

الاختيار الأمثل للسمات المميزة لصحة شبكية العين للمساعدة في تشخيص الأمراض وكشفها

غسان محمد *

عيد العبود **

مروى طنبري ***

(تاريخ الإيداع ١٦ / ١٢ / ٢٠١٩ . قبل للنشر ٢٥ / ٦ / ٢٠١٩)

ملخص

طورت العديد من خوارزميات الكشف والتحديد الآلي لسمات شبكية العين لأغراض مختلفة، ولعلّ أبرز هذه الأغراض الكشف المبكر عن العديد من الأمراض التي تصيب شبكية العين كاعتلال الشبكة السكري، الزرق، الوذمة البقعية المرتبطة بالعمر (Age-Related Macular Degeneration)، انفصال الشبكية وغيرها من الأمراض. تتوعت الخوارزميات وأدوات البحث فيما بينها بتنوع سمات الشبكية المراد الكشف عنها، وأجمعت معظمها على التركيز على سمات الشكل الدائري للقرص البصري ومدى محيط اللطخة الصفراء، وعرض الوعاء الدموي، والشكل الطبيعي لشبكة الأوعية الدموية، والإفرازات، وبعد مركز اللطخة الصفراء عن العصب البصري. ولكن أغلب هذه الدراسات كان يقوم بالتركيز على سمة واحدة، وتستعرض خوارزميات الكشف عنها، كما أن دقة الكشف عن معظم هذه السمات في الأبحاث السابقة كانت متفاوتة، ومتنوعة السمات والأدوات. يتضمن البحث المقترح دراسة مرجعية عن قواعد البيانات المتوفرة لسمات شبكية العين الصحيحة والمعتلة، كما يتضمن البحث استعراضاً لمعظم الأمراض التي يمكن كشفها من خلال تغيرات في سمات شبكية العين. ويركز هذا البحث على المعالجة الأولية لصور قاع العين، وهي سلسلة من الخطوات التي تُعدّ حجر الأساس في تسهيل استخراج السمات من صور الشبكية. يقدم البحث طرائق جديدة في الكشف عن القرص البصري ومحيط اللطخة الصفراء تتضمن سلسلة من العمليات الرياضية والمورفولوجية المقترحة والتي تحقق نسبة كشف عالية مقارنة مع الدراسات السابقة، كما تمّ في معظم الصور إزالة الخلفية عن الصورة الهدف من أجل سهولة تحليلها، والصورة الناتجة بعد حذف الخلفية يتم استخدامها في خطوة لاحقة مميزة أخرى في عمليات الكشف. الكلمات المفتاحية: معالجة الصورة، قواعد بيانات صورية لشبكية العين، القرص البصري، اللطخة الصفراء، العمليات المورفولوجية، أمراض شبكية العين.

* أستاذ مساعد في قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سوريا.

Email: dr.mariam.saii@gmail.com

** طالب دراسات عليا (دكتوراه) في قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سوريا.

Email: alimia1988@yahoo.com

Optimal Selection of Distinct Features Related to the Health of the Retina for Aiding in Diseases Diagnosis and Detection

* Gassan Mouhammad

** Eid AL Aboud

*** Marwa Tanbry

(Received 16 /12 / 2019 . Accepted 25 / 6 / 2019)

ABSTRACT

So far many algorithms for the detection and automatic identification of the characteristics of the retina for different purposes, the most important of these purposes early detection of many diseases affecting the retina such as diabetes, glaucoma, macular degeneration of age, retinal detachment and other diseases

The algorithms and research tools varied among the variety of characteristics of the retina to be detected, but most concentrated on the features of the circular shape of the optical disc, the extent of the yellow staining, the blood vessel, the normal shape of the vascular network, the excretions. However, most of them were focused on a feature and reviewed the detection algorithms. Moreover, the accuracy of detection of most of these features in the previous research was varied and varied features and tools. The proposed research includes a reference study on the databases available for correct and incorrect retina characteristics. The research also includes a review of most diseases that can be detected through changes in the characteristics of the retina. This research focuses on the primary treatment of the bottom of the eye, a series of steps that are the cornerstone in facilitating the extraction of features from the retina images.

The research presents new methods of detecting the optical disc and the yellow staining area, including a series of proposed mathematical and morphological processes that achieve a high detection ratio compared to previous studies. As most images have been removed for background analysis of objects more easily, and the resulting image after background deletion is used in a subsequent step as another feature in the detection operations.

Keywords: Image processing, retinal imaging databases, optical disc, yellow staining, morphological processes, retinal diseases.

*Assistant Professor, Department of Communication Technology Engineering, Faculty of Information and Communication Technology Engineering, Tartous University, Tartous.

** Teacher, Department of Communication Engineering, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Albaath University, Homs.

***MSc. Student in Communication Technology Engineering, Faculty of Information and Communication Technology Engineering, Tartous University, Tartous.

مقدمة:

شبكة العين هي الطبقة الحساسة للضوء في الجزء الخلفي من العين والتي تغطي حوالي 65% من سطحها الداخلي، ويمكن تشخيص المرحلة الأولية من أمراض الشبكة السكري وارتفاع ضغط الدم وتصلب الشرايين وأمراض القلب والأوعية الدموية من خلال مراقبة هيكل الأوعية الشبكية من وقت لآخر. يُعدّ فحص هيكل الشبكة عملية صعبة جداً لأن حجم الوعاء الدموي صغير جداً ويختلف من وعاء دموي لآخر لهذا السبب وضعت العديد من الخوارزميات الآلية التي تساعد في عملية مراقبة التغيرات التي تظهر في صور الشبكة مثل تشكل أوعية دموية جديدة، شكل القرص البصري، الإفرازات الشبكية، عرض الوعاء الدموي، مدى محيط اللطخة الصفراء، وبعد مركز اللطخة الصفراء عن العصب البصري؛ وبالتالي تحديد وجود المرض ضمنها[1].

يحظى استخراج هذه السمات المميزة لصحة شبكية العين وتشخيص الأمراض باهتمام عالٍ من قبل الباحثين والعاملين في المجال الطبي والهندسي، حيث يتطلب استخدام الحاسب في هذه العملية دقة عالية لأنه يتعلق بحياة البشر، فالأجهزة الحاسوبية والمعدات الحديثة أصبحت تستخدم استخداماً واسعاً في المؤسسات الطبية، وذلك لأنها تساعد في تحسين جودة التشخيص البشري وتقليل نسبة الخطأ إلى أقل ما يمكن، لذا فإن وجود برمجيات جيدة تقوم بمساعدة الأطباء في المؤسسات الطبية أصبح حاجة ملحة وخصوصاً في هذه الأيام[2].

قامت معظم الدراسات السابقة بالتعامل مع سمة واحدة من السمات المميزة لصحة شبكية العين محاولةً استخراجها وتحديد نوع المرض من خلالها، لكن معظم الأمراض التي من الممكن أن تصيب شبكية العين لا يمكن تحديدها من خلال الاكتشاف والاستخراج لهذه السمة فقط، ففي عام ٢٠٠٨ تم طرح دراسة تناولت فكرة الكشف عن موقع القرص البصري بالاعتماد على مطابقة النمط الاتجاهي المتوقع للأوعية الدموية في شبكية العين؛ وذلك باقتراح مرشح مطابقة غوسي ثنائي البعد 2D Gaussian يطابق تقريباً اتجاه الأوعية في جوار القرص البصري، ومن خلال الكثافة المحلية للبكسلات يحدد مركز القرص البصري [3]. وفي العام ذاته أُجريت دراسة اهتمت بعزل المنطقة الأكثر سطوعاً في الصورة عن طريق المعالجة المورفولوجية، ثم استخدم تحويل Hough للكشف عن الميزة الدائرية المقابلة للقرص البصري واختبرت التقنية المقترحة على صور الشبكة لقاعدة بيانات DRIVE وكانت قادرة على تحديد موقع القرص البصري بشكل صحيح في ٣٦ صورة من هذه الصور وكان معدل النجاح ٩٤,٧% [4].

في عام ٢٠١٢ قام بعض الباحثين بدراسة اهتمت بعملية تتبع الأوعية الدموية من مصدرها بواسطة مرشحات Gaussian و Kalman المدمجة، يطبق نموذج Gaussian المعدل لوصف المظهر الجانبي للوعاء الدموي حيث إن المظهر الجانبي الطبيعي على طول مسار الوعاء الدموي يلائم نموذج Gaussian المقترح، ويطبق مرشح Kalman الموسع لتقدير موضع الوعاء الدموي التالي والذي يعتمد على مقطع الوعاء الحالي وكافة المقاطع السابقة أيضاً [5].

وصدرت دراسة أخرى عام ٢٠١٤ استخدمت خوارزمية connected component labeling لوضع علامات على مناطق ضمن صورة الشبكة لتكون عبارة عن مناطق مرشحة للقرص البصري [6]. ونُشرت دراسة أخرى كان الهدف منها اكتشاف جميع البقع غير الطبيعية من خلال تطبيق تحويلات top-hat و bottom-hat المورفولوجية على الصورة [7]. وفي العام ٢٠١٤ أيضاً نُشرت دراسة استخدمت عملية كشف الحافة لتتبع الأوعية الدموية وتتكون من الأساليب المورفولوجية التمدد dilating والملء filling وكانت الدقة الناتجة 93.91% بالنسبة إلى قاعدة بيانات DRIVE و 93.35% بالنسبة إلى قاعدة بيانات STARE [8]. كذلك في العام ٢٠١٤ أُجريت دراسة اعتبرت مركز القرص البصري بمثابة بذرة لتطبيق تقنية المنطقة المتنامية region growing لتجزئة القرص

البصري من صورة الشبكية، الكشف التلقائي عن مركز القرص البصري يكون عن طريق نافذة مزدوجة، ثم تختار قيمة عتبة معينة لتنمية المنطقة من أجل تجزئة القرص البصري[9].

أما في العام ٢٠١٦ فقد أعدت دراسة وجدت أنه نظراً للطبيعة الغوسية للشكل الجانبي للوعاء الدموي فإن مرشح المطابقة Matched filter مع نواة التابع الغوسي غالباً ما يسيء تصنيف هياكل الأوعية غير الدموية كأوعية دموية ولتجنب مثل هذا الكشف الكاذب، اعتمد هذا البحث على استخدام مرشح لابلاس الغوسي Laplacian of Gaussian (LOG) في عملية تجزئة الأوعية الدموية [10]. وفي العام نفسه قامت دراسة أخرى تقارن نوعين من الأساليب المورفولوجية وهي opening و bottom حيث تنفذ طريقة opening على قاعدة بيانات DRIVE التي تحقق متوسط حساسية 84.07% وخصوصية 96.50% ودقة 95.50% في حين يحقق bottom معدل حساسية 95.27% وخصوصية 81.85% ودقة 96.28% [11]. وفي العام ٢٠١٧ أجريت دراسة أخرى قامت بدايةً بعملية إزالة القرص البصري لأنه أكثر أجزاء الصورة سطوعاً بحيث يمكن تصنيفه بشكل خاطئ على أنه إفرازات ضمن الشبكية، ثم استخدم مصنف Support Vector Machine (SVM) الذي يميز بين الإفرازات والكائنات الأخرى بين الصورة [12]. فيما بعد نُشرت دراسة أسهمت بكشف الحواف المستمرة مثل الأوعية الدموية باستخدام مرشح frangi وذلك من خلال مصفوفة Hessian، ثم تطبيق إعادة التشكيل المورفولوجية [13]. وفي العام ذاته صدرت دراسة أخرى تبدأ بعملية إزالة القرص البصري من صورة القاع، ثم تجري عملية تجزئة الأوعية الدموية باستخدام المرشحات المشتركة، مرشح median وذلك للحد من الضجيج والمشتق الأول للتابع الغوسي، حيث يدمجان معاً للحصول على الأوعية الدموية المجزأة بدون ضجيج ومن ثم الحصول على نقاط التشعب التي يمكن استخدامها في تشكيل نظام بصمة الشبكية [14]. وصدرت دراسة أخرى عام ٢٠١٧ وفيها يستخدم مرشح المطابقة الغوسي لتقوية الأوعية الدموية الرقيقة حتى يتمكن من الحصول على المزيد من الأوعية الدموية [15].

أهمية البحث وأهدافه:

تأتي أهمية البحث من الناحية الطبية في الكشف المبكر عن أمراض العين والمساعدة في تشخيصها. كما يمكن تعديل هذه التقنيات وتطبيقها في الكشف عن أمراض الرئة والدماغ والعظام. ويهدف إلى تطوير أداة لمساعدة الأطباء في تشخيص أمراض شبكية العين باستخدام تقنيات معالجة الصورة.

طرائق البحث ومواده:

جرى تصميم النظام بطريقة Offline Recognition أي التعرف باستخدام قواعد بيانات معيارية جاهزة وليس التعرف المباشر عن طريق كاميرات. واستُخدم العديد من الأدوات لإنجاز هذا البحث كالمكتبات الخاصة بلغة البرمجة (Matlab) وقاعدة بيانات معيارية لصور شبكية العين وجهاز حاسب بموصفات جيدة.

لمحة نظرية:

١ مدخل إلى معالجة الصورة:

استخدمت تقنيات معالجة الصورة في السنوات الأخيرة استخداماً واسعاً في المجالات الطبية العديدة، وذلك من أجل تحسين الكشف المبكر عن الأمراض، ولتطوير مراحل المعالجة المختلفة، حيث يؤدي الزمن دوراً مهماً في الكشف

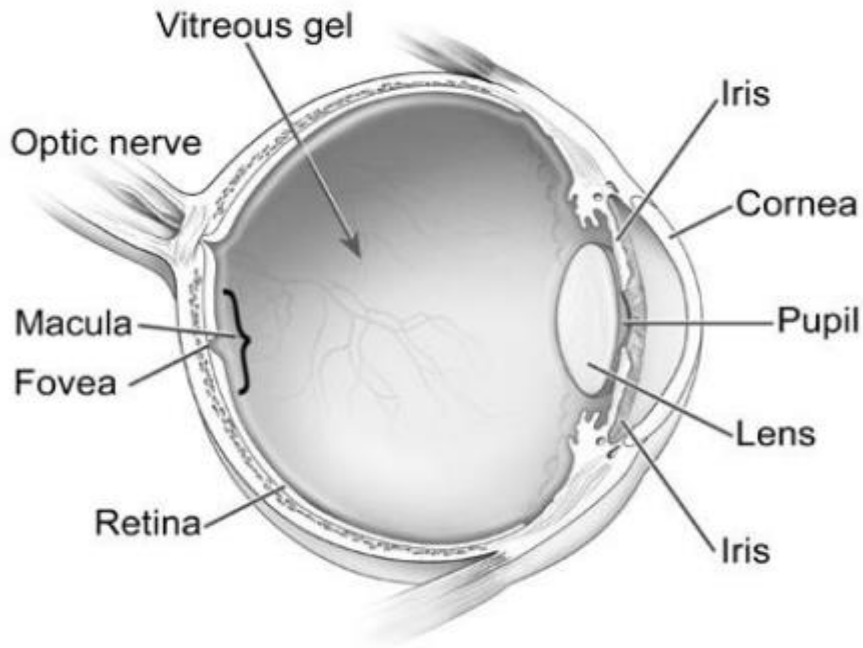
عن المرض بأسرع وقت ممكن، وخصوصاً بوجود أمراض ضمن شبكية العين وأورام سرطانية وغيرها من الأمراض التي تنشأ في مناطق مختلفة من جسم الإنسان.

٢ أهمية تحسين الصورة (Image Enhancement):

تعد عملية تحسين الصورة واحدة من أهم المراحل المستخدمة في تطبيقات معالجة الصورة عامةً، وفي التحليل والكشف عن الأمراض في الصور الطبية خاصةً، فالتقنيات العديدة المستخدمة لتحسين تلك الصور تساهم في زيادة نوعية الصورة وفي وضوحها، وهذا ما يساعد في التشخيص الطبي، لذا فإن عمليات إزالة الغباشة والضجيج وزيادة التباين وتعزيز التفاصيل ما هي إلا أمثلة عن تحسين الصورة.

٣ بنية العين البشرية [17,16]:

عين الإنسان هي العضو الحساس للضوء الذي يسمح للشخص بمشاهدة البيئة المحيطة. يمكن مقارنته بكاميرا بمعنى أن الصورة تتشكل على شبكية العين بينما في الصورة التقليدية يتم تشكيل الصورة على فيلم. تقارب القرنية والعدسة البلورية للعين البشرية عدسة الكاميرا وتعمل قزحية العين مثل الحجاب الحاجز للكاميرا التي تتحكم في كمية الضوء التي تصل إلى الشبكية عن طريق ضبط حجم بؤبؤ العين. يصل الضوء المار عبر القرنية والبؤبؤ والعدسة إلى الشبكية في مؤخرة العين، والتي تحتوي مستقبلات ضوئية حساسة للضوء. تتحول الصورة المتكونة على الشبكية إلى نبضات كهربائية وتحمل إلى الدماغ عبر الأعصاب البصرية، حيث تتم معالجة الإشارات وينشأ الإحساس بالرؤية. يظهر الرسم البياني العام للعين البشرية في الشكل (١).

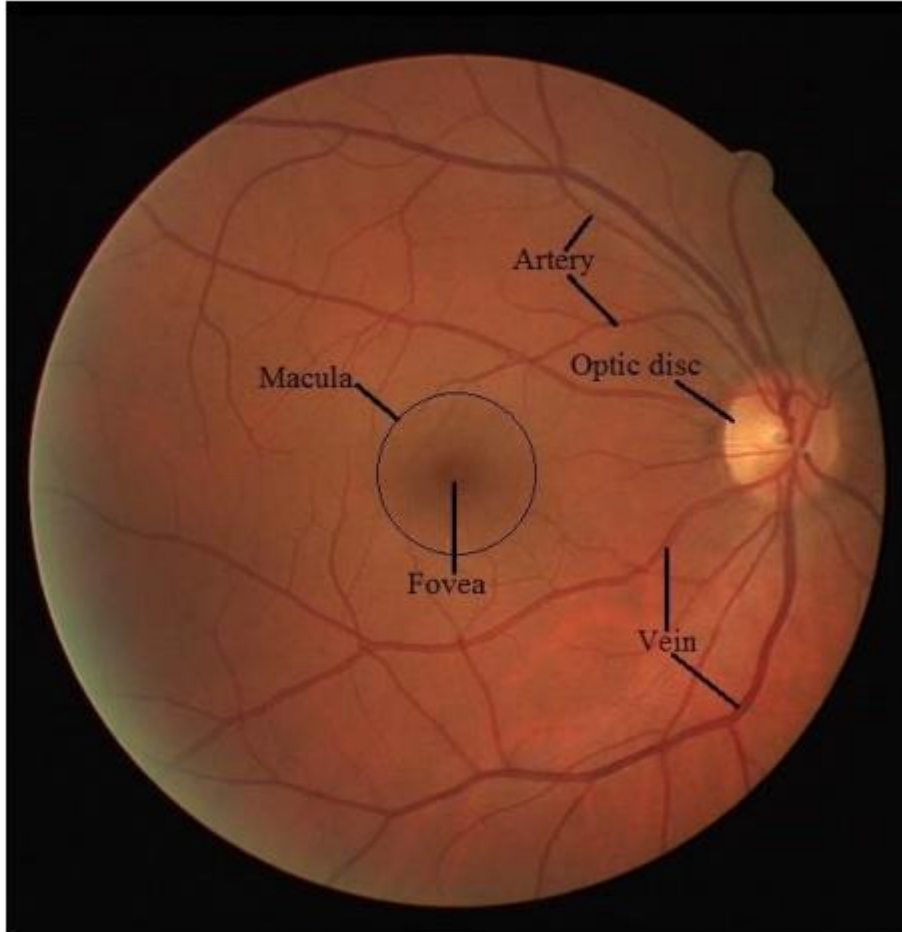


الشكل (١) الرسم البياني العام للعين البشرية

اللطفة الصفراء هي المنطقة الوسطى الصغيرة المصفرة من شبكية العين التي يبلغ قطرها حوالي 5.5mm . توفر اللطفة الصفراء والمنطقة وسطها (النقرة fovea) مركزاً حاداً للرؤية. يمكن أن توفر البقعة الصحية على الأقل رؤية طبيعية (20/20).

تتميز النقرة (Fovea) بكثافة عالية لمستقبلات ضوئية مخروطية مسؤولة عن الرؤية البشرية ثلاثية الألوان. لا تحتوي Fovea لمستقبلات ضوئية "العصي" والتي توفر معلومات عن الرؤية النهارية. تكون الخلايا المخروطية L,S,M حساسة لمدى الطول الموجي الطويل والمتوسط والقصير في الجزء المرئي من الطيف الكهرومغناطيسي (380-780nm)، على التوالي، في حين لا تقدم خلايا العصي معلومات عن الألوان.

القرص البصري هو الجزء المرئي من العصب البصري حيث الألياف العصبية البصرية والأوعية الدموية تدخل إلى العين. لا تحتوي على أي عصي أو مخاريط ضوئية، لذلك لا يمكن الاستجابة للضوء في هذه المنطقة. وبالتالي، يطلق عليه أيضاً النقطة العمياء. تتفرع الأوردة والشرايين من القرص البصري. تكون شرايين الشبكية أضيق عادة من الأوردة. يوضح الشكل (٢) اللطفة الصفراء، البقعة، القرص البصري، الأوردة والشرايين.



الشكل (٢) الأجزاء العامة للعين البشرية.

٥- قواعد البيانات المتاحة للعين:

هناك العديد من مجموعات بيانات صورة قاعدية متاحة للعامّة والتي لها خصائص وأهداف مختلفة. في قواعد البيانات هذه، توفر كل صورة شبكية بيانات كحقيقة مطابقة للواقع، بما في ذلك تجزئة الأوعية الشبكية يدوياً، تحديد موقع الآفات أو درجة مرض السكري لكامل الصورة. غالباً ما يتم فصل كل قاعدة بيانات إلى مجموعة تدريب (Training set) ومجموعة اختبار (Testing set)، حيث يتم تدريب النظام على بعض العينات في قاعدة البيانات وتسمى عينات تدريب والبيانات الباقية يتم اختبار أداء النظام عليها وتسمى عينات اختبار. عندما يتم استخدام نفس قاعدة البيانات لتقييم مختلف الطرق المقترحة، فإن مزايا هذه الطرق وعيوبها ستكون قابلة للقياس بسهولة وقابلة للمقارنة.

❖ DRIVE database: تحتوي مجموعة مكونة من 40 صورة قاع ملونة، مع تجزئة الأوعية الدموية يدوياً. تم تصنيفهم في مجموعة تدريب واختبار تضم كل منها 20 صورة. في قاعدة البيانات هذه، سبع صور لها علامات مرضية، بما في ذلك الإفرازات والنزيف. تم الحصول على هذه الصور من خلال برنامج فحص DR في هولندا. التقطت باستخدام كاميرا Canon CR5 3-CCD في مجال الرؤية 45° (FOV). ترقم كل صورة باستخدام 8 بت لكل قناة 584×768 بكسل [18].

❖ STARE database: تتكون من 20 صورة قاعدية ملونة مع تجزئة الأوعية الدموية يدوياً لها عشرة منهم لديهم علامات مرضية. التقطت هذه الصور بواسطة كاميرا قاع TopCon TRV-50 مع مجال رؤية 35° . تم التقاط كل صورة باستخدام 8 بت لكل مستوى مع 700×605 بكسل [19].

❖ ARIA database: تتضمن ثلاث مجموعات: الأولى تحتوي 92 صورة مع الوذمة البقعية المرتبطة بالعمر، المجموعة الثانية تتكون من 59 صورة مصابة بمرض السكري ومجموعة مراقبة مكونة من 61 صورة. التقطت الصور بواسطة كاميرا Zeiss FF450+ ضمن مجال رؤية 50° . تم التقاط كل صورة باستخدام 8 بت لكل مستوى مع 576×768 بكسل [20].

❖ Messidor database: مكونة من 1200 صورة قاع متوفرة حالياً على الإنترنت. تم الحصول عليها عن طريق استخدام كاميرا Topcon TRC NW6 3CCD في مجال رؤية 45° مع دقة 1440×960 أو 2240×1488 أو 2304×1536 بكسل [21].

❖ REVIEW database: تحتوي 16 صورة لأوعية الدموية المجزئة. تقسم إلى أربع مجموعات: مجموعة الصور عالية الدقة (ثمانية صور)، ومجموعة صور الأمراض الوعائية (أربع صور)، ومجموعة صور العاكسة للضوء المركزي (صورتان) ومجموعة صورة kickpoint (صورتان) [22].

❖ ROC database: تشمل 100 صورة قاع الألوان الرقمية للكشف عن microaneurysms. تم تقسيمها إلى تدريب واختبار كل منها 50 صورة. تزودنا مجموعة التدريب بموقع microaneurysms. عملية النقاط الصور إما باستخدام TopCon NW100 أو كاميرا Canon CR5-45NM في مجال رؤية 45° مع دقة 576×758 ، 1061×1058 و 1383×1389 بكسل [23].

❖ DIARETDB1 database: تتضمن 89 صورة قاع ملونة. في قاعدة البيانات هذه، خمس صور طبيعية والتي لا تتضمن أي إشارات DR، تم التقاطها باستخدام كاميرا قاع رقمية ضمن مجال رؤية 50° مع دقة وضوح 1152×1500 بكسل [24].

٦- أمراض الشبكية:

تُعدّ العديد من الأمراض من الأسباب الشائعة وراء فقدان البصر المبكر والعمى مثل اعتلال الشبكية السكري، الزرق، الوذمة البقعية المرتبطة بالعمى، انفصال الشبكية، retinal tears، انسداد الأوعية الدموية في شبكية العين، انفصال الجسم الزجاجي الخلفي، والنزف الزجاجي، التهاب الشبكية الصباغي، والثقبوب البقعية وما إلى ذلك. ولذلك، فإن الكشف المبكر عن مثل هذه الأمراض مهم بشكل أساسي لأنه يتيح العلاج في الوقت المناسب لتجنب فقدان المجال البصري الكبير ويطيل سنوات الرؤية.

٦-١ اعتلال الشبكية السكري (DR) Diabetic Retinopathy:

اعتلال الشبكية السكري: واحد من أمراض العيون المعروفة والأكثر شيوعاً، التي تؤثر على المرضى. يُعدّ DR هو السبب الرئيس وراء ذلك العمى عند البالغين من سن 20 - 60 سنة، حيث يتسبب 45 % من العمى لدى مرضى داء السكري. علاوةً على ذلك، أصبح الـ DR يشكل تهديداً خطيراً في مجتمعنا، حيث يزداد عدد المرضى الذين يعانون من اعتلال الشبكية السكري بشكل كبير نتيجة للعدد المتزايد من الأشخاص المصابين بمرض السكري. يكلف العمى بسبب مرض العين السكري حوالي 500 مليون دولار سنوياً في الولايات المتحدة [25]. وبما أن داء السكري هو مرض تقدمي، فكلما طالت مدة العلاج لمريض السكري، زاد احتمال إصابته بالعمى. ولهذا السبب، فإن الاكتشاف المبكر بالإضافة إلى الفحص الدوري لـ DR يمكن أن يساعد في الحد من تطور هذا المرض وفي منع فقدان القدرة البصرية لاحقاً. عادة يجب أن يتم الفحص كل 12 شهراً ولكن للحالات الشديدة يجب أن يتم كل 3 أشهر. يتضمن الفحص الحصول على المعطيات وتحليل لصور قاع العين ومراقبة التغييرات في وقت مبكر في أنماط الأوعية الدموية وأيضاً وجود الآفات البقعية، مثل الإفرازات، micro aneurysms والنزيف. علاوة على ذلك، يصنف اعتلال الشبكية السكري إلى اعتلال الشبكية السكري غير التكاثري (NPDR) أو اعتلال الشبكية السكري التكاثري (PDR). يحدث NPDR فقط عندما تكون هناك بعض التغييرات في الأوعية الدموية الدقيقة، مثل تغيير نفاذية الأوعية الدموية في شبكية العين والانسداد في نهاية أوعية شبكية العين. يتميز PDR بنمو الأوعية الدموية الجديدة وأحياناً تكاثر الأشرطة الليفية على سطح الشبكية [25].

٦-٢ الزرق (GC) Glaucoma:

الجلوكوما هو سبب شائع آخر للعمى مع متوسط انتشار 4.2 % للأعمار فوق 60 سنة. سببه هو زيادة إنتاج نوع معين من السوائل التي تسبب فقداناً تدريجياً للألياف العصبية الشبكية. لا يمكن إعادة تنشيط الألياف المفقودة بسبب الزرق ولا توجد إمكانية للشفاء منه، يمكن إيقاف تطور المرض. يؤثر الجلوكوما تأثيراً رئيساً على القرص البصري بزيادة حجم الكأس، ويمكن أن يؤدي إلى فقدان بصري تدريجي إذا لم يتم اكتشافه ومعالجته في الوقت المناسب. يستخدم قياس نسبة الكأس إلى القرص داخل القرص البصري للكشف عنه [26].

٦-٣ الودمة البقعية المرتبطة بالعمر (AMD) Age-Related Macular Degeneration:

هو السبب الرئيس للعمى المسجل بين أولئك الذين تجاوزوا سن 65 في العديد من البلدان مثل، الولايات المتحدة، أوروبا الغربية، أستراليا، اليابان، إلخ. يسبب المرض ضرراً متفاقماً في البقعة. قد يلاحظ المرضى التعتيم أو البقع العمياء أو التشويه في الرؤية المركزية. بدلاً من ذلك، قد لا يعاني المريض من أي أعراض في حين يرى طبيب العيون رواسب صفراء تحت الشبكية (المعروفة باسم drusen)، أو تغيرات صباغية، أو ضمور بقعي، أي ترقق أو فقدان الأنسجة. يمكن استخدام وجود Drusen أو نزيف وتسرب من الأوعية دموية كمؤشرات للكشف عن AMD. [26]

الدراسة العملية والمناقشة:

هناك العديد من العلامات المميزة لصحة العين والتي يكون التغير في إحداها مؤشراً على اعتلال ما، كالشكل الدائري للقرص البصري ومدى محيط اللطخة الصفراء وعرض الوعاء الدموي والشكل الطبيعي لشبكة الأوعية الدموية والإفرازات وبعد مركز اللطخة الصفراء عن العصب البصري، وقدم هذا البحث عدة خوارزميات مقترحة للكشف عن بعض السمات المميزة لصحة شبكية العين.

١- عمليات أولية على صور قاع العين:

وهي حجر الأساس في التشخيص التلقائي لأمراض الشبكية وتشمل الخطوات الآتية:

١ - تغيير حجم صور قاع العين الملونة إلى الحجم 450*400 pixels.

٢ - استخراج القناة الخضراء من الصورة RGB لأنها توفر أقصى تباين محلي على كامل بيكسل الصورة،

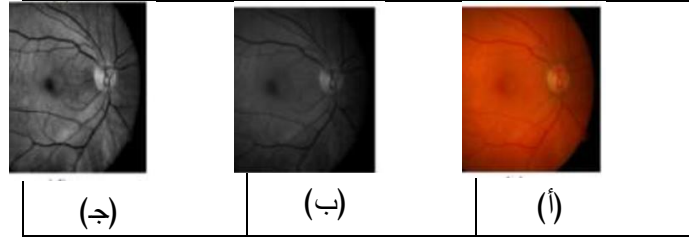
والشكل الآتي (٣) يوضح صورة قاع العين والقنوات اللونية الثلاث لها.



الشكل (٣) صورة قاع العين وقنواتها اللونية: (أ) الصورة الأصلية، (ب) القناة الخضراء، (ج) القناة الحمراء، (د) القناة الزرقاء.

٣ - تطبيق فلتر Median filter بحجم 3*3 pixels من أجل إعادة القيم الوسطى Median values

للعناصر على كامل أبعاد المصفوفة، ثم تطبيق معامل التباين على الصورة من أجل تعزيز تباين الصورة حيث يعمل معادل التباين على مناطق صغيرة في الصورة تسمى الرقعات بدلاً من الصورة بأكملها، ويمكن أن يقتصر التباين وخاصة في المناطق المتجانسة على تفادي أية ضوضاء قد تكون موجودة في الصورة، وتظهر صورة الشبكية الناتجة عن تطبيق العمليات السابقة كما في الشكل الآتي (٤):



الشكل (٤) صورة قاع العين وصورها بعد تطبيق المرشحات: (أ) الصورة الأصلية، (ب) الصورة بعد تطبيق فلتر Median، (ج) الصورة بعد تطبيق معادل التباين.

٢- الكشف عن القرص البصري:

للقرص البصري شكله الدائري ويتميز بأنه منطقة ذات كثافة عالية تبدو مشرقة وبلون أصفر، وقد يتم تشخيصه كجزء من منطقة الإفرازات نظراً للتشابه اللوني بينهما، لذا لا بد من الكشف عنه وعزله حتى نتتمكن من تحديد وجود الإفرازات من عدمه، ولكشف القرص البصري اعتمدنا الخطوات الآتية:

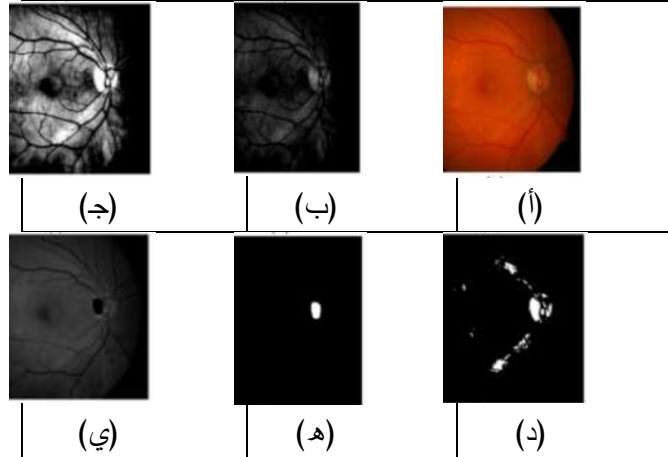
١-تطبيق معامل مورفولوجي Top-hat على الصورة، الشكل (٥ -ب).

٢-تطبيق تمدد التباين على الصورة: وتقوم هذه المهمة بتوسيع نطاق قيم الكثافة للصورة، ويطبق تمدد التباين من خلال تحديد الحدود الدنيا والعليا الممكن استخدامها لصورة تمدد التباين، وبنحو افتراضي تم تحديد القيم في الأدنى والأقصى بمقدار 1% للأسفل و1% للأعلى من كل قيم البيكسل، الشكل (٥ -ج).

٣-تحويل الصورة الناتجة إلى صورة ثنائية باستخدام قيمة عتبة أو مستوى من 0.9 وقيم العتبة في المجال [0, 1]، الشكل (٥ -د).

٤-استخدام معاملي المورفولوجيا Opening & Closing، الشكل (٥ -ه).

٥-وبعد تطبيق كافة المراحل السابقة سيبقى القرص البصري وبعد الكشف عنه سيتم حذفه من صورة الشبكية ويظهر الشكل (٥ -ي) صورة النهائية.



الشكل (٥) صور قاع العين قبل وبعد تطبيق سلسلة من العمليات لكشف القرص البصري: (أ) الصورة الأصلية، (ب) معامل Top-hat، (ج) تمدد التباين، (د) صورة ثنائية Binary، (ه) معامل Opening & closing، (ي) حذف القرص البصري.

٣ مرحلة إزالة الخلفية:

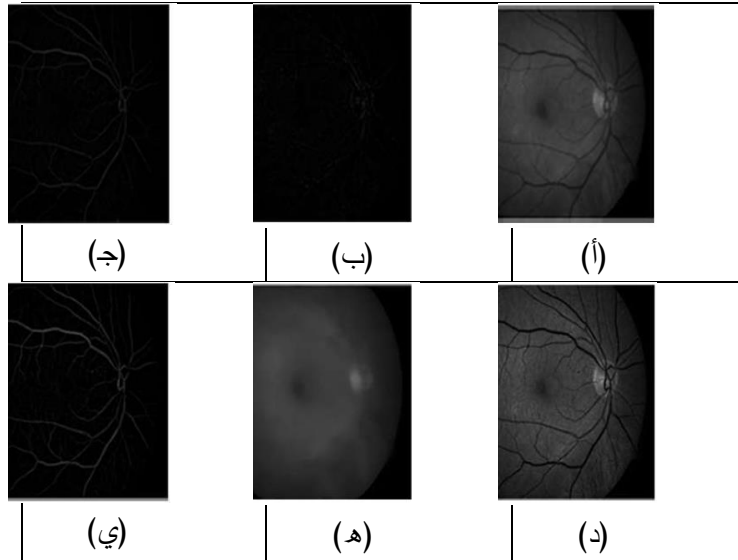
تؤدي إزالة الخلفية إلى تحليل الكائنات بشكل أكثر سهولة، والصورة الناتجة بعد حذف الخلفية يتم استخدامها في خطوة لاحقة مميزة أخرى في عمليات الكشف، وللتخلص من الخلفية تم استخدام كل من معاملي المورفولوجيا Top-hat و Bottom-hat وفق تسلسل الخطوات الآتية:

١- حساب عملية Top-Hat على الصورة والنتيجة موضحة بالشكل (٦-ب).

٢- حساب عملية Bottom-Hat وهي مزيج من عمليات Closing و Minus، حيث تقوم عملية Bottom-Hat بحساب معامل Closing المورفولوجي على الصورة ثم يطرح الصورة الأصلية المعتمدة على عنصر هيكلية من الصورة الناتجة عن عملية Closing، وقد استخدمنا في هذا البحث عنصر هيكلية قرص بقطر 5 pixels، ويظهر الشكل (٦-ج) الصورة الناتجة بعد الخطوة الثانية في عملية إزالة الخلفية وهي معامل Bottom-Hat.

٣- طرح الصورة الناتجة عن عملية Bottom-Hat من الصورة الناتجة عن عملية جمع القناة الخضراء للصورة الرئيسية والصورة الناتجة بعد عملية Top-Hat وهذا ما يوضحه الشكل (٦-د).

٤- طرح الصورة النهائية من صورة مرشح Median بحجم 25*25 pixels حيث تظهر الصورة الناتجة بعد تطبيق مرشح Median في الشكل (٦-هـ)، أما صورة عملية الطرح فتظهر في الشكل (٦-ي).



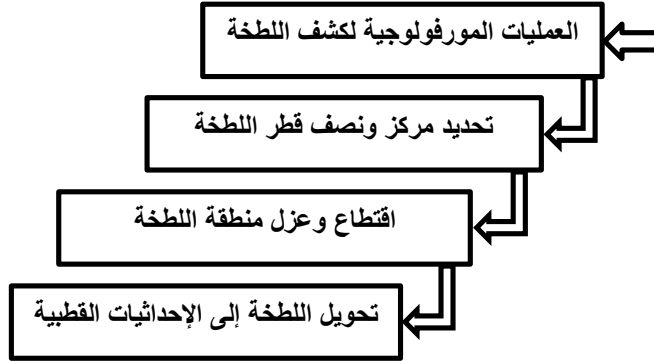
الشكل (٦) صورة قاع العين قبل وبعد تطبيق سلسلة من العمليات لإزالة الخلفية: (أ) القناة الخضراء للصورة الأصلية، (ب) معامل Top-hat، (ج) معامل Bottom-hat، (د) $[(a+b) - c]$ ، (هـ) مرشح Median، (ي) حذف الخلفية.

٤ كشف محيط اللطخة الصفراء :

تعتمد الخوارزمية المقترحة على استخدام العمليات المورفولوجية وواصفات المنطقة والحصول على منطقة اللطخة الصفراء اعتماداً على المنطقة الأكثر أهمية في الصورة المعالجة. وقد أخذت الخوارزمية المصممة بعين الحسبان التعامل مع كافة أنواع صور العين مهما كان نوعها، كما أنها تعمل بشكل مستقل عن الدوران والانزياح والإضاءة، حيث تلعب عمليات المعالجة السابقة واللاحقة التي تم استخدامها على تجاوز كل تلك المحددات.

أما خوارزمية اقتطاع منقطة اللطخة الصفراء فهي تعتمد على تحديد مركز اللطخة ونصف قطرها، وأخذ عينات من مستقيم ينطلق من مركز دائرة اللطخة ويستقر على المحيط، ولدى انتهاء عملية التقاط العينات يتم تدوير الإحداثيات بمقدار زاوية صغيرة جداً وتكرر عملية أخذ العينات من جديد وهكذا تستمر هذه العملية حتى تصبح قيمة الزاوية 360° .

تتميز الخوارزمية المقترحة لمرحلة التجزئ بعدة محاسن أهمها: قدرتها على تشكيل صورة ثنائية البعد من منطقة اللطخة الصفراء فقط بغض النظر عن مصدر صورة اللطخة وحالتها، وتتضمن هذه الخوارزمية المراحل الموضحة في الشكل (٧).



الشكل (٧) مراحل المعالجة المسبقة والتجزئ لصورة اللطخة الصفراء

٤-١ العمليات المورفولوجية لكشف اللطخة:

تمت عملية تحديد منطقة اللطخة الصفراء وفقاً للخطوات الآتية:

- تسوية إضاءة الصورة باستخدام عملية تسوية الهستوغرام Histogram Equalization، ثم تطبيق تابع تجزئة السويات الرمادية الذي يبقي السويات التي هي ضمن المجال الداكن الممثل للربع الثاني من السويات الرمادية [60-120]، وهي السويات التي تتضمن غالباً منطقة اللطخة، وقد تظهر مع هذه المنطقة مناطق أخرى، ويتم إزالتها بعملية الفتح المورفولوجية.
- تطبيق عملية الإغلاق المورفولوجية على الصورة الناتجة من المرحلة السابقة وذلك من أجل وصل الانقطاعات داخل المناطق، ثم عملية ملء الثغرات (Filling Holes) للحصول على مناطق مجمعة لللطخة وترميم الثغرة الناتجة.
- حساب مساحة المناطق المتبقية وأخذ المنطقة ذات المساحة الأكبر التي تمثل منطقة اللطخة، ثم تحديد مركز ثقل المنطقة ونصف قطرها ورسم الدائرة المحددة لمنطقة اللطخة.

٤-٢ تحديد مركز اللطخة ونصف قطرها:

- تم تحديد مركز اللطخة ونصف قطرها من خلال:
- أخذ الصورة الناتجة عن المرحلة السابقة والتي تمثل دائرة اللطخة، ثم حساب قطرها الرئيسي والثانوي من خلال حساب البعد بين أبعد نقطتين أفقياً وأبعد نقطتين عمودياً واستنتاج قيمة نصف القطر بالاعتماد عليهما وفق العلاقة الآتية: $Pupilradius = (MJA + MNA) / 4$ (1) حيث MJA: القطر الرئيسي، وMNA: القطر الثانوي.
- حساب مركز منطقة اللطخة من خلال خوارزمية حساب مركز الثقل وذلك لتحديد مركز اللطخة.
- تشكيل صورة سوداء بحجم صورة اللطخة ورسم دائرة بيضاء داخلها يكون مركزها هو مركز منطقة اللطخة، ونصف قطرها هو نصف قطر اللطخة وتحسب معادلتها كما يلي:

$$C1 = (y - CentY)^2 - (x - CentX)^2 = Pupilradius^2 \quad (2)$$

حيث (CentX,CentY) هي إحداثيات مركز منطقة اللطخة، أما $Pupil_radius$ فهو نصف قطر اللطخة.

٣-٤ اقتطاع منطقة اللطخة وعزلها على خلفية سوداء:

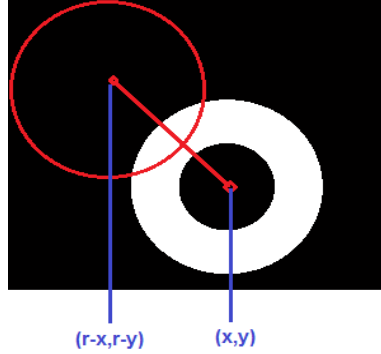
بعد تحديد منطقة اللطخة (مركزها ونصف قطرها) تبدأ عملية اقتطاع اللطخة، والتي تعتمد على تعزيز تباين الصورة الأصلية للحصول على سويات رمادية موزعة بشكل منتظم.

٤-٤ تحويل الصورة من الإحداثيات الديكارتية (x,y) إلى الإحداثيات القطبية (r,θ) :

تهدف هذه الخطوة إلى تحويل صورة اللطخة إلى شريط معلومات وإزالة الخلفية مما يوفر زمن معالجة لاحقاً، كما أن هذه العملية تقلل بيانات وأبعاد الصورة بشكل كبير وتستخلص المعلومات المهمة فقط من الصورة. تم إنجاز هذه المرحلة باستخدام تدوير الإحداثيات واعتماداً على مبدأ أخذ العينات، ولعل أكثر الخوارزميات انتشاراً في هذا المجال هي خوارزمية دوغمان والتي استوحينا منها فكرة الخوارزمية المقترحة، لكن الخوارزمية المقترحة مستقلة عن الانزياح والدوران؛ ومهما كان شكل منطقة اللطخة فإنها تقوم بتحويلها إلى الإحداثيات القطبية بشكل صحيح. تتضمن الخوارزمية المقترحة في هذه المرحلة المرحتين الفرعيتين الآتيتين:

مرحلة ١ إجراء انسحاب لصورة اللطخة: يتم نقل الصورة مهما كان موقعها في الصورة العامة لتبدأ من الزاوية العليا اليسرى وتصبح الصورة هي صورة بأبعاد اللطخة فقط. تم تطبيق هذه الخطوة باستخدام المعادلة الآتية، ويوضح الشكل (٨) عملية الانسحاب على شريط اللطخة لعينة اختبار.

$$(x_{new}, y_{new}) = (radius - x_{old}, radius - y_{old}) \quad (3)$$



الشكل (٨) عملية الانسحاب للحصول على الإحداثيات الجديدة

مرحلة ٢ تطبيق خوارزمية التحويل من الإحداثيات الديكارتية إلى الإحداثيات القطبية (التطبيع) المقترحة:

افتراض القيم الابتدائية: (زاوية التدوير) $\theta=0$ ، $freq=1$ (عدد تكرارات الخوارزمية)، (x,y) : إحداثيات مركز اللطخة، r : نصف قطر منطقة اللطخة، $(row,column)=(0,0)$ الإحداثيات الابتدائية لصورة الخرج، k عدد أسطر الصورة، n : عدد أعمدة الصورة.

خطوة ١: ثبت رقم الأسطر j على قيمة ثابتة وحرك الأعمدة i انطلاقاً من النقطة الابتدائية $(x+r,y)$ وحتى الوصول لنقطة المحيط $(x+2*r,y)$.

خطوة ٢: ومن أجل كل مرة تتغير فيها قيمة i كرر الخطوات الأربع الآتية:

من أجل كل إحداثي (i,j) احصل على قيمة البكسل من الصورة المجزأة $f(i,j)$.

خزن قيمة هذا البكسل في الموقع $(row,column)$ من صورة الخرج.

زد قيمة row بمقدار 1.

زد قيمة العدادا أ بمقدار 1.

خطوة ٣: قم بتدوير الصورة حول المركز (x,y) بزاوية θ بعكس عقارب الساعة مقدارها:

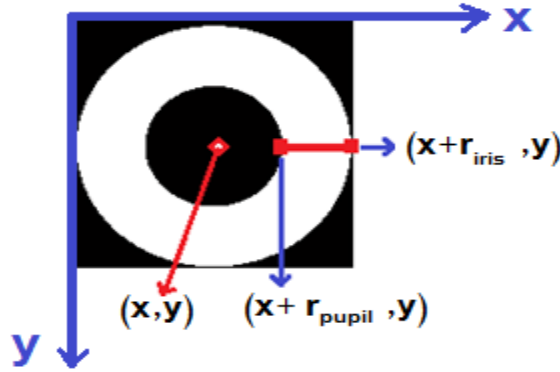
$$\theta = \frac{freq}{0.001 * k * n} \times \frac{\pi}{4} \quad (4)$$

تم استخدام القيمة 0.001 في المقام لكيلا تتباطأ الخطوة بشكل كبير بين التكرار والتكرار الذي يليه، أما k: فهي عدد أسطر الصورة و n: عدد أعمدها، واستخدم المعامل freq لزيادة قيمة الزاوية بشكل ديناميكي وليس بشكل ثابت.

خطوة ٤: زد قيمة column بمقدار 1، زد قيمة العداد freq بمقدار 1.

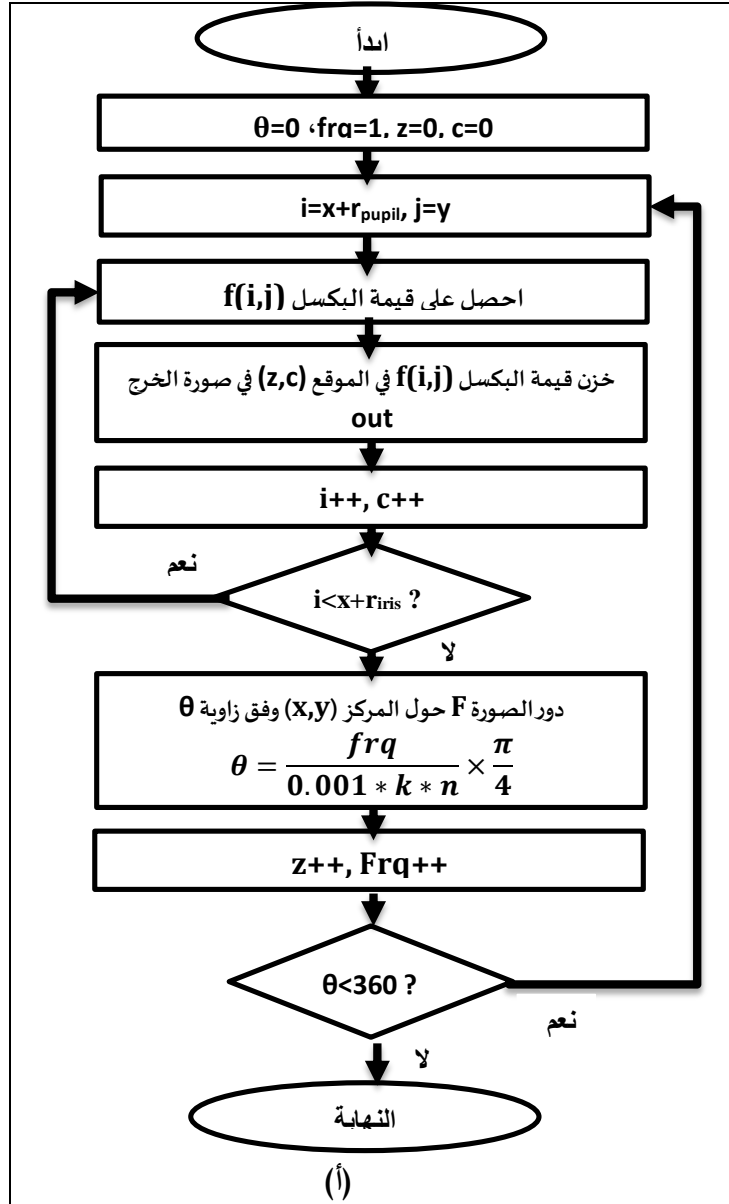
خطوة ٥: كرر الخطوات من ٢ إلى ٤ طالما أن الزاوية θ لم تصل للقيمة 360° .

يوضح الشكل (٩) خوارزمية تحويل صورة اللوحة إلى شريط في الإحداثيات القطبية.



الشكل (٩) كيفية التقاط عينات اللوحة

يوضح الشكل (١٠) خوارزمية التحويل إلى الإحداثيات الديكارتية كما يلي:



الشكل (١٠) خوارزمية تحويل اللوحة إلى الإحداثيات القطبية: (أ) خوارزمية التحويل

الاستنتاجات والتوصيات:

يقدم البحث خوارزمية جديدة لتجزئ منطقة الشبكية والحصول على السمات المميزة الناظمة لسلامة العين أو اعتلالها، حيث تم اقتراح العديد من الخوارزميات التي تكشف العديد من هذه السمات كشكل القرص البصري واللوحة الصفراء باستخدام العديد من تقنيات معالجة الصورة.

يقترح البحث تطبيق خوارزميات استخلاص سمات أخرى كالخوارزمية FCM (Fuzzy C-means clustering) التي تعتمد على طريقة التجميع الضبابي لتشخيص سمات أخرى في الشبكية تدل على سلامة العين.

المراجع:

- [1] Rahbar, S., & Shokooh-Saremi, M. (2018). Mathematical modeling of laser linear thermal effects on the anterior layer of the human eye. *Optics & Laser Technology*, 99, 72-80.
- [2] Binder, H. (2014). U.S. Patent No. 8,636,358. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [3] Youssif, A. A. H. A. R., Ghalwash, A. Z., & Ghoneim, A. A. S. A. R. (2008). Optic disc detection from normalized digital fundus images by means of a vessels' direction matched filter. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(1), 11-18.
- [4] Sekhar, S., Al-Nuaimy, W., & Nandi, A. K. (2008, May). Automated localisation of retinal optic disk using Hough transform. In *Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE International Symposium on (pp. 1577-1580). IEEE.
- [5] Li, H. (2012, July). Retinal vessel measurement using model fitting approach. In *Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, 2012 7th IEEE Conference on (pp. 1751-1754). IEEE.
- [6] Azam, A., Akram, M. U., & Qamar, U. (2014, December). Optic disc segmentation from colored retinal images using vessel density. In *Frontiers of Information Technology (FIT)*, 2014 12th International Conference on (pp. 313-318). IEEE.
- [7] Shami, F., Seyedarabi, H., & Aghagolzadeh, A. (2014, May). Better detection of retinal abnormalities by accurate detection of blood vessels in retina. In *Electrical Engineering (ICEE)*, 2014 22nd Iranian Conference on (pp. 1493-1496). IEEE.
- [8] Zaki, S. K. M., Zulkifley, M. A., & Nazari, A. (2014, November). Tracing of retinal blood vessels through edge information. In *Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)*, 2014 IEEE International Conference on (pp. 13-17). IEEE.
- [9] Singh, A., Dutta, M. K., Parthasarathi, M., Burget, R., & Riha, K. (2014, November). An efficient automatic method of Optic disc segmentation using region growing technique in retinal images. In *Contemporary Computing and Informatics (IC3I)*, 2014 International Conference on (pp. 480-484). IEEE.
- [10] Kumar, D., Pramanik, A., Kar, S. S., & Maity, S. P. (2016, June). Retinal blood vessel segmentation using matched filter and laplacian of gaussian. In *Signal Processing and Communications (SPCOM)*, 2016 International Conference on (pp. 1-5). IEEE.
- [11] Nugroho, H. A., Lestari, T., Aras, R. A., & Ardiyanto, I. (2016, October). Comparison of two different types of morphological method for feature extraction of retinal vessels in colour fundus images. In *Science in Information Technology (ICSITech)*, 2016 2nd International Conference on (pp. 296-299). IEEE.
- [12] Rekhi, R. S., Issac, A., & Dutta, M. K. (2017, October). Automated detection and grading of diabetic macular edema from digital colour fundus images. In *Electrical, Computer and Electronics (UPCON)*, 2017 4th IEEE Uttar Pradesh Section International Conference on (pp. 482-486). IEEE.
- [13] Nugroho, H. A., Aras, R. A., Lestari, T., & Ardiyanto, I. (2017, September). Retinal vessel segmentation based on Frangi filter and morphological reconstruction. In *Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCREC)*, 2017 International Conference on (pp. 181-184). IEEE.
- [14] Sutanty, E., Rahayu, D. A., Susetianingtias, D. T., & Madenda, S. (2017, October). Retinal blood vessel segmentation and bifurcation detection using combined

- filters. In Science in Information Technology (ICSITech), 2017 3rd International Conference on (pp. 563-567). IEEE.
- [15] Karule, P. T., & Joshi, S. (2017, June). Blood vessels segmentation using thresholding approach for fundus image analysis. In Intelligent Computing and Control (I2C2), 2017 International Conference on (pp. 1-5). IEEE.
- [16] Yao, B., Jiang, X., Khosla, A., Lin, A. L., Guibas, L., & Fei-Fei, L. (2011, November). Human action recognition by learning bases of action attributes and part. In Computer Vision (ICCV), 2011 IEEE International Conference on (pp. 1331-1338). IEEE.
- [17] Rigas, I., Economou, G., & Fotopoulos, S. (2012, September). Human eye movements as a trait for biometrical identification. In Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS), 2012 IEEE Fifth International Conference on (pp. 217-222). IEEE.
- [18] Fraz, M. M., Remagnino, P., Hoppe, A., Uyyanonvara, B., Rudnicka, A. R., Owen, C. G., & Barman, S. A. (2012). An ensemble classification-based approach applied to retinal blood vessel segmentation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9), 2538-2548.
- [19] Wang, S., Yin, Y., Cao, G., Wei, B., Zheng, Y., & Yang, G. (2015). Hierarchical retinal blood vessel segmentation based on feature and ensemble learning. *Neurocomputing*, 149, 708-717.
- [20] Moreno, V. C., & Cozzani, V. (2015). Major accident hazard in bioenergy production. *Journal of Loss Prevention in the Process Industries*, 35, 135-144.
- [21] Decencière, E., Zhang, X., Cazuguel, G., Lay, B., Cochener, B., Trone, C., ... & Charton, B. (2014). Feedback on a publicly distributed image database: the Messidor database. *Image Analysis & Stereology*, 33(3), 231-234.
- [22] Soltani, A. M., Keyes, G. R., Singer, R., Reed, L., & Fodor, P. B. (2013). Outpatient surgery and sequelae: an analysis of the AAAASF Internet-based quality assurance and peer review database. *Clinics in plastic surgery*, 40(3), 465-473.
- [23] Daya, M. R., Schmicker, R. H., Zive, D. M., Rea, T. D., Nichol, G., Buick, J. E., ... & Rittenberger, J. C. (2015). Out-of-hospital cardiac arrest survival improving over time: results from the Resuscitation Outcomes Consortium (ROC). *Resuscitation*, 91, 108-115.
- [24] Eadgahi, M. G. F., & Pourreza, H. (2012, October). Localization of hard exudates in retinal fundus image by mathematical morphology operations. In Computer and Knowledge Engineering (ICCKE), 2012 2nd International eConference on (pp. 185-189). IEEE.
- [25] Tang, J., & Kern, T. S. (2011). Inflammation in diabetic retinopathy. *Progress in retinal and eye research*, 30(5), 343-358.
- [26] Meyer, J. S., Howden, S. E., Wallace, K. A., Verhoeven, A. D., Wright, L. S., Capowski, E. E., ... & Pattnaik, B. (2011). Optic vesicle-like structures derived from human pluripotent stem cells facilitate a customized approach to retinal disease treatment. *Stem cells*, 29(8), 1206-1218.