الجمهورية العربية السورية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
جامعة دمشق
كلّيّة الطب البشري
مستشفى المواساة الجامعي – قسم أمراض العين وجراحتها

دراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية باستخدام التصوير المقطعي التوافقي البصري

بحث علمي أعد لنيل شهادة الدراسات العليا في أمراض العين وجراحتها

أعد في قسم أمراض العين وجراحتها–مستشفى المواساة الجامعي–دمشق

إعداد طالبة الدراسات العليا

د. ساندرا ميخائيل نكد

بإشراف

أ.م.د. محمد مطيع عودة

العام الدراسي: 2024 م

قرار لجنة التحكيم

تصريح خطي

أنا الموقع أدناه أصرح بعلمي وقبولي:

١. أن كل ما ينتج عن البحث والأطروحة هو ملكية فكرية ومالية بالتشارك مع جامعة دمشق، وأنني ألتزم بأخذ موافقة الجامعة في حال رغبتي بنشر البحث أو الأطروحة أو جزء منها نصاً أو مضموناً خارج إطار الجامعة (من دور نشر أو مكتبات أو مواقع الكترونية وغيرها من وسائل النشر).

٢. أنه لا يوجد أي جزء من هذه الأطروحة تم اقتباسه من عمل آخر أو أنجز للحصول على شهادة أخرى في جامعة دمشق أو أي جامعة أو معهد تعليمي داخل أو خارج الجمهورية العربية السورية.

الاسم والتوقيع

شكر وتقدير

أتوجه بالشكر والامتنان للأستاذ الدكتور محمد عودة صاحب الفضل الكبير والذي لم يبخل بأي معلومة أو ملاحظة وكان سنداً وعوناً طيلة فترة اختصاصي، لك مني كل الاحترام و التقدير، مع تمنياتي بدوام الصحة والعافية والتألق.

كما أتوجه بالشكر لكافة أساتذتي ومشرفي وطلاب الدراسات العليا في مستشفى المواساة الجامعي، وإلى مستشفى المواساة الجامعي وكلّيّة الطب في جامعة دمشق.

إهداء

فهرس المحتويات

متن البحث: الإطار العام للبحث.....(1)

الجزء الأول: الدراسة النظرية:

الفصل الأول: الشبكية.....(10)

- **أولاً: لمحة جنينية.....(11)**
- **ثانياً: لمحة تشريحية.....(17)**

الفصل الثاني: تصوير طبقة الألياف العصبية.....(36)

- **أولاً: أنواع طرق التصوير.....(37)**
- **ثانياً: التصوير المقطعي التوافقي البصري (OCT).....(39)**
- **ثالثاً: مقياس الاستقطاب (Polarimetry).....(46)**
- **رابعاً: المجهر متّحد البؤر (Confocal Microscopy).....(53)**

الفصل الثالث: استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية.....(60)

- **أولاً: مقدمة (Introduction).....(61)**
- **ثانياً: مبدأ الجهاز (Principle).....(68)**
- **ثالثاً: الميزات (Advantages).....(72)**
- **رابعاً: السلبيات (Disadvantages).....(73)**

الجزء الثاني: الدراسة العملية:

الفصل الأول: المواد والطرائق.....(75)

الفصل الثاني: النتائج الإحصائية.....(80)

الفصل الثالث: مناقشة نتائج البحث.....(95)

الفصل الرابع: المقارنة مع الدراسات العالمية.....(98)

الفصل الخامس: الاستنتاجات والتوصيات.....(101)

- **المراجع.....(102)**
- **الملاحق.....(116)**

قائمة الرسوم والأشكال التوضيحية

الشكل	الصفحة
الشكل (1) تكوين الحويصلة الفوهية Gastrulation	(12)
الشكل (2) التكوين العصبي Neurulation	(13)
الشكل (3) الحويصل البصري والسويقة البصرية والقديح البصري	(14)
الشكل (4) المراحل الجنينية لتطور الجسم الزجاجي	(15)
الشكل (5) التطور الجنيني للشبكية	(16)
الشكل (6) الرؤية أحادية اللون وتمييز الألوان	(18)
الشكل (7) الآلية الكيميائية للرؤية Phototransduction	(19)
الشكل (8) الحاجز الوعائي الدموي الشبكي	(20)
الشكل (9) الشبكية المقلوبة والشبكية غير المقلوبة	(23)
الشكل (10) طبقات الشبكية	(25)
الشكل (11) المراحل الأربعة بطبقات الشبكية	(26)
الشكل (12) البقعة المفردة والبقعة المزدوجة	(27)
الشكل (13) أقسام البقعة	(28)
الشكل (14) توزع العصي والمخاريط	(30)
الشكل (15) الفرق بين العصي والمخاريط	(31)
الشكل (16) التقارب بالسيالة العصبية	(32)
الشكل (17) طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري	(35)
الشكل (18) مبدأ عمل ال OCT	(40)
الشكل (19) مقارنة ال OCT مع المقطع النسيجي	(41)
الشكل (20) صورة ال OCT لتقييم العصب	(45)
الشكل (21) الصورة المطبوعة لل Polarimetry	(48)
الشكل (22) انقسام فيزيولوجي بال RNFL	(50)
الشكل (23) جهاز ال HRT	(53)
الشكل (24) مبدأ ال Confocality	(54)

الشكل (25) الصورة المطبوعة في جهاز ال HRT	(56)
الشكل (26) الترميز اللوني في جهاز ال HRT	(57)
الشكل (27) القدح Couching	(61)
الشكل (28) قبضة الفاكو Handpiece	(69)
الشكل (29) آلية حركة السوائل باستحلاب العدسة	(71)
الشكل (30) طريقة قياس الRNFL في دراستنا	(79)
الشكل (30) توزع المرضى حسب الجنس	(81)
الشكل (31) توزع المرضى حسب الجهة	(83)
الشكل (32) مخطط تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية	(90)
الشكل (33) علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع مدة الجراحة	(92)
الشكل (34) علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع طاقة الاستحلاب	(94)

قائمة الجداول

الجدول	الصفحة
الجدول (1) طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري	(33)
الجدول (2) توزع المرضى حسب العمر	(82)
الجدول (3) توزع المرضى حسب الطول المحوري	(84)
الجدول (4) مدة العمل الجراحي وطاقة الاستحلاب	(85)
الجدول (5) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية قبل الجراحة	(86)
الجدول (6) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية بعد الجراحة بأسبوع	(87)
الجدول (7) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية بعد الجراحة بشهر	(88)
الجدول (8) تغير قيم سماكة طبقة الألياف العصبية	(89)
الجدول (9) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب مدة الجراحة	(91)
الجدول (10) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب طاقة الاستحلاب	(93)

-الملخص-

هدف البحث: يهدف البحث لاكتشاف التبدلات بقيم سماكة طبقة الألياف العصبية بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية.

مواد البحث وطرائقه: دراسة رقابية تحليلية prospective شملت 40 عيناً من 36 مريضاً بأعمار تتراوح بين 40-70 عاماً من المراجعين للعيادات العينية في مستشفى المواساة الجامعي بدمشق في المدة من آذار 2023 حتى كانون الثاني 2024 فأُجري فحص عيني شامل، وأُجري التصوير المقطعي التوافقي البصري (OCT)، ثم جُمعت البيانات وحُللت إحصائياً.

النتائج: بلغ متوسط سماكة طبقة الألياف العصبية قبل الجراحة (106.1 ± 12.3) مكرون، وبعد الجراحة بأسبوع (114.1 ± 11.5) مكرون، وبعد الجراحة بشهر (112.6 ± 12.2) مكرون، وكانت قيمة P Value = 0.002. وبلغ متوسط تغير سماكة طبقة الألياف العصبية في الجراحة الأقصر من 45 دقيقة (8.4) مكرون، وفي الجراحة الأطول من 84 دقيقة (7.1) مكرون، وكانت قيمة P Value = 0.372. تم قياس طاقة الاستحلاب عبر قياس طول الضربة tip stroke بالمكرون، وبلغ متوسط تغير سماكة طبقة الألياف العصبية بعد الجراحة التي طاقتها أقل من 34 مكرون (7) مكرون، وفي الجراحة التي طاقتها أعلى من 41 مكرون (5.1) مكرون، وكانت قيمة P Value = 0.261.

الاستنتاجات: وجدنا زيادة مهمة إحصائياً في سماكة طبقة الألياف العصبية بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية، ولم نجد فرقاً مهماً إحصائياً في تغير سماكة طبقة الألياف العصبية عند مقارنة العينة حسب مدة الجراحة أو حسب طاقة الاستحلاب.

الكلمات المفتاحية: سماكة طبقة الألياف العصبية، استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية، مدة الجراحة، طاقة الاستحلاب.

متن البحث

الإطار العام للبحث

1.المقدمة:

الساد هو السبب الرئيسي للعمى القابل للعلاج عالمياً [1] وهو عبارة عن تكثف وتغيم بالعدسة الشفافة داخل العين مما يؤدي إلى تدني القدرة البصرية. جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية مع زراعة عدسة صنعية بالغرفة الخلفية داخل المحفظة هي أشيع إجراء جراحي لعلاج الساد، وهذه الجراحة لها ميزات عديدة أهمها أنها آمنة وأن حرج البصر المحدث بهذه الجراحة يكون أقل مقارنةً مع الجراحات الأخرى مع اختلاطات أقل ونتائج بصرية أفضل بالإضافة إلى فترة استشفاء أقل وعودة مبكرة للحياة العملية [2 ،3].ان ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية والتي تم اثبات أنها تترق عند مرضى اعتلال العصب البصري الزرقي [4] ، وأمراض عصبية أخرى [6,5] يمكن تقييمها بشكل جيد باستخدام جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري. يعد التصوير المقطعي التوافقي البصري وسيلة غير غازية، سريعة، وأساسية لتشخيص الكثير من أمراض الشبكية والمشيمية والعصب البصري. استخدم لأول مرة عام ١٩٩١ [7]، مشكلا ثورة في عالم طب العيون وحدث فيه تطورات سريعة طوال السنوات اللاحقة ليصبح استخدامه أساسيا في الممارسة اليومية لاختصاص طب العيون. تقاس ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية حول الحليمة ضمن دائرة قطرها ٣,٤ ملم، وتسجل الثخانة في الأرباع الأربعة السفلي والعلوي والانفي والصدغي كما تظهر الصورة رقم ١، ثم تؤخذ القيمة الوسطية.

تمَّ وصف التصوير المقطعي التوافقي البصري Optical Coherence Tomography (OCT) من أكثر من ٢٠ عاماً، وهي طريقة التصوير غير باضعة أحدثت ثورة بالتصوير العيني الموضوعي ضمن النسيج الحي[7] . سريرياً، أصبح التصوير المقطعي التوافقي البصري للقسم الخلفي من العين (Posterior OCT) تقريباً جهاز التشخيص المعياري لأمراض الأقسام الخلفية، وخصوصاً أمراض ما حول البقعة والعصب البصري. تمَّ ابتكار أجهزة spectral-domain OCT لتصوير القسم الخلفي

من العين بدايةً، ومثال عليها جهاز Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany) الموافق عليه من قبل من إدارة الغذاء والدّواء الأمريكية. إنَّ جهاز Spectralis يستخدم طول موجة ضوئية أقصر (٨٨٠ نانومتر) ويسمح ذلك بإنتاج صور محورية أعلى دقةً من صور time–domain OCT مما يسمح برؤية أفضل للبنى داخل العين مثل خط شوالبه ومهماز الصلبة وقناة شليم [8–10].

ان قياس ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز OCT تتأثر بالعديد من العوامل مثل العمر، الجنس، الطول المحوري، العرق وقياسات رأس العصب البصري، لذلك يجب أخذ ذلك بالحسبان عند اتخاذ أي قرار يخص العلاج[11،12] . الأدب الطبي يقترح أن الجراحة العينية، سواء كانت على الأقسام الأمامية أو الأقسام الخلفية، سوف تؤثر على ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية.

2.بعض الدراسات السابقة:

يوجد بعض الدراسات العالمية المشابهة لدراستنا مثل دراسة **< Amjad وزملائه>**[13] في مدينة Lahoreفي الباكستان Lahore General Hospital. كان الهدف من هذه الدراسة تحديد التغيرات في طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية. تضمنت هذه الدراسة 64 مريضاً لديهم ساد وبحاجة اجراء عمل جراحي. أظهرت هذه الدراسة زيادة في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية على جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري بعد جراحة استحلاب العدسة. هذا التغير في شكل طبقة الألياف العصبية الشبكية كان هام احصائيا.

وأجرى **<El–Ashry وزملاؤه>**[14] دراسة في المملكة المتحدة Coventry and Warwickshire University Hospital NHS Trust,Coventry,United Kingdom. كان الهدف من هذه الدراسة تقييم التغيرات في قياسات طبقة الالياف العصبية الشبكية على جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية. تضمنت هذه الدراسة 24 عيناً ل 24 مريضاً بحاجة لإجراء عملية استحلاب عدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية. بهذه

الدراسة، كان وسطي ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية المقاس 16.5± 84.9 ميكرون، والذي ازداد إلى 17.6± 93.0 ميكرون بعد الجراحة. هذه الزيادة كانت هامة احصائيا.

كما قام **< Celik وزملاؤه>**[15] بإجراء دراسة في تركيا Sakarya University Medical Education and Research Hospital. كان الهدف من هذه الدراسة تقييم تأثير جراحة الساد على ثخانة المشيمية تحت الحفيرة المركزية، وثخانة البقعة الصفراء المركزية، وكذلك ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية وثخانة معقد الخلايا العقدية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري. تضمنت هذه الدراسة 30عيناً ل 30 مريضاً خضعوا لجراحة ساد غير مختلطة. نتائج هذه الدراسة تظهر أن كل من ثخانة المشيمية تحت الحفيرة المركزية، وثخانة البقعة المركزية، وكذلك ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية وثخانة معقد الخلايا العقدية كلها تأثرت بشكل خفيف بعد جراحة استحلاب العدسة الغير مختلطة. بعد جراحة الساد يجب على الفاحص الحصول على قياسات مرجعية جديدة.

3. مشكلة البحث:

إن جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية هي واحدة من أشيع الجراحات العينية التي تحسن نوعية الرؤية، لكنها إجراء غازي يؤدي إلى استجابة التهابية (محرضة بتحرر البروستاغلاندينات) بالشبكية والمشيمية، وبالعديد من المرضى يؤدي للإساءة للأمراض الشبكية الموجودة سابقا مثل وذمة البقعة السكرية. الدراسات الحديثة أظهرت زيادة تحت سريرية بثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية حول حليمة العصب البصري وثخانة البقعة المركزية بعد جراحة الساد الغير مختلطة. بهذا البحث سوف ندرس تأثير استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية على ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية.

4.هدف البحث:

تحديد التغيرات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية المقاسة بجهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية.

5.أهمية البحث:

الساد هو السبب الرئيسي للعمى القابل للعلاج عالمياً وجراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية هي أشيع إجراء جراحي لعلاج الساد. جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية مع زراعة عدسة صنعية بالغرفة الخلفية داخل المحفظة هي واحدة من أشيع الجراحات العينية التي تحسن نوعية الرؤية، وهذه الجراحة لها ميزات عديدة أهمها أنها آمنة وأن حرج البصر المحدث بهذه الجراحة يكون أقل مقارنةً مع الجراحات الأخرى مع اختلاطات أقل ونتائج بصرية أفضل بالإضافة إلى فترة استشفاء أقل وعودة مبكرة للحياة العملية. لكنها إجراء غاز يؤدي إلى استجابة التهابية (محرضة بتحرر البروستاغلاندينات) بالشبكية والمشيمية، وبالعديد من المرضى يؤدي للإساءة للأمراض الشبكية الموجودة سابقا مثل وذمة البقعة السكرية. على الرغم من وجود العديد من الدراسات المشابهة عالمياً التي أجريت لدراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة إلا أنها عانت من نقاط ضعف عديدة وكانت النتائج في بعض الأحيان متناقضة بين الدراسات، لذلك كان لا بد من إجراء هذا البحث محلياً مع أخذ نقاط ضعف الدراسات المشابهة الأخرى بعين الاعتبار ومحاولة تلافيها في هذا البحث.

6.مسوغات البحث:

على الرغم من وجود العديد من الدراسات المشابهة عالمياً التي أجريت لدراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة إلا أنها عانت من نقاط ضعف عديدة، لذلك كان لا بد من إجراء هذا البحث مع أخذ نقاط ضعف الدراسات المشابهة الأخرى بعين الاعتبار ومحاولة تلافيها في هذا البحث، ولدراسة التغيرات على المرضى السوريين، ومقارنتها مع الدراسات العالمية

7.محددات البحث:

يوجد بعض المحددات في هذا البحث ومنها: اقتصار فترة المتابعة على شهر بعد الجراحة، واختلاف خبرة الجراح والتكنيك المستخدم، واختلاف طاقة الأمواج فوق الصوتية المستخدمة ومدة الجراحة، وضعف المتابعة لدى بعض المرضى.

8.حدود البحث:

- اقتصار فترة المتابعة على شهر بعد الجراحة.
- خبرة الجراح والتكنيك المستخدم.
- طاقة الأمواج فوق الصوتية المستخدمة ومدة الجراحة.
- ضعف المتابعة لدى بعض المرضى.
- إجراء التصوير المقطعي التوافقي البصري بحاجة إلى تعاون المريض.

9.منهج البحث وأدواته:

- سيتم إطلاع المشاركين المشمولين في الدراسة على هدفها وإجراءاتها، وأخذ الموافقة المستنيرة منهم بشكل طوعي.
- إجراء استجواب سريري يشمل القصة العينية، والجهازية، والدوائية، والجراحية.
- إجراء فحص عيني شامل يتضمن:
  - فحص عيني سريري لأقسام العين الأمامية باستخدام المصباح الشقي (Topcon Slit Lamp SL-D7, Tokyo, Japan).

- قياس أسواء الانكسار باستخدام جهاز قياس أسواء الانكسار الأوتوماتيكي (Topcon Autorefractor KR-8100P, Tokyo, Japan).
- تقييم حدة الإبصار المصححة باستخدام جهاز الإسقاط (نموذج E) من مسافة ٦ أمتار (Topcon projector ACP8, Tokyo, Japan).
- قياس ضغط العين باستخدام جهاز قياس ضغط العين بالتسطيح الهوائي (Topcon air puff CT-80, Tokyo, Japan).
- حساب الطول الأمامي الخلفي للعين بالأمواج فوق الصوتية (Quantel Medical Cine Scan) لتحديد قياس العدسة.
- فحص قعر العين بالتنظير غير المباشر باستخدام عدسة مساعدة ®Volk 78 diopter بعد تطبيق موسع حدقي Tropicamide 0.5 وفحص الشبكية المركزية والمحيطية بحثا عن أي أمراض على مستوى الأقسام الخلفية للعين.
- قياس ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية حول الحليمة ضمن دائرة قطرها ٣،٤ ملم، وتسجل الثخانة في الأقسام التالية: الأنسي السفلي (NI) Nasal-Inferior والأنسي (N) Nasal والأنسي العلوي (NS) Nasal-Superior والوحشي العلوي Temporal-Superior (TS) والوحشي (T) Temporal والوحشي السفلي Temporal-Inferior (TI) والمتوسط (G) Mean Global Thickness، ثم تأخذ القيمة الوسطية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري للشبكية OCT باستخدام جهاز Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany)

يتم القياس قبل العمل الجراحي، وبعد العمل الجراحي بأسبوع، وبعد شهر.

- اجراء عملية استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية بوساطة جهاز Opticon pulsar2minimal stress من قبل طلاب الدراسات العليا بمستشفى المواساة الجامعي مع تسجيل طاقة الأمواج فوق الصوتية المستخدمة ومدة العمل الجراحي لجميع المرضى.

- اختيار عشوائي للعينة بما يتناسب مع معايير الاشتمال والاستبعاد.

الأجهزة المستخدمة في الدراسة (أدوات البحث):

- مصباح شقي Topcon slit lamp SL – D7 (Tokyo،Topcon corporation ، Japan).
- جهاز قياس اسواء الانكسار الأوتوماتيكي Autorefractor Topcon KR-8100P (Japan، Tokyo،Topcon corporation).
- جهاز إسقاط ضوئي مزود بلوحة سنلن Snellen من النموذج E عبر جهاز Topcon projector ACP8 (Japan، Tokyo،Topcon corporation).
- جهاز قياس ضغط العين بطريقة التسطيح Goldmann applanation tonometry HAAG-STREITT INTERNATIONAL AT900.
- جهاز قياس الطول الامامي الخلفي للعين. QUANTEL MEDICAL CINE SCAN V:2.04
- جهاز Heidelberg Engineering) Heidelberg، Inc،oct ، Germany) Spectralis Spectral domain oct
- جهاز استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية Opticon pulsar2minimal stress.

يمكن تقسيم الجزء النظري إلى عدة فصول:

- ❖ الفصل الأول: يتحدث عن التطور الجنيني للشبكية، وعن تشريحها
- ❖ الفصل الثاني: يتحدث عن طرق قياس سماكة طبقة الألياف العصبية، وأنواعها بالتفصيل.

- ❖ الفصل الثالث: يتحدث عن استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية من حيث: المبدأ، والمزايا، والسلبيات.

بينما بالنسبة للجزء العملي من الدراسة قمنا بدراسة سماكة طبقة الألياف العصبية قبل استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وبعد الجراحة بأسبوع وبشهر، ثم مناقشة النتائج ومقارنتها مع الدراسات العالمية ووضع الاستنتاجات والتوصيات المناسبة.

الجزء الأول

الدراسة النظرية

الفصل الأول

الشبكية

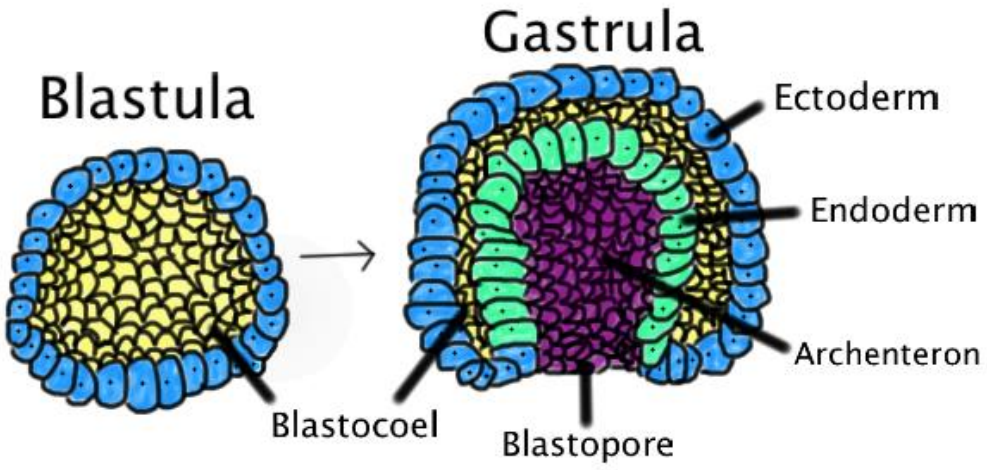
أولاً: لمحة جنينية:

١-١-مقدمة:

يعتبر تطور العين عملية عالية التعقيد، حيث يتضمن سلسلة من الأحداث الخلوية المتتالية، والتي تم تصميمها بدقة بواسطة مجموعة من الإشارات الجزيئية التي تقوم بتشغيل وإيقاف التطورات الجينية. إن وجود أساس متين في علم الأجنة العيني أمر بالغ الأهمية لدى أطباء العينية للتعرف على اضطرابات العين الخلقية، وفهم آليات أمراض العين، وتطوير طرق مبتكرة لمعالجتها.

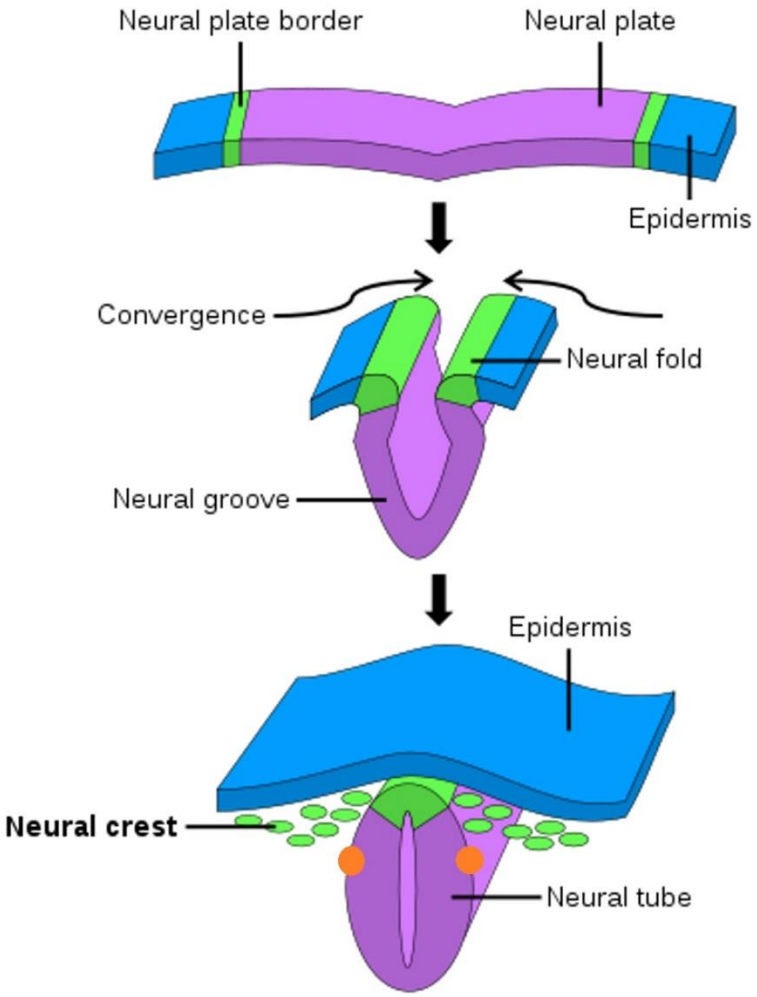
١-٢- التكون الجنيني بشكل عام:

يبدأ تطور العين بعملية تسمى تشكيل الحويصلة الفوهية Gastrulation. يحول هذا الحدث الحاسم الأريمة Blastula إلى حويصلة فوهية Gastrula، وهي عبارة عن بنية ثلاثية الطبقات تتكون من طبقات الأديم الباطن Endoderm والأديم المتوسط Mesoderm والأديم الظاهر Ectoderm. (١٦) تؤدي هذه الطبقات الجنينية الثلاث إلى ظهور جميع الأنسجة والأعضاء الرئيسية في الجسم، بما في ذلك تلك الضرورية لنمو العين. بحلول الأسبوع الثالث من التطور الجنيني، يتم ترتيب الطبقات الجنينية الثلاث في هيكل مسطح يشبه القرص يسمى القرص ثلاثي الوريقات Trilaminar Disc، والذي يمثل معلماً رئيسياً نحو تكوين الجنين النامي.(١٧)

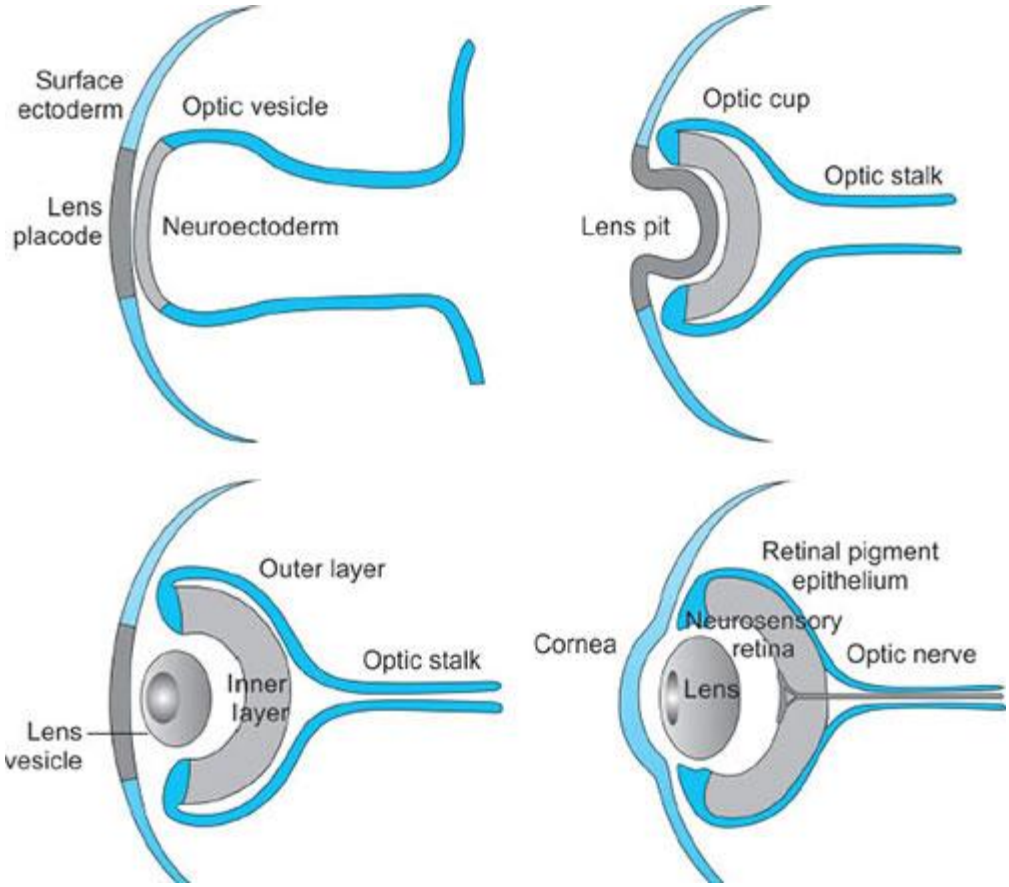


الشكل (١) تكوين الحويصلة الفوهية Gastrulation (١٦)

بعد فترة وجيزة من تكوين الحويصلة الفوهية Gastrula، يخضع الجنين للتكوين العصبي Neurulation. أثناء عملية التكوين العصبي تنطوي صفيحة مسطحة من الخلايا تسمى الصفيحة العصبية Neural Plate على نفسها لتشكل الأنبوب العصبي Neural Tube.(١٨) في اليوم ٢٣ من الحمل، تظهر الوهدة البصرية Optic Pit على الأنبوب العصبي، والتي تتطور بعد ذلك إلى الحويصلات البصرية Optic Vesicle في اليوم ٢٥. ومع امتداد الحويصلات البصرية إلى الخارج نحو سطح الأديم الظاهر يتضيق الجزء القريب من الحويصلة ليشكل السويقة البصرية Optic Stalk (التي ستشكل لاحقاً العصب البصري Optic Nerve)، وينغلف invaginate الجزء البعيد ليشكل القديح البصري Optic Cup (الذي سيشكل مستقبلاً الشبكية Retina، والقزحية Iris، والجسم الهدبي Ciliary Body).(١٩)



