختيار ليزر نصف ناقل طول موجته 830 نانومتر لأن المجال (700-1400
نانومتر) لديه امتصاص أقل بكثير للميلانين والهيموجلوبين. ومع العلم أن عند 900
نانومتر، يزداد امتصاص الماء مما يمنع اختراق الأشعة للأنسجة العميقة .

3- المشتت optical diffuser: وهو من صنع شركة (ED1-S50-MD, Thorlabs :Inc. USA)

إن الغرض من استخدام المشتت هو توفير مساحة إضاءة موسعة ومتجانسة على السطح الفانتوم

4- كاميرا ويب منزوع منها فلتر التحت أحمر:

تقول الكاميرا بالتقاط صورة للأشعة المنعكسة وعرض النتيجة على الحاسوب وبما أن المجال الأشعة للضوء الغير مرئي كان لا بد من إزالة الفلتر للأشعة تحت حمراء حتى نتمكن من إظهار الصورة.

5- فانتوم الجلد وفانتوم الأوردة:

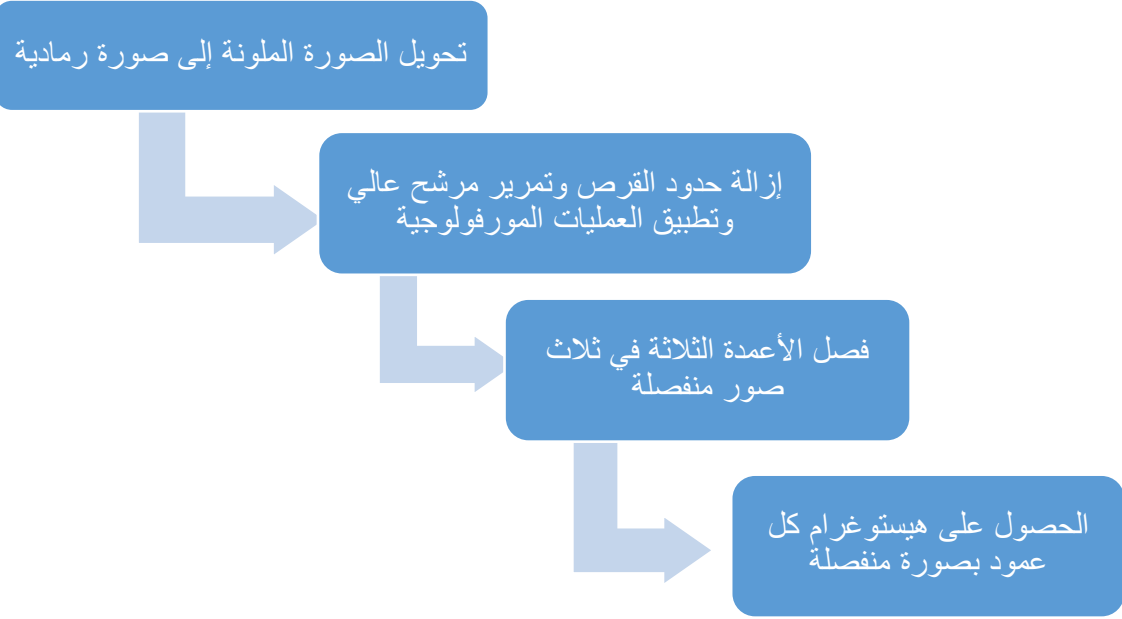
وهو مكون من 25mL ماء مقطر تم تسخينه للدرجة $90^{\circ}C$ وتم إضافة مقدار 1.6mg الأغار وتحريكه بشكل مستمر وعند درجة $45^{\circ}C$ تم إضافة 2ml من الحليب البقري الخام وحبر صيني hero مقدار 2ml لها معامل امتصاص $\mu_a = 7.2cm^{-1}$ [16] وهو قريب من معامل امتصاص الميلانين للبشرة الداكنة $\mu_a = 6.9cm^{-1}$ [17] ثم يسكب المزيج ضمن قرص زجاجي دائري الشكل قطره 7 سم وارتفاعه 1 سم مزروع فيه ثلاث عينات زجاجية الأولى على عمق 1 ملم عن سطح العينة طوله 5.5 سم والعينة الثانية 2 ملم طوله 7.5 سم والعينة الثالثة على بعد 3 ملم طوله 7 سم وقطر الأنبوب الزجاجي 0.5 ملم وتم تعبئة الأنابيب بدم وريدي غير مؤكسج. وتم وضع الفانتوم في صندوق مغلق معتم فيه ثقب كبير لإدخال الكاميرا وثلاثة ثقوب أخرى صغيرة يبعد الأول بمقدار 2.5 سم والثاني على بعد 5 سم و الثالثة على بعد 7.5 سم عن الكاميرا وبعد الكاميرا عن سطح الفانتوم 18 سم ارتفاع الصندوق المعتم.

6- كمبيوتر ماركة core i3-Lenovo g50 :

لعرض الصورة الملتقطة وإظهارها على برنامج عارض الصور ومن ثم يتم إجراء عملية معالجة وتحليل للصورة على برنامج الماتلاب.

5- النتائج ومناقشتها

في كل التجارب تم اعتماد خوارزمية معالجة صورة موحدة وهي موضحة بالشكل التالي

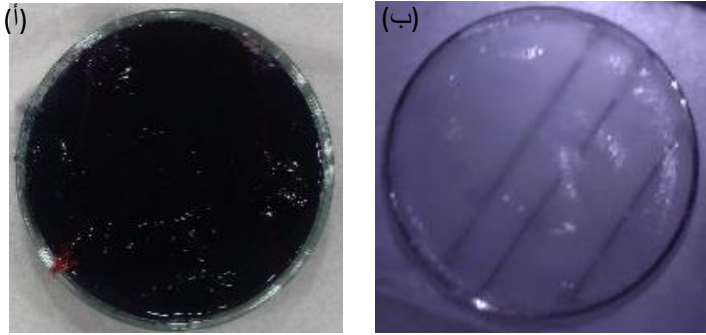


شكل 3: خوارزمية معالجة الصورة

تفسير خوارزمية معالجة الصورة:

من أجل تحديد عمق الأوردة المزروعة تحت سطح الفانتوم المحاكي للجلد، تم تطوير خوارزمية لمعالجة الصور المجمعَة وتحليلها باستخدام الخوارزمية المطورة التي تمت كتابتها بواسطة برنامج الماتلاب حيث يبين الشكل (3) خطوات خوارزمية معالجة الصور. بداية تم تحويل صورة الصورة الملونة RGB التي تم الحصول عليها إلى صورة ذات سويات رمادية. بعد ذلك تم إزالة حدود القرص الزجاجي لعزل الفانتوم عن خلفية

الصورة. ثم تم تطبيق مرشح تمرير عالي على الصورة الناتجة متبوعاً بتطبيق العمليات المورفولوجية على الصورة لإزالة فانтом الجلد والحفاظ على الأوردة الثلاثة ومن ثم تم إجراء فصل الأوردة الثلاثة ونتيجة لذلك تم تخصيص صورة مقابلة منفصلة لكل وريد. يتبع ذلك إنشاء رسم بياني لكل وريد وبالتالي يمكن تقدير عمق الوريد من الرسم البياني حيث تم حفظ قيم السويات الرمادية الموافقة لكل وريد ضمن برنامج الإسكيل. [21]

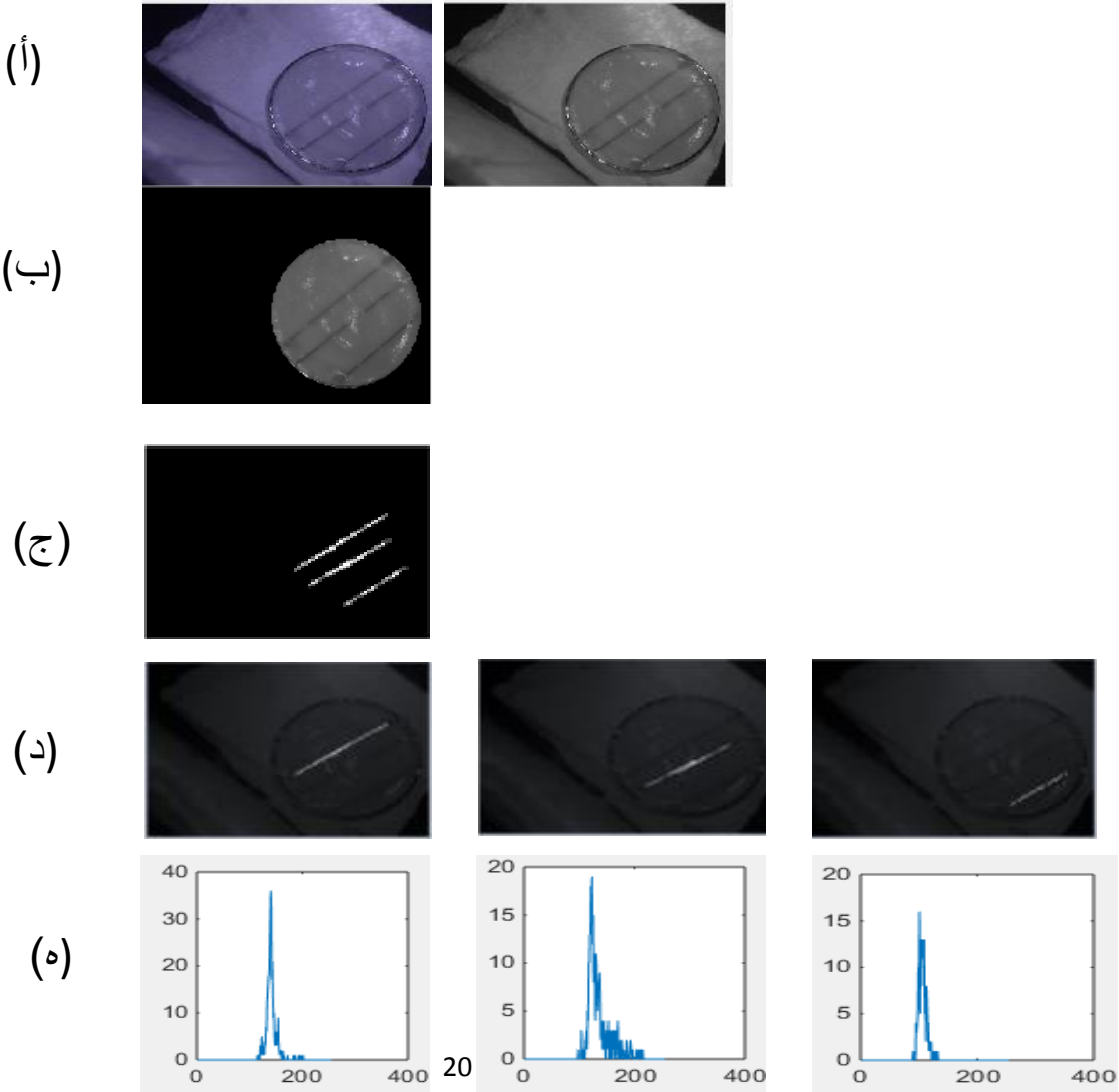


شكل 4: (أ) الصورة الأولية لفانتوم الجلد باستخدام كاميرا الهاتف الذكي (ب) باستخدام نظام التصوير NIR المقترح بعد تشجيع سطح الفانتوم بليزر 830 نانومتر. يمكن رؤية الأوردة الثلاثة الموجودة تحت سطح الجلد بوضوح في فانтом الجلد بعد التصوير بالليزر

لا يمكن قياس عمق الأوردة دون تطبيق مزيد من معالجة الصور على الصورة. بعد الحصول على الصور الرمادية، تم تطبيق إجراءات معالجة الصورة المذكور سابقاً أي أن منطقة الاهتمام كانت على فانтом الجلد بأكمله يعرض الشكل (5) (أ-هـ) خطوات معالجة الصور ينتهي المخطط بثلاثة أوردة معزولة في ثلاث صور منفصلة ونتيجة لذلك يمكن إنتاج ثلاثة مخططات بيانية متميزة وتحليلها. وبعد ذلك يتم تحديد المستويات

الرمادية من الرسوم البيانية الناتجة. يشير المستوى الرمادي إلى سطوع البيكسل ويمكن أن يأخذ أي قيمة بين 0 و 255.

علاوة على ذلك، يشير الرسم البياني للمستوى الرمادي للفانتوم الوريدي إلى عدد وحدات البيكسل في صورة الوريد التي تشترك في نفس المستوى الرمادي. يُظهر المحور السيني في الرسم البياني إلى السويات الرمادية (أي من 0 إلى 255) ويظهر المحور الشاقولي التردد المقابل في الصورة.



شكل 5: خطوات إجراء معالجة الصور ، (أ) التحويل إلى صورة ذات تدرج رمادي (ب) مرشح تمرير عالي وإزالة الخلفية من خلال العمليات المورفولوجية ، (ج) عزل الأوردة الثلاثة (د) فصل الأوردة الثلاثة إلى ثلاث صور حيث كل صورة تحوي وريد (هـ) إنشاء هيستوغرام لكل صورة.

6- التجارب المخبرية:

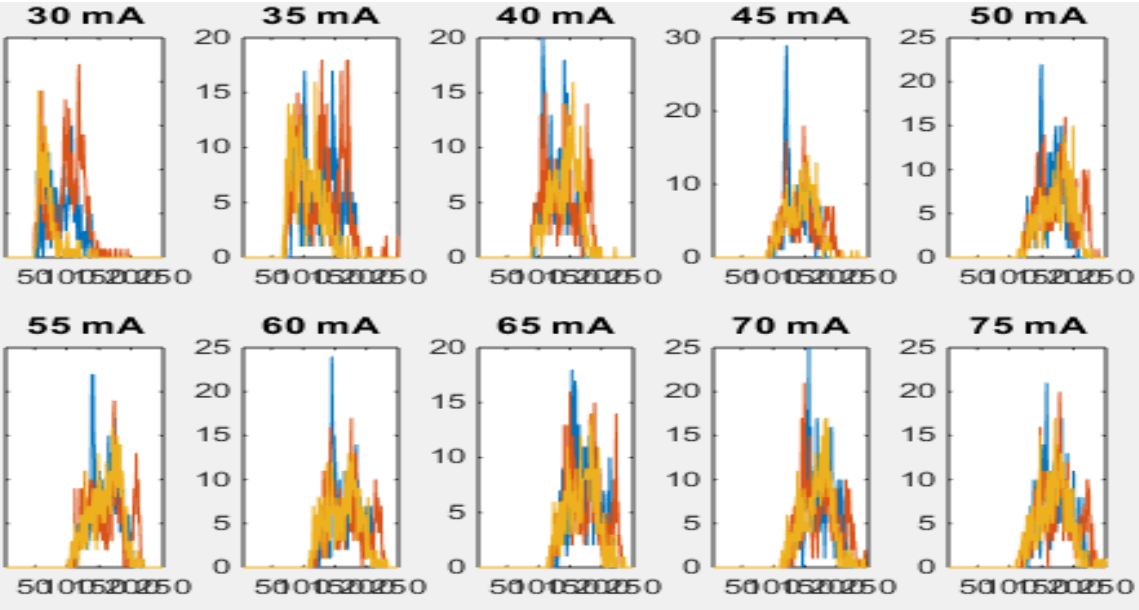
لمعرفة البعد الأفضل بين الليزر والكاميرا وذلك للحصول على أفضل جودة للصورة وبأقل شدة تيار تم إجراء ثلاث تجارب

التجربة الأولى

بعد الكاميرا عن الليزر 2.5 سم عند نفس الارتفاع الشاقولي 18 سم وتم تثبيت الاستطاعة 30 ميلي واط بينما شدة التيار تم تغييرها من 30 ميلي أمبير وحتى 75 ميلي أمبير بمقدار إزاحة 5 ميلي أمبير وزاوية الانعكاس تعطى بالعلاقة:

$$\begin{aligned}\phi_1 &= \tan^{-1} \frac{2.5}{18.1} \\ &= 7.86 \quad \phi_2 \\ &= \tan^{-1} \frac{2.5}{18.2} = 7.82 \quad \phi_3 = \tan^{-1} \frac{2.5}{18.3} = 7.779\end{aligned}$$

تمثل ϕ_1 و ϕ_2 و ϕ_3 زوايا انعكاس الأشعة الليزرية عن فاننوم الوريد الأول وفاننوم الوريد الثاني وفاننوم الوريد الثالث بنفس الترتيب وتم اعتماد خوارزمية معالجة الصورة السابقة بالإضافة إلى حساب هيستوغرام الصورة التي تحوي ثلاث أعمدة عند كل تيار كما هو مبين في الشكل (6).



شكل 6: هيستوغرامات الصور عند التيارات (30-35-40-45-50-55-60-65-70-

75) ميلي أمبير عند البعد 2.5 سم بين الكاميرا والليزر.

حيث ورقة 1 لحفظ السويات الرمادية لكل وريد بعمود محدد حيث العمود C يمثل الوريد الأول والعمود d يمثل الوريد الثاني والورقة 1 تمثل الصورة الملتقطة عند شدة تيار 30 ميلي أمبير والورقة 2 نفس المبدأ لكن تمثل الصورة الملتقطة عند شدة تيار 35 ميلي أمبير وهكذا حتى الورقة 10 التي تمثل الصورة الملتقطة عند شدة تيار 75 ميلي أمبير.

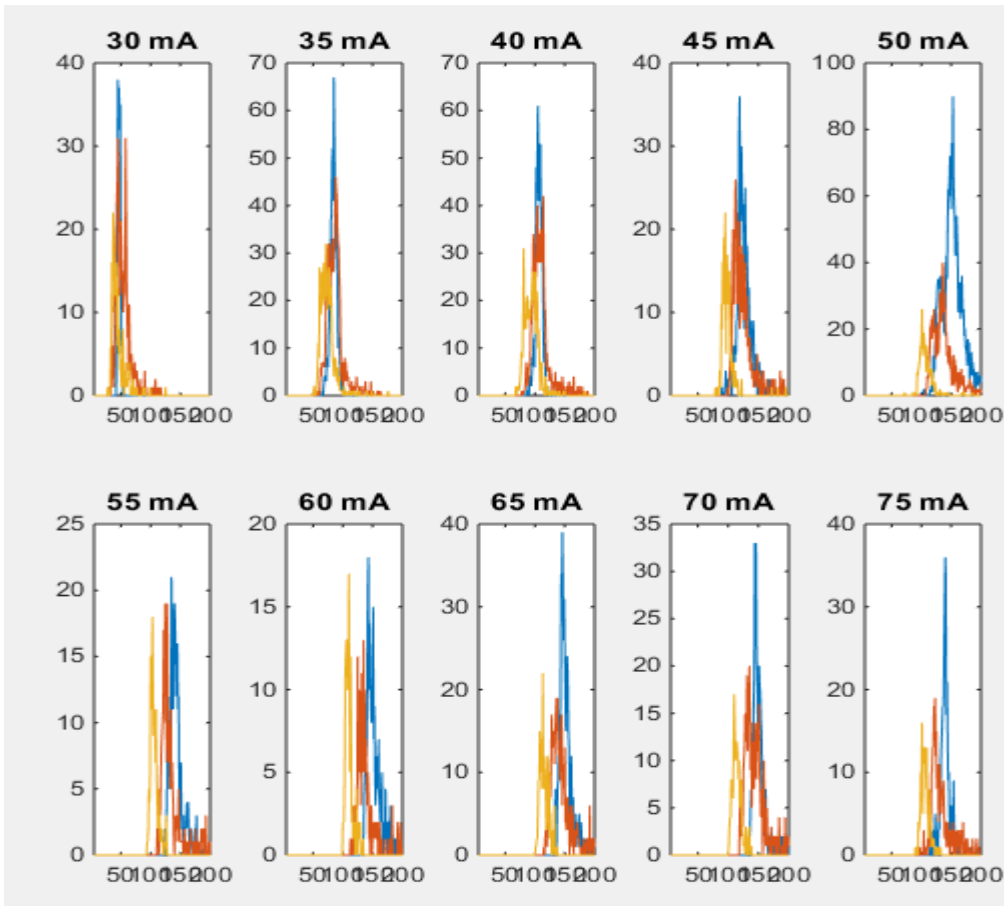
✚ التجربة الثانية:

بعد الكاميرا عن الليزر 5 سم عند نفس الارتفاع الشاقولي 18 سم وتم تثبيت الاستطاعة 30 ميلي واط بينما شدة التيار تم تغييرها من 30 ميلي أمبير وحتى 75 ميلي أمبير بمقدار إزاحة 5 ميلي أمبير وزاوية الانعكاس تعطى بالعلاقة

$$\phi_1 = \tan^{-1} \frac{5}{18.1} =$$

$$15.44 \quad \phi_2 = \tan^{-1} \frac{5}{18.2} = 15.36 \quad \phi_3 = \tan^{-1} \frac{5}{18.3} = 15.28$$

تمثل ϕ_1 و ϕ_2 و ϕ_3 زوايا انعكاس الأشعة عن فانتوم الوريد الأول وفانتوم الوريد الثاني وفانتوم الوريد الثالث وتم اعتماد خوارزمية معالجة الصورة السابقة بالإضافة إلى حساب هيستوغرامات الصور العشرة التي تحوي كل صورة هيستوغرامات ثلاثة أعمدة عند كل تيار ضمن المجال من (30-75) ميلي أمبير كما هو مبين في الشكل (7).



شكل 7: هيستوغرامات الصور عند التيارات (30 - 35 - 40 - 45 - 50 - 55 - 60 - 65 - 70 - 75) ميلي

أمبير عند البعد 5سم بين الكاميرا والليزر.

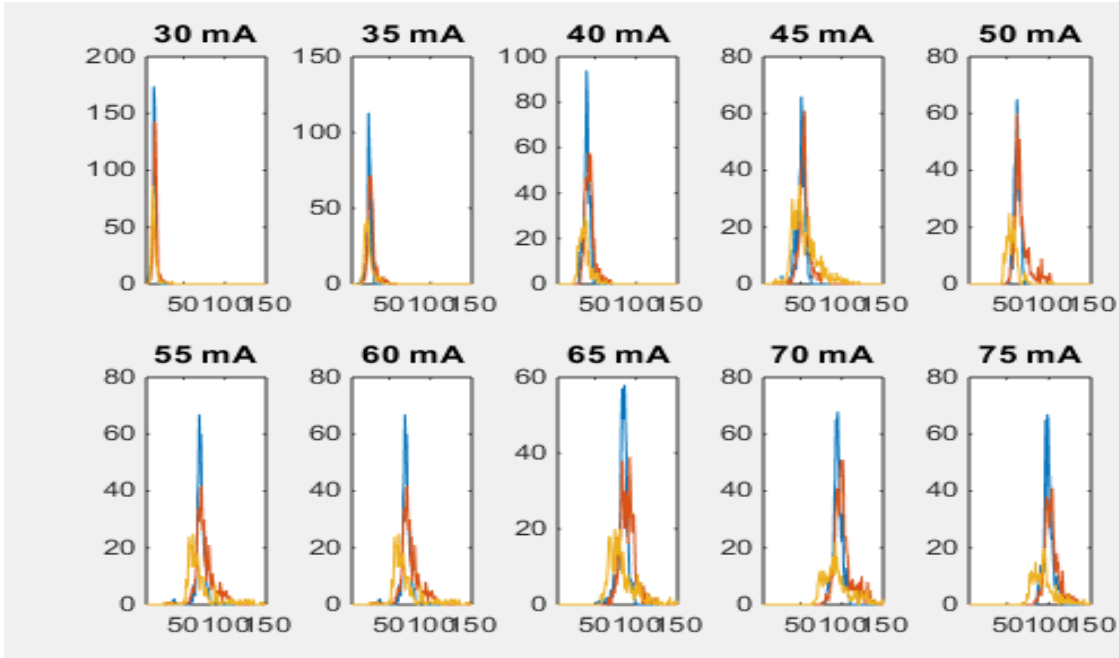
وكذلك الأمر كما في التجربة الأولى تم حفظ قيم السويات الرمادية للأوردة الثلاثة حيث تم حفظ السويات الرمادية لكل وريد بعمود محدد وحفظه في ورقة معينة بحيث كل ورقة تعبر عن تيار محدد وذلك بالترتيب حيث الورقة 1 لشدة تيار 30 ميلي أمبير والورقة 2 لشدة التيار 35 ميلي أمبير والورقة 10 لشدة التيار 75 ميلي أمبير.

✚ التجربة الثالثة:

بعد الكاميرا عن الليزر 7.5 سم عند نفس الارتفاع الشاقولي 18 سم وتم تثبيت الاستطاعة 30 ميلي واط المنعكسة تعطى بالعلاقة التالية

$$\begin{aligned}\phi_1 &= \tan^{-1} \frac{7.5}{18.1} \\ &= 22.5 \quad \phi_2 \\ &= \tan^{-1} \frac{7.5}{18.2} = 22.39 \quad \phi_3 = \tan^{-1} \frac{7.5}{18.3} = 22.28\end{aligned}$$

حيث تمثل ϕ_1 و ϕ_2 و ϕ_3 زوايا انعكاس الأشعة عن فاننوم الوريد الأول وفاننوم الوريد الثاني وفاننوم الوريد الثالث وتم اعتماد خوارزمية معالجة الصورة السابقة بالإضافة إلى حساب هيستوغرامات الصور العشرة التي تحوي كا صورة هيستوغرامات ثلاثة أعمدة عند كل تيار ضمن المجال من (30-75)ميلي أمبير كما هو مبين في الشكل (8).



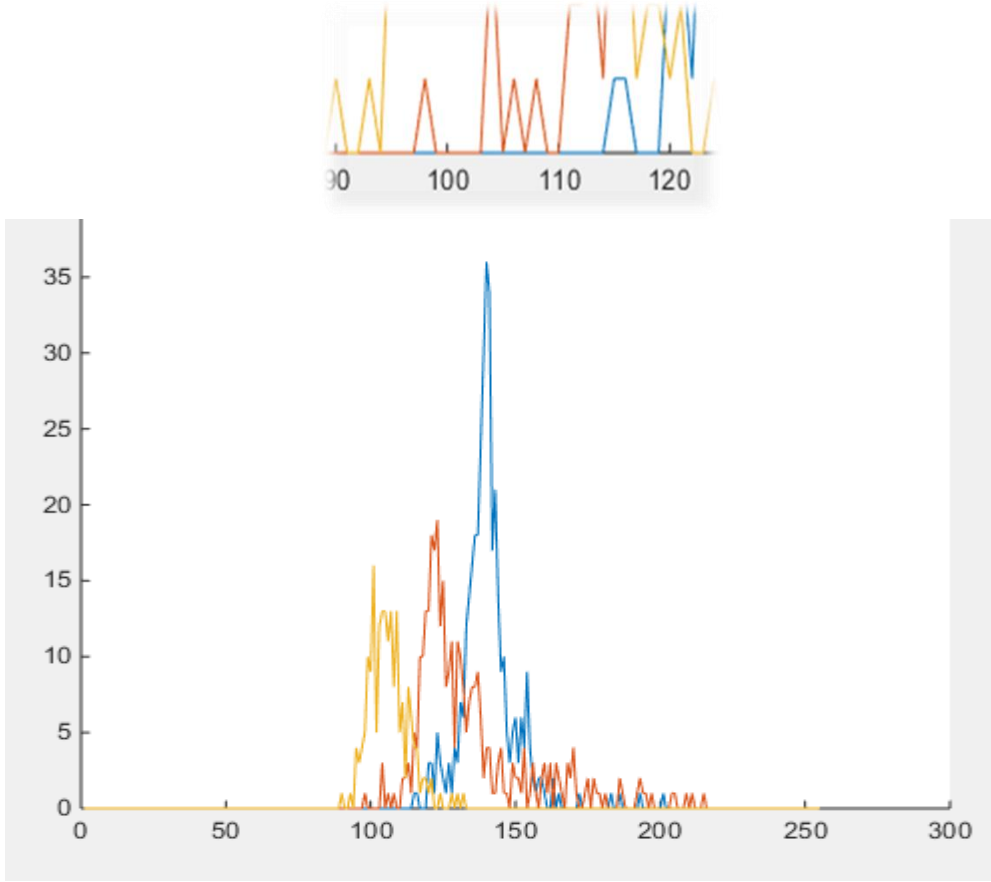
شكل 8: هيستوغرامات الصور عند التيارات (30-35-40-45-50-55-60-

65-70-75) ميلي أمبير عند البعد 7.5 سم بين الكاميرا والليزر.

وكذلك الأمر كما في التجربة الأولى تم حفظ قيم السويات الرمادية للأوردة الثلاثة ولكل وريد بعمود وحفظه في ورقة معينة بحيث كل ورقة تعبر عن تيار محدد وذلك بالترتيب حيث الورقة 1 لشدة تيار 30 ميلي أمبير والورق 2 لشدة التيار 35 ميلي أمبير والورقة 10 لشدة التيار 75 ميلي أمبير.

7- الاستنتاجات والتوصيات:

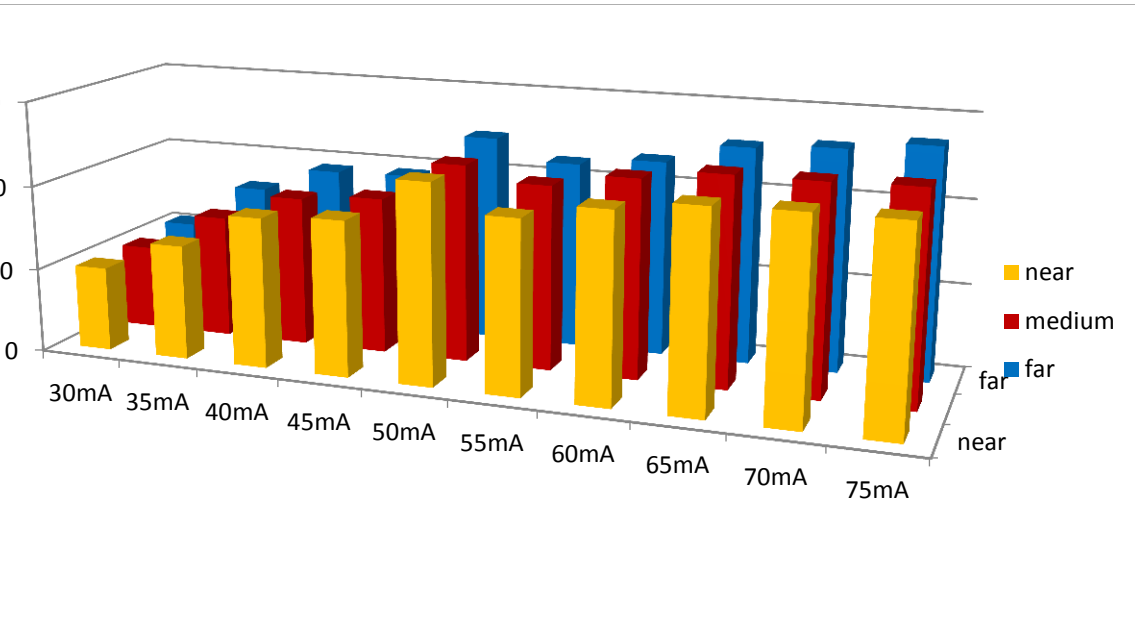
نستنتج من التجارب الثلاثة السابقة كان لابد من البحث عن طريقة موحدة لاعتمادها في تقييم النتائج السابقة تم اعتماد أول قيمة حقيقية بعد قيمة 0 ويجب أن تكون القيم تصاعدياً كما هو موضح بالشكل (11).



شكل 9: هيستوغرام الصورة عند شدة تيار 65 ميلي أمبير تيار والبعد بين

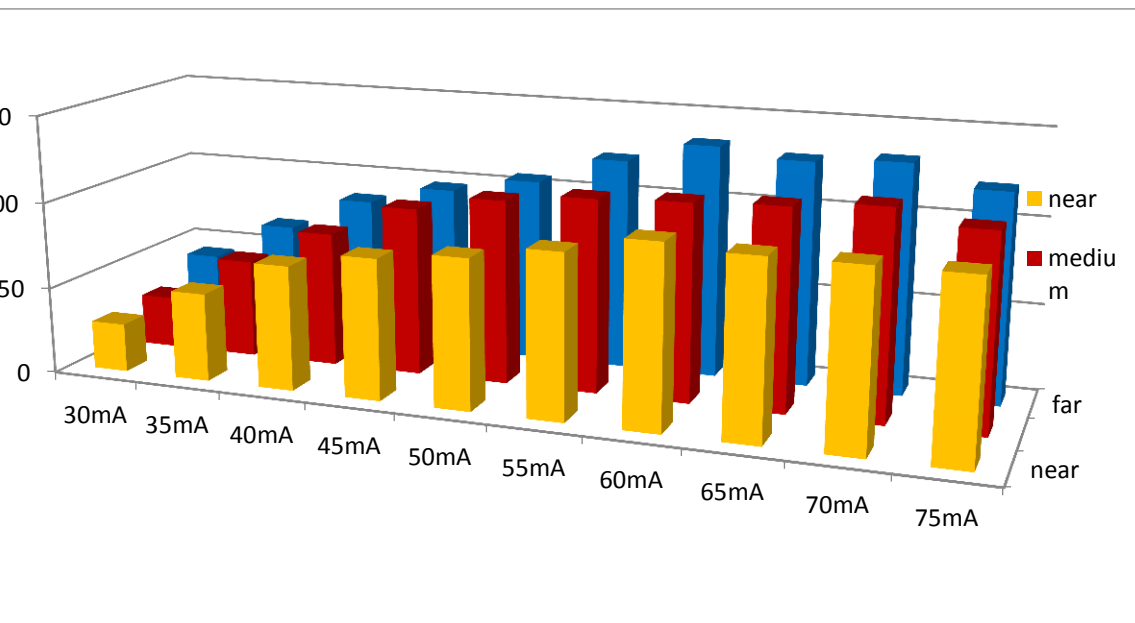
الكاميرا والليزر هو 7.5 سم يوضح أول قيمة تم اعتمادها بعد الصفر.

وبناء عليه تم الحصول على النتائج التالية المبينة في الشكل (9) (10) (11) من خلال مراقبة المخططات المعروضة يمكن ملاحظ أن العلاقة بين شدة التيار الليزرية والمستويات الرمادية تتبع سلوكًا غير خطي خاصة للمسافات 2.5 سم و 5 سم بين مصدر الليزر والكاميرا:



شكل 9: مخطط يربط بين شدة التيار والسويات الرمادية للأوردة الثلاث المسافة بين الكاميرا

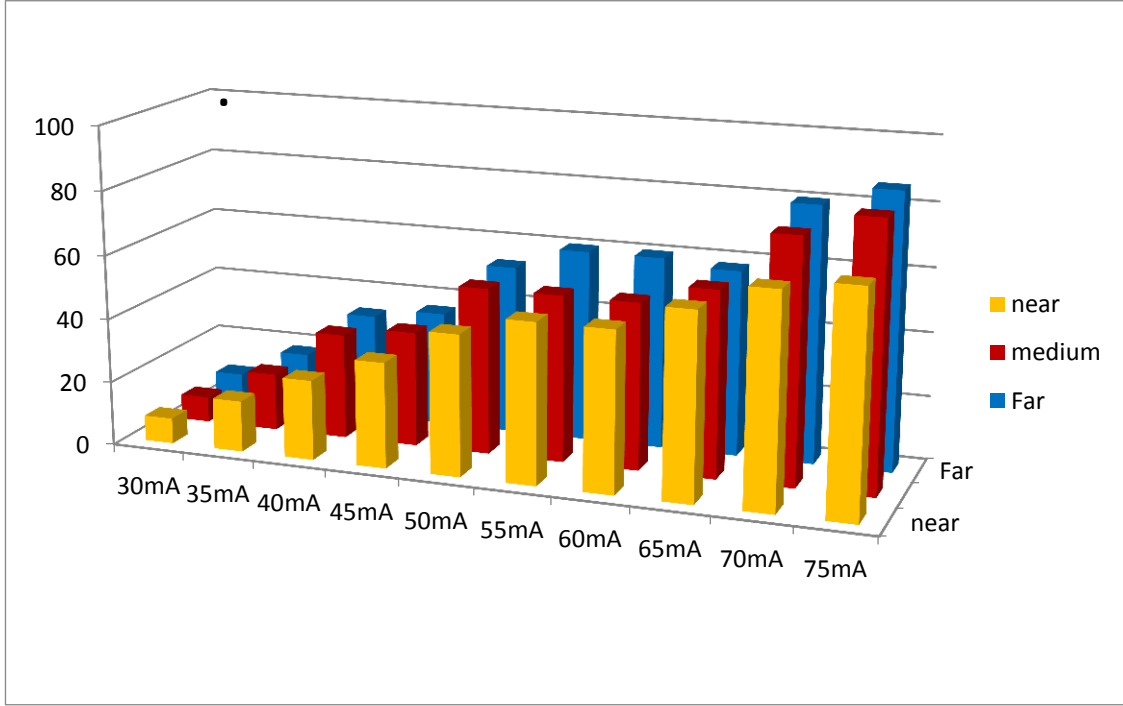
والليزر هي 2.5 سم.



نظام تصوير ضوئي لإظهار الأوردة تحت سطحية باستخدام ليزر نصف ناقل 830 nm

شكل 10: مخطط يربط بين شدة التيار والسويات الرمادية للأوردة الثلاث المسافة بين الكاميرا والليزر

هي 5 سم.



شكل 11: مخطط يربط بين شدة التيار والسويات الرمادية للأوردة الثلاث المسافة بين

الكاميرا والليزر هي 7.5 سم.

مناقشة الاستنتاجات:

- تظهر النتائج المقدمة في هذا العمل قدرة التصوير بالليزر تحت الأحمر طول موجته 830 نانومتر لتصوير الأوردة تحت سطح الجلد الداكن. ومع ذلك قد تحدث حروق في الجلد ناتجة عن الحرارة المفرطة التي تسببها هذه المصادر الليزرية ولكن تم تحديد استطاعة منخفضة 30 ميلي واط لتقليل قدر الإمكان من تأثير الحراري وكذلك زمن التعرض من المتوقع أن يكون قصير.
- وكما تم اختيار الخصائص البصرية لفانتوم الجلد لتتناسب مع القيم المماثلة لجلد له الدرجة 3 أو 4 من حيث لون البشرة حيث يتميز النوعان 3 أو 4

- بمستويات عالية من الميلانين مما يجعل الأوردة غير مرئية للعين المجردة ضمن هذا النوع من الجلد بينما على العكس الجلد 1 و 2 قد تكون الأوردة السطحية أحياناً ترى بالعين حسب طبيعة وبنية جلد الإنسان . [22]
- التحدي الرئيسي الذي يمكن مواجهته عند تصوير البشرة الداكنة هو الحاجة إلى طاقة أعلى من الليزر المستخدم. حيث الضوء المنعكس من الجلد الداكن منخفض جداً مقارنةً بالبشرة الفاتحة، ويمكن تفسير ذلك من خلال محتوى الميلانين العالي في البشرة الداكنة. [22] لكن في دراستنا الحالية وجدنا من الأشكال (9-10-11) أن أي زيادة بالتيار فوق 50 ميلي تيار لن تعطي نتائج إضافية
- يوفر ليزر تحت الأحمر نصف ناقل طول موجته 830 نانومتر المستخدم في هذه الدراسة تمايزاً متبايناً بين الأوردة الموجودة تحت سطح الجلد وهومن ضمن مجال الأطوال الموجية المقترحة حيث في المستقبل يمكن إعادة التجربة على أطوال موجية أخرى ضمن المجال (800-900) نانومتر .
- أهم نتيجة تم الحصول عليها من هذه الدراسة هو تقديم دالة عمق الوريد من خلال نموذج الانحدار الخطي الذي يمثل العلاقة بين المستويات الرمادية المقدره لكل وريد وعمق الوريد العلاقة (1).
- كما وتم الملاحظة أن شدة تيار الليزر التي تضيء فانتوم الجلد والأوردة يمكن أن تؤثر على التمايز بين أعماق الأوردة. على الرغم من أن طاقة الليزر العالية قد تعزز السويات الرمادي لتكون قادر على اكتشاف الأوردة إلا أنه يمكن تحقيق تمايز أفضل بين الأوردة عند قيم التيار 50 ميلي أمبير دون الحاجة إلى زيادة في شدة التيار وبالتالي تخفيف أثر الحروق وتقليل هدر الطاقة الليزرية التي لا تعطي نتيجة مهمة أو مختلفة. في هذا الصدد، تتوافق النتائج التي توصلنا إليها أيضاً مع الأعمال السابقة التي قام بها مدريد وآخرون. [23] حيث خلصوا في

عملهم إلى أن درجات لون البشرة الداكنة مثل الجلد الداكن تتطلب كثافة أعلى من الفوتونات لتصوير الأوردة تحت سطح الجلد بشكل أفضل.

➤ نستنتج من الشكل (11) أن أفضل بعد بين الكاميرا والليزر هو 5 سم حيث يبين الفروقات بين أعماق الأوردة الثلاث بشكل واضح بينما 7.5 سم عند قيم 35 ملم و 45 ملم و 65 ملم قيم السويات الرمادية تكاد تكون هي نفسها وبالتالي غير واضحة الفروقات وكذلك الأمر عند بعد 2.5 سم قيم السويات الرمادية تكاد تكون هي نفسها عند التيارات 30 ملم و 45 ملم و 60 ملم.

8- التوصيات والمقترحات المستقبلية:

❖ في هذه الدراسة تم اعتماد أكبر عمق هو 3 مم تحت سطح فانتوم الجلد وهذا بسبب العدد المحدود من فانتوم الأوردة المستخدم في هذا العمل وهو ثلاثة فقط الأول عند عمق 1ملم والثاني عمق 2 ملم والثالث عمق 3ملم. وبالتالي كنقطة بحث في الأعمال المستقبلية يمكن أن تكون إمكانية إجراء دراسة على أعماق أكثر من 3 مم.

❖ يمكن في المستقبل التوقع أن يكون نظام التصوير المستخدم في هذا العمل قادرًا على تقدير أعماق تصل إلى عدة ملليمترات. كان تركيز هذا البحث على الأوردة السطحية المخفية وغير المرئية تحت سطح الجلد، وبالمستقبل يمكن تطبيق طريقة التصوير بالليزر NIR أيضًا لاستكشاف أقصى عمق للأوعية الدموية يمكن للليزر أن يظهره.

❖ لا يقتصر هذا على التطبيقات التي تتطلب سحب الدم حيث توجد العديد من الإجراءات الجراحية التي تتطلب معرفة دقيقة لمكان الأوردة تحت سطح الجلد.

[24]

المراجع:

1. Pan CT, Francisco MD, Yen CK, et al (2019) Vein pattern locating technology for cannulation: A review of the low-cost vein finder prototypes utilizing near infrared (NIR) light to improve peripheral subcutaneous vein selection for phlebotomy. *Sensors (Switzerland)* 19
2. Prabhu D, Mohanavelu K, Sundersheshu BS, Padaki VC (2012) Vein identification and localization for automated intravenous drug delivery system. In: *Communications in Computer and Information Science*
3. Ialongo C, Bernardini S (2016) Phlebotomy, a bridge between laboratory and patient. *Biochem. Medica* 26
4. Al-Harosh MB, Shchukin SI (2017) Peripheral vein detection using electrical impedance method. *J Electr Bioimpedance* 8:. <https://doi.org/10.5617/jeb.4560>
5. Gottlieb M, Sundaram T, Holladay D, Nakitende D (2017) Ultrasound-guided peripheral intravenous line placement: A narrative review of evidence-based best practices. *West J Emerg Med* 18:. <https://doi.org/10.5811/westjem.2017.7.34610>
6. Highton L, Ekwobi C (2011) Use of the AccuVein device to map the superficial venous system. *Eur J Plast Surg* 34:. <https://doi.org/10.1007/s00238-011-0583-0>

7. Ramer L, Hunt P, Ortega E, et al (2016) Effect of Intravenous (IV) Assistive Device (VeinViewer) on IV Access Attempts, Procedural Time, and Patient and Nurse Satisfaction. *J Pediatr Oncol Nurs* 33:.
<https://doi.org/10.1177/1043454215600425>
8. Cuper NJ, Klaessens JHG, Jaspers JEN, et al (2013) The use of near-infrared light for safe and effective visualization of subsurface blood vessels to facilitate blood withdrawal in children. *Med Eng Phys* 35:.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.007>
9. Efendiev K, Grachev P, Moskalev A, Loschenov V (2020) Non-invasive high-contrast infrared imaging of blood vessels in biological tissues by the backscattered laser radiation method. *Infrared Phys Technol* 111:.
<https://doi.org/10.1016/j.infrared.2020.103562>
10. Ai D, Yang J, Fan J, et al (2016) Augmented reality based real-time subcutaneous vein imaging system. *Biomed Opt Express* 7:.
<https://doi.org/10.1364/boe.7.002565>
11. Paquit VC, Tobin KW, Price JR, Mèriaudeau F (2009) 3D and multispectral imaging for subcutaneous veins detection. *Opt Express* 17:.
<https://doi.org/10.1364/oe.17.011360>

12. Wang F, Behrooz A, Morris M, Adibi A (2013) High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging. *J Biomed Opt* 18:.
<https://doi.org/10.1117/1.jbo.18.5.050504>
13. Roberts WE (2009) Skin Type Classification Systems Old and New. *Dermatol. Clin.* 27
14. Jadoon RN, Shahzad A, Shah SAA, et al (2020) Veins depth estimation using diffused reflectance parameter. *Appl Sci* 10:.
<https://doi.org/10.3390/app10228238>
15. Tseng S-H, Grant A, Durkin AJ (2008) In vivo determination of skin near-infrared optical properties using diffuse optical spectroscopy. *J Biomed Opt* 13:.
<https://doi.org/10.1117/1.2829772>
16. Jacques SL (2013) Optical properties of biological tissues: A review. *Phys. Med. Biol.*
17. Di Ninni P, Martelli F, Zaccanti G (2010) The use of India ink in tissue-simulating phantoms. *Opt Express* 18:.
<https://doi.org/10.1364/oe.18.026854>
18. Aernouts B, Van Beers R, Watté R, et al (2015) Visible and near-infrared bulk optical properties of raw milk. *J Dairy Sci* 98:.
<https://doi.org/10.3168/jds.2015-9630>

19. Stocker S, Foschum F, Krauter P, et al (2017) Broadband Optical Properties of Milk. Appl Spectrosc 71:.
<https://doi.org/10.1177/0003702816666289>
20. Ntombela L, Adeleye B, Chetty N (2020) Low-cost fabrication of optical tissue phantoms for use in biomedical imaging. Heliyon 6:.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e03602>
21. Semmlow JL (2008) Biosignal and Medical Image Processing
22. Petrov GI, Doronin A, Whelan HT, et al (2012) Human tissue color as viewed in high dynamic range optical spectral transmission measurements. Biomed Opt Express 3:.
<https://doi.org/10.1364/boe.3.002154>
23. Madrid García A, R. Horche P (2018) Light source optimizing in a biphotonic vein finder device: Experimental and theoretical analysis. Results Phys 11:.
<https://doi.org/10.1016/j.rinp.2018.10.033>
24. AlZahrani F, Crosby M, Fiorillo L (2019) Use of AccuVein AV400 for identification of probable RICH. JAAD Case Reports 5:.
<https://doi.org/10.1016/j.jdcr.2018.11.022>
25. De Graaff JC, Cuper NJ, Mungra RAA, et al (2013) Near-infrared light to aid peripheral intravenous cannulation in children:

A cluster randomised clinical trial of three devices. Anaesthesia
68:.. <https://doi.org/10.1111/anae.12294>

26. Blanco P (2019) Ultrasound-guided peripheral venous
cannulation in critically ill patients: a practical guideline. Ultrasound
J. 11