الشكل (٢) التكوين العصبي Neurulation (١٨)

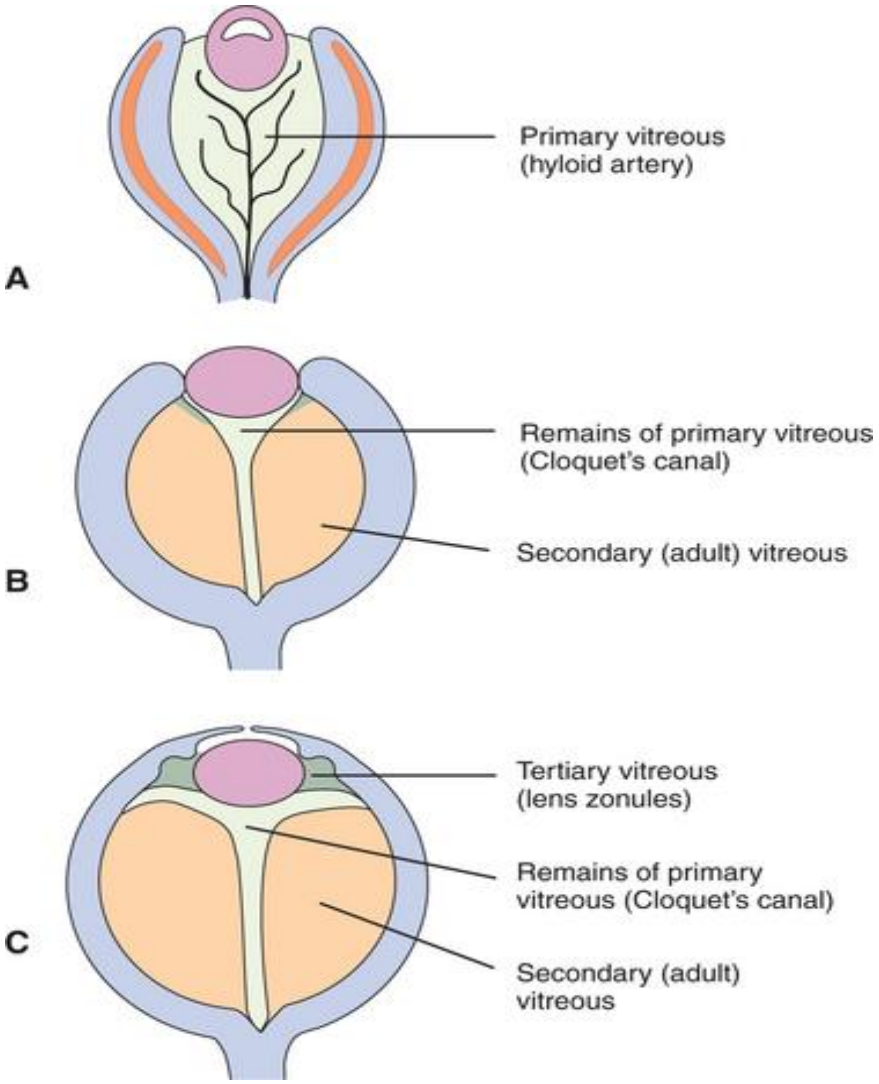


الشكل (٣) الحويصل البصري والسويقة البصرية والقديح البصري (١٩)

١-٣- تكوّن الزجاجي:

يتكون الجسم الزجاجي بشكل أساسي من مادة هلامية تسمى الخلط الزجاجي Vitreous Humor، وهو مشتق من اللحمة المتوسطة Mesenchymal. يمكن اعتبار تطور الجسم الزجاجي بمثابة سلسلة متتالية من ثلاث مراحل متميزة. المرحلة الأولى تسمى الزجاجي البدئي Primary Vitreous حيث يحوي الأوعية الدموية الزجاجية Hyaloid Vasculature التي توفر التغذية للجزء الأمامي النامي. مع تراجع الأوعية الدموية الزجاجية والزجاجي البدئي، يحل محلها الجسم الزجاجي

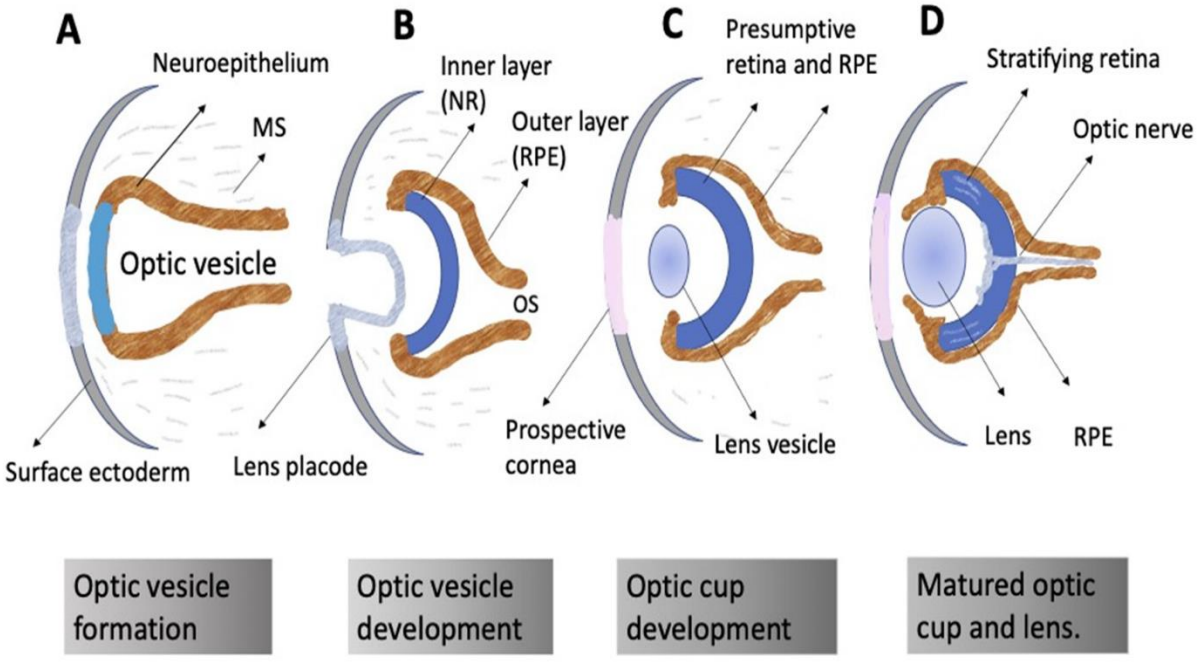
الثانوي اللاوعائي Secondary Vitreous، والذي يشكل في النهاية الجزء الأكبر من الجسم الزجاجي الناضج.(٢٠،٢١) إن تراجع الجسم الزجاجي الأولي يترك قناة كلوكيه Cloquet's canal، وهي بنية تمر عبر الجسم الزجاجي من قرص العصب البصري إلى العدسة في العين الناضجة ويمكن رؤيتها أحيانًا في العين الناضجة.(٢٢) تأتي الخطوة الأخيرة في تطور الجسم الزجاجي عندما يشكل الجسم الزجاجي الثالثي Tertiary Vitreous ألياف نطيقات العدسة Lens Zonules.(٢٣)



الشكل (٤) المراحل الجنينية لتطور الجسم الزجاجي (٢١)

١-٤-تكوّن الشبكية:

يشكل الخمس الأمامي من القديح البصري Optic Cup القزحية والجسم الهدبي. أما الأربعة الأخماس المتبقية من القديح البصري Optic Cup فتؤدي إلى تشكيل الشبكية. تسمى هذه الأخماس جسم القديح البصري Optic Cup Body، وتتألف من طبقتين، لكل منهما تطور جنيني مميز. تتحول الطبقة الخارجية الرقيقة إلى الظهارة الصباغية للشبكية Retinal Pigmented Epithelium (RPE)، في حين تشكل الطبقة الداخلية السميكة الشبكية العصبية Neural Retina. تجدر الإشارة إلى أن الظهارة الصباغية للشبكية RPE هي النسيج المصطبغ الوحيد في الجسم غير المشتق من خلايا العرف العصبي Neural Crest Cells (وهو مشتق بدلاً من ذلك من الأديم الظاهر العصبي Neural Ectoderm). (٢٤،٢٥)



الشكل (٥) التطور الجنيني للشبكية (٢٤)

ثانياً: لمحة تشريحية:

٢ – ١ – مقدمة:

إن شبكية العين Retina مشتقة من الكلمة اللاتينية: "rete" والتي تعني شبكة؛ حيث تم تسميتها بذلك لوصف نظام الأوعية الدموية التي تشبه الشبكة في الجزء الخلفي من العين. تعتبر الشبكية الطبقة الداخلية الحساسة للضوء، وتقوم الأوساط الكاسرة للعين بإنشاء خيال ثنائي الأبعاد للعالم البصري على شبكية العين، والتي تعالج بدورها ذلك الخيال وترسل نبضات عصبية على طول العصب البصري إلى القشر البصري لإنشاء الإدراك البصري. تؤدي شبكية العين وظيفة تشبه في كثير من النواحي وظيفة الفيلم أو مستشعر الصورة الموجود في الكاميرا. (٢٦)

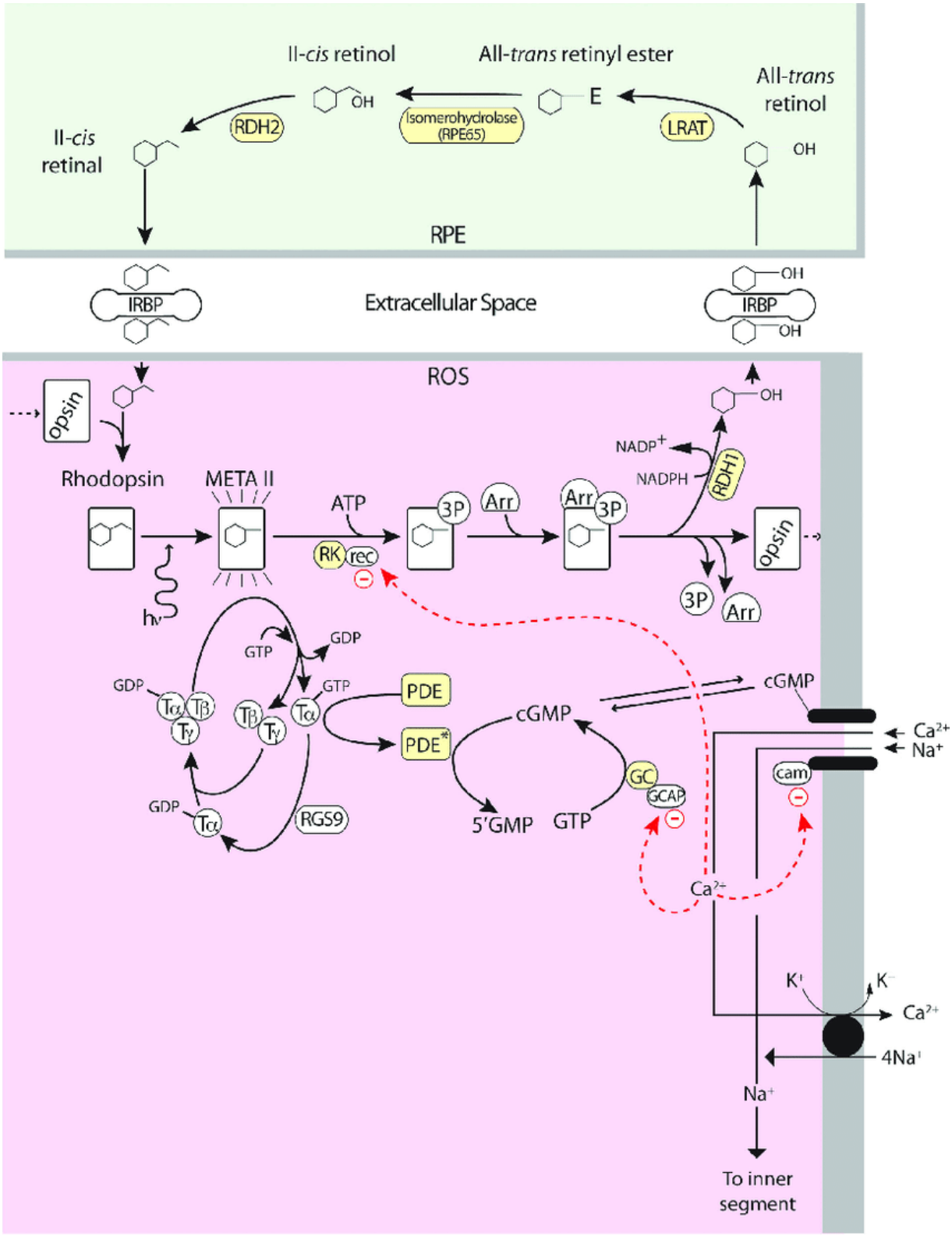
تتكون الشبكية بشكل عام من قسمين: الشبكية العصبية (Neural Retina) و الظهارة الصباغية للشبكية Retinal Pigmented Epithelium. تتكون الشبكية العصبية من عدة طبقات من الخلايا العصبية المترابطة عن طريق المشابك العصبية، وتدعمها عدة أنواع من الخلايا الدبقية. الخلايا الأساسية التي تستشعر الضوء في شبكية العين هي الخلايا المستقبلة للضوء، وهي نوعان: العصي Rods والمخاريط Cones. تعمل العصي بشكل رئيسي في الضوء الخافت وتوفر رؤية أحادية اللون Monochromatic Vision. تعمل المخاريط في ظروف الإضاءة الجيدة وتكون مسؤولة عن إدراك اللون Perception of Colour من خلال استخدام مجموعة من الأصبغة Opsins، بالإضافة إلى الرؤية عالية الحدة High– Acuity Vision المستخدمة في مهام مثل القراءة.(٢٧) هناك نوع ثالث من الخلايا الحساسة للضوء،

وهو الخلايا العقدية الحساسة للضوء Photosensitive Ganglion Cell، وهو مهم لضبط إيقاعات الساعة البيولوجية Circadian Rhythms، والاستجابات الانعكاسية مثل منعكس الحدقة الضوئي Pupillary Light Reflex. (٢٨)



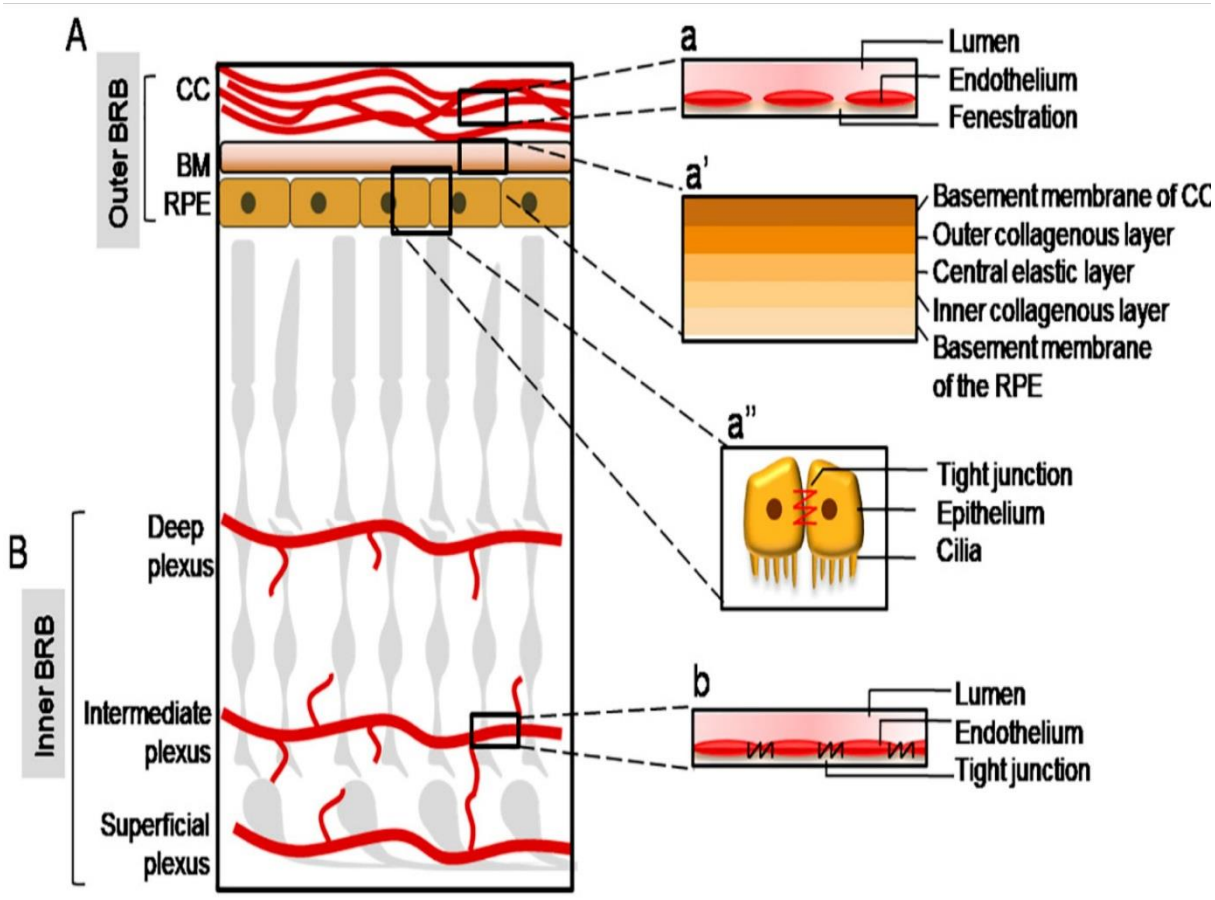
الشكل (٦) الرؤية أحادية اللون وتمييز الألوان (٢٧)

يؤدي سقوط الضوء على شبكية العين إلى بدء سلسلة من الأحداث الكيميائية Phototransduction التي تؤدي في النهاية إلى إطلاق نبضات عصبية يتم إرسالها إلى المراكز البصرية المختلفة في الدماغ من خلال ألياف العصب البصري. تخضع الإشارات العصبية الصادرة من العصي والمخاريط للمعالجة من قبل خلايا عصبية أخرى، والتي تنقل الإشارة إلى الخلايا العقدية للشبكية التي تشكل محاورها العصب البصري.(٢٩)



الشكل (٧) الآلية الكيميائية للرؤية Phototransduction (٢٩)

تنشأ شبكية العين والعصب البصري من الجزء العصبي للجنين النامي، وتحديدًا الدماغ البيني الجنيني Embryonic Diencephalon؛ وبالتالي تعتبر شبكية العين جزءاً من الجهاز العصبي المركزي Central Nervous System. يتم عزل شبكية العين عن الجهاز الوعائي بواسطة الحاجز الدموي الشبكي وهي تشبه بذلك معظم الأنسجة الدماغية التي يتم عزلها عن الأوعية الدموية عبر الحاجز الوعائي الدماغي.(٣٠) تعتبر شبكية العين أكثر نسيج يحتاج إلى الطاقة المستمرة عند الإنسان. (٣١)



الشكل (٨) الحاجز الوعائي الدموي الشبكي (٣٠)

٢-٢-لمحة تاريخية:

حوالي عام ٣٠٠ قبل الميلاد، تعرف هيروفيلوس Herophilos على شبكية العين من خلال تشريح عيون الجثث. أطلق عليها اسم الطبقة العنكبوتية arachnoid layer، لتشابهها مع شبكة العنكبوت، والطبقة الشبكية retiform layer، لتشابهها مع شبكة صيد السمك. أصبح مصطلح الطبقة العنكبوتية يستخدم للإشارة إلى الطبقة الوسطى من السحايا المحيطة بالدماغ؛ بينما بقي مصطلح الشبكية للإشارة إلى شبكية العين.

بين عامي ١٠١١ و١٠٢١ م نشر ابن الهيثم العديد من التجارب التي توضح أن الرؤية تحدث بسبب الضوء المنعكس من الأجسام إلى العين، وهذا يتوافق مع نظرية الانعكاس وينقض نظرية الانبعاث، وهي النظرية القديمة التي تقول أن الرؤية تحدث بسبب الأشعة المنبعثة من العين.(٣٢)

في عام ١٦٠٤ قام يوهانس كيبلر Johannes Kepler بدراسة بصريات العين وقرر أن شبكية العين هي المكان الذي يبدأ فيه البصر.(٣٣)

في عام ١٨٩٤ نشر سانتياغو رامون إي كاخال Santiago Ramón y Cajal أول توصيف رئيسي للخلايا العصبية في شبكية العين في كتابه: Retina der Wirbelthiere (شبكية الفقاريات).(٣٤)

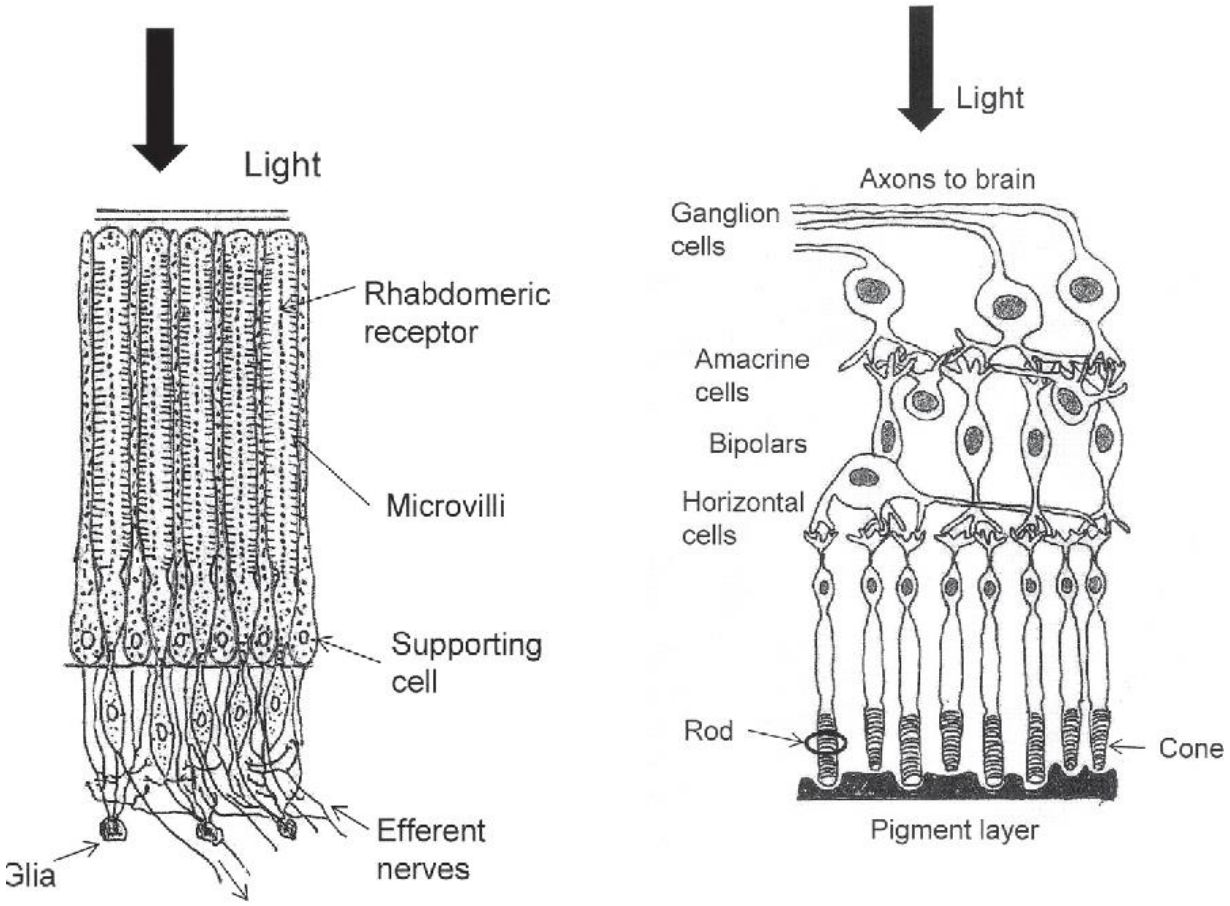
فاز جورج والد George Wald وهالدان كيفير هارتلاين Haldan Keffer Hartline وراجنار جرانيت Ragnar Granit بجائزة نوبل في علم وظائف الأعضاء أو الطب لعام ١٩٦٧ لأبحاثهم العلمية حول الآلية الكيميائية البصرية Phototransduction في شبكية العين.(٣٥)

أظهر ماكلارين MacLaren وزملاؤه في كلية لندن الجامعية ومستشفى مورفيلدز للعيون في لندن في عام ٢٠٠٦ أنه يمكن زرع الخلايا المستقبلة للضوء بنجاح في شبكية عين الفأر.(٣٦) وأظهر بارتش

Bartsch مؤخرًا في هامبورغ باستخدام المجهر الإلكتروني أن المستقبلات الضوئية المزروعة شكلت مشابك عصبية.(٣٧)

٢-٣- الشبكية "المقلوبة" Inverted Retina:

تكون شبكية العين عند الإنسان وباقي الفقاريات مقلوبة Inverted؛ بمعنى أن الخلايا المستقبلة للضوء تقع في الجزء الخلفي من شبكية العين، بحيث يتعين على الضوء أن يمر عبر كامل الطبقات الشبكية التي تشمل الخلايا العصبية والشعريات الدموية قبل أن يصل إلى العصي والمخاريط الحساسة للضوء. وتقع الخلايا العقدية التي تشكل محاورها العصب البصري في مقدمة شبكية العين؛ لذلك يجب أن يعبر العصب البصري طبقات شبكية العين في طريقه إلى الدماغ، ولا توجد خلايا مستقبلة للضوء في هذه المنطقة، مما يؤدي إلى تشكيل البقعة العمياء Blind Spot. (٣٨) على النقيض من ذلك في شبكية رأسيات الأرجل cephalopod (مثل الأخطبوط) فإن الخلايا المستقبلة للضوء موجودة في مقدمة الشبكية، مع وجود الخلايا العصبية والأوعية الشعرية خلفها، ولهذا السبب لا تملك شبكية رأسيات الأرجل بقعة عمياء.(٣٩) تمتلك الشبكية المقلوبة في عيون الفقاريات العديد من الفوائد، ومنها: الحفاظ على المستقبلات الضوئية بواسطة خلايا RPE، وتقليل شدة الضوء الوارد على المستقبلات الضوئية لتجنب أذية المستقبلات الضوئية وزيادة عمرها. (٣٨)



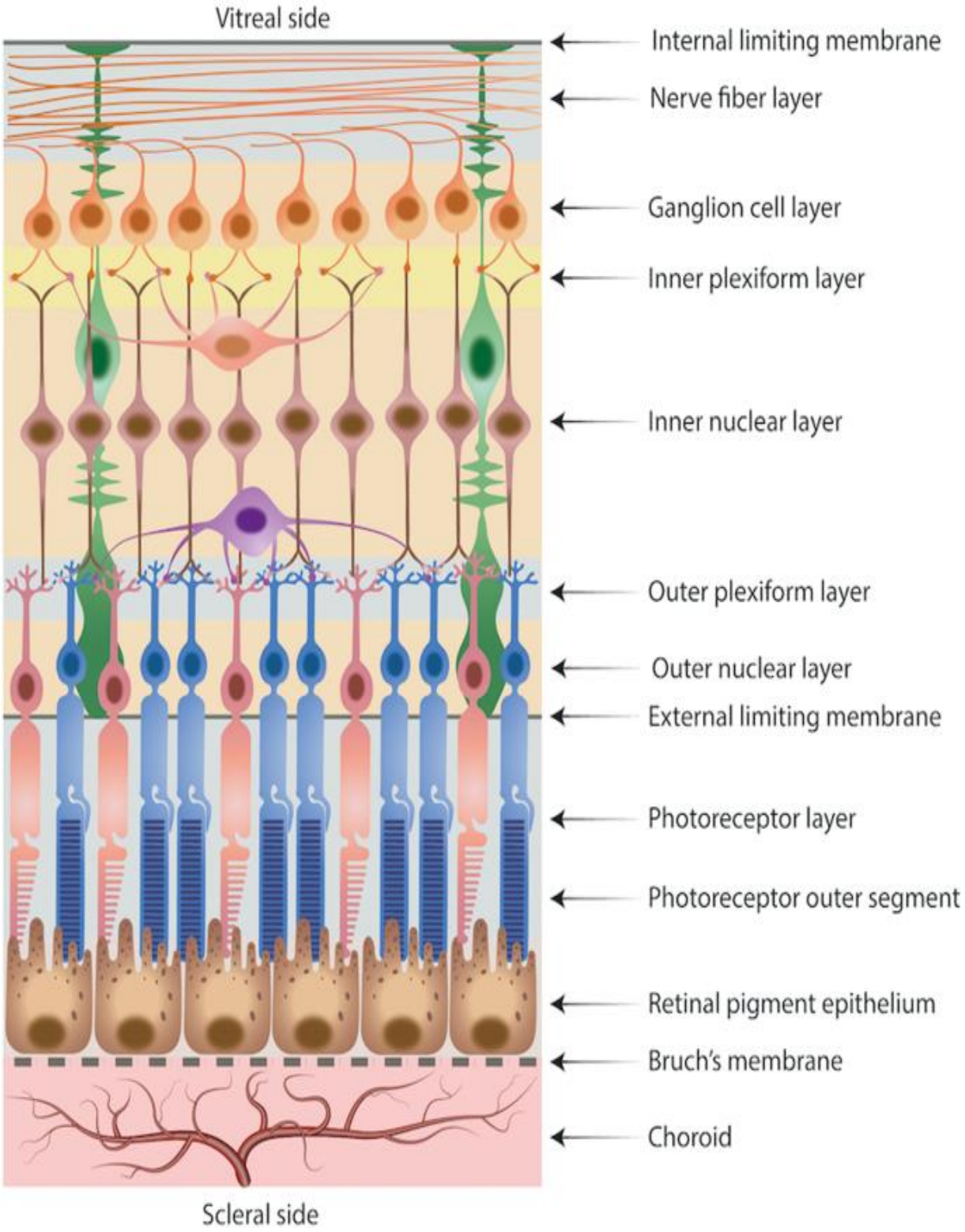
الشكل (٩) الشبكية المقلوبة والشبكية غير المقلوبة (٣٨)

٢-٤-طبقات الشبكية:

تتألف الشبكية من ١٠ طبقات. (٤٠) من الأقرب إلى الأبعد من الجسم الزجاجي:

- **الغشاء المحدد الداخلي Internal Limiting Membrane (ILM)**: الغشاء القاعدي الذي تشكله خلايا Müller
- **طبقة الألياف العصبية الشبكية Retinal Nerve Fiber Layer (RNFL)**: تتألف من محاور الخلايا العقدية

- **طبقة الخلايا العقدية Ganglion Cell Layer (GCL)**: تحتوي على نوى الخلايا العقدية، التي تشكل محاورها ألياف العصب البصري
- **الطبقة الضفيرية الداخلية Inner Plexiform Layer (IPL)**: تحتوي على المشابك بين محاور الخلايا ثنائية القطب والاستطالات من الخلايا العقدية
- **الطبقة النووية الداخلية Inner Nuclear Layer (INL)**: تحتوي على نوى خلايا Amakrine، الخلايا ثنائية القطب Bipolar Cells والخلايا الأفقية Horizontal Cell
- **الطبقة الضفيرية الخارجية Outer Plexiform Layer (OPL)**: استطالات من العصي والمخاريط تشكل مشابك مع الخلايا ثنائية القطب Bipolar Cells والخلايا الأفقية Horizontal Cells. في المنطقة البقعة Macula تعرف هذه الطبقة باسم طبقة هنلة Henle .
- **الطبقة النووية الخارجية Outer Nuclear Layer (ONL)**: أجسام الخلايا المستقبلة للضوء (العصي والمخاريط)
- **الغشاء المحدد الخارجي External Limiting Membrane (ELM)**: الطبقة التي تفصل بين القطع الداخلية من العصي والمخاريط عن نوى هذه الخلايا
- **القطعة الخارجية من المستقبلات الضوئية Photoreceptors Outer Segments**: تحتوي القطع الخارجية على جهاز مستقبل للضوء متخصص للغاية.(٤١)
- **الظهارة الصباغية للشبكية Retinal Pigmented Layer (RPE)**: طبقة واحدة من الخلايا الظهارية الكبيرة. . هذه الطبقة هي الأقرب إلى المشيمية، وتوفر التغذية والوظائف الداعمة لشبكية العين العصبية، ويمنع الميلانين الأسود في طبقة RPE انعكاس الضوء في العين، ويتعبر أمراً مهماً للغاية للرؤية الواضحة.(٤٢)

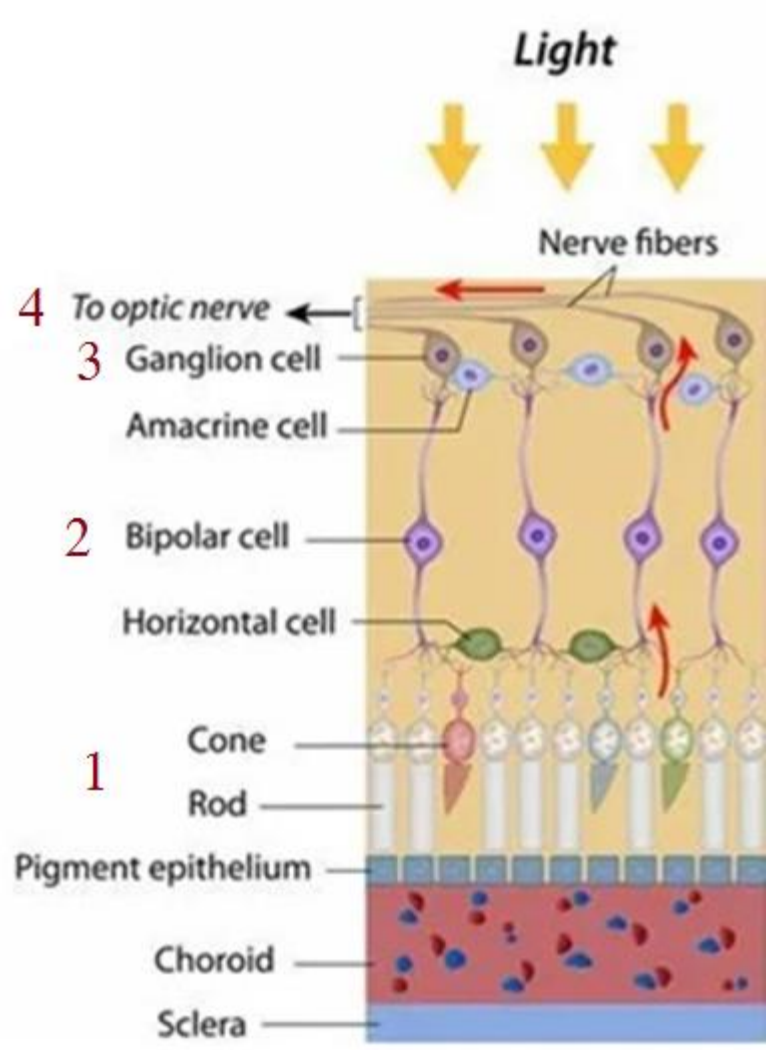


الشكل (١٠) طبقات الشبكية (٤٠)

يمكن تجميع هذه الطبقات في أربع مراحل رئيسية (٤٣):

- ❖ استقبال الضوء Photoreception
- ❖ نقل السيالة إلى الخلايا ثنائية القطب Bipolar Cell
- ❖ نقل السيالة إلى الخلايا العقدية Ganglion Cell،
- ❖ نقل السيالة على طول العصب البصري.

في كل مرحلة تشابك تساهم الخلايا الأفقية Horizontal Cells وخلايا Amakrine Cells أيضاً.

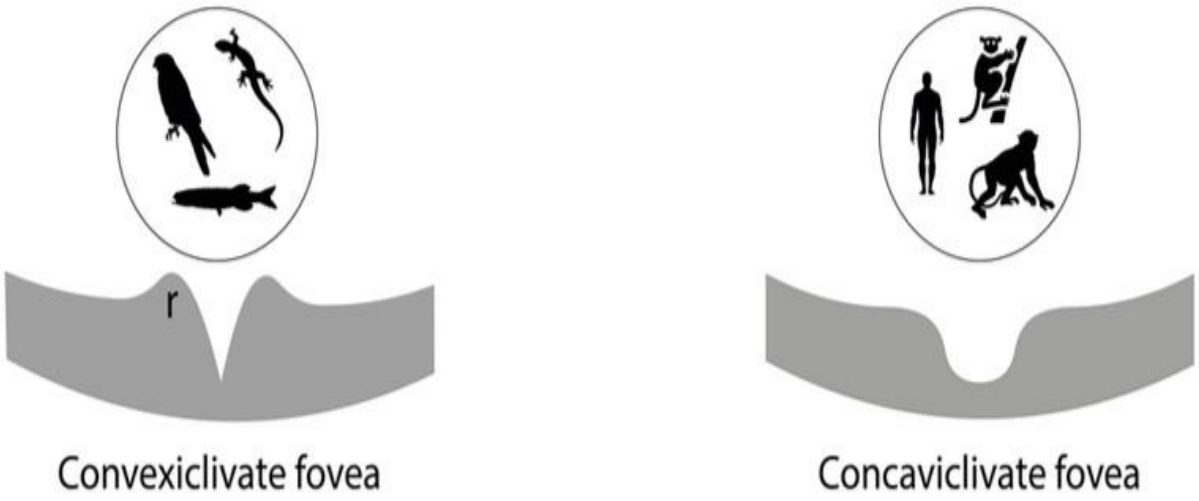


الشكل (١١) المراحل الأربعة بطبقات الشبكية (٤٣)

٢-٥- البقعة Macula والقرص البصري Optic Disc:

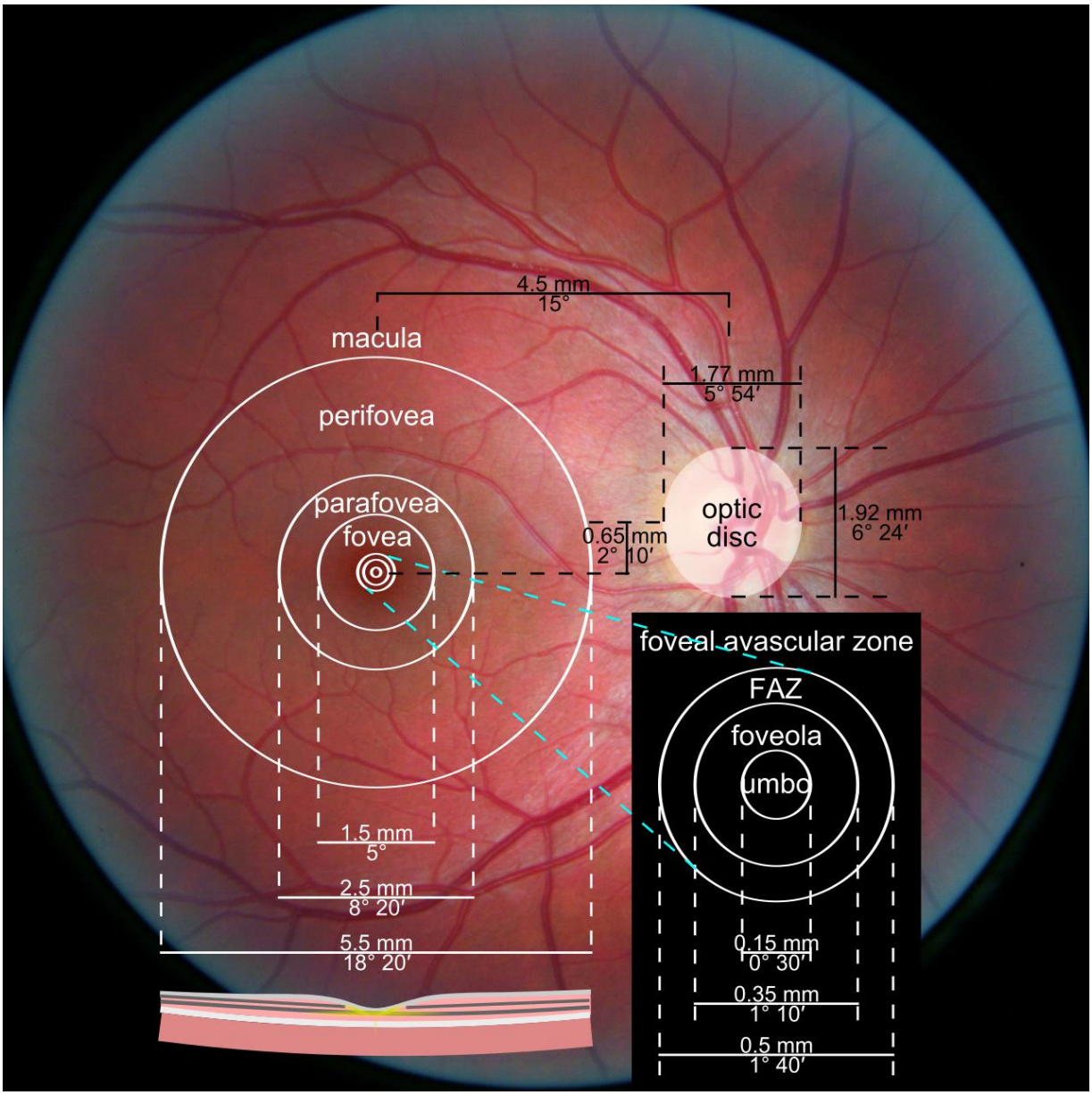
يسمى القرص البصري "البقعة العمياء" Blind Spot لأنه يفتقر إلى المستقبلات الضوئية؛ حيث تغادر الألياف العصبية البصرية العين، ويبلغ قطره ٣ ملم. (٤٤) بالجهة الوحشية لهذا القرص تقع البقعة Macula، وفي مركزها تقع النقرة Fovea، وهي حفرة مسؤولة عن الرؤية المركزية الحادة، حيث يكون تركيز المخاريط أعلى ما يمكن في البقعة. (٤٥)

يمتلك البشر وباقي الرئيسيات Primates (مثل القرود) نقرة واحدة Monofoviate في كل عين ويكون شكلها مقعراً Concaviclivate (انخفاض ضمن طبقات الشبكية)، على عكس بعض أنواع الطيور كالصقور التي تمتلك نقرتين في كل عين Bifoviate ويكون شكل كل نقرة محدباً Convexiclivate (بروز أعلى من باقي الشبكية)، بينما لا تمتلك الكلاب والقطط أي نقرة. (٤٦)



الشكل (١٢) البقعة المفردة والبقعة المزدوجة (٤٦)

يبلغ قطر البقعة عند البشر حوالي ٥,٥ ملم، ويتم تعريفها بالتشريح المرضي حيث تحتوي أكثر من طبقة من الخلايا العقدية، وتنقسم إلى السرة Umbo، والنقيرة Foveola، والمنطقة اللاوعائية للنقرة (FAZ) Foveal Avascular Zone، والنقرة Fovea، والمناطق المجاورة للنقرة Parafovea، والمناطق المحيطة بالنقرة Perifovea. (٤٧)

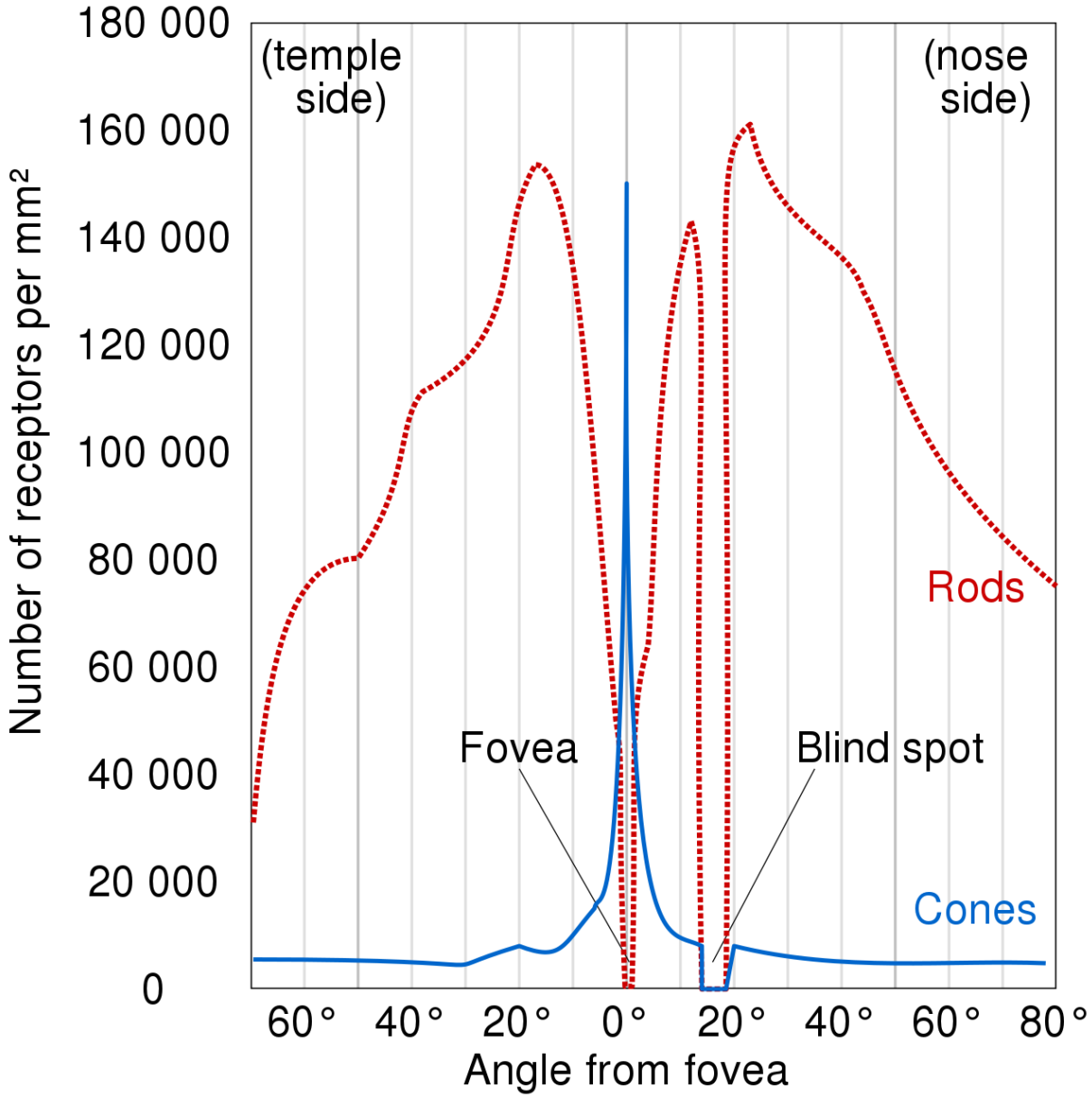


الشكل (١٣) أقسام البقعة (٤٧)

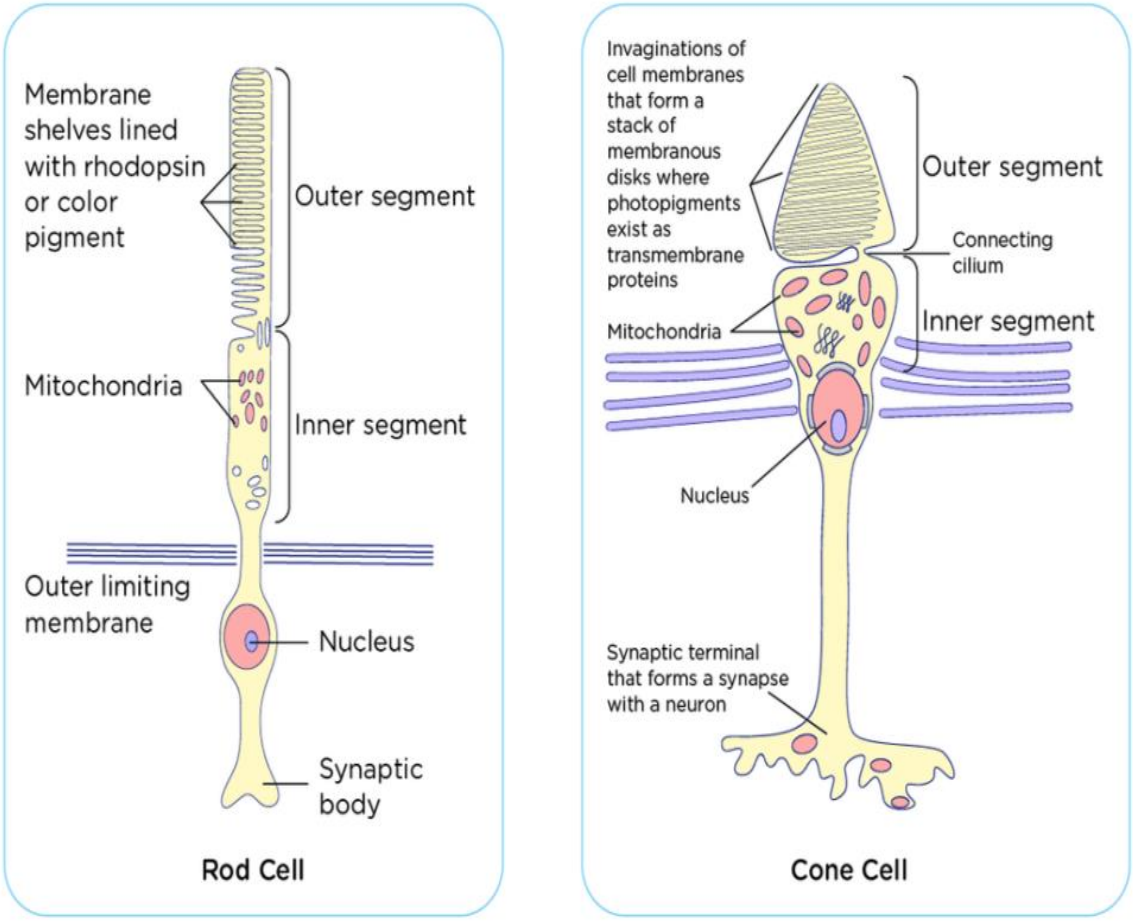
نظرًا لأن البقعة صفراء اللون، فإنها تمتص الضوء الأزرق والأشعة فوق البنفسجية التي تدخل العين، وتعمل بمثابة واقي شمسي طبيعي بشكل مشابه للنظارات الشمسية. يأتي اللون الأصفر للبقعة الصفراء من محتواها من اللوتين Lutein والزياكسانثين Zeaxanthin، وهما مشابهان لصباغ الكاروتين Carotenoids ولونهما أصفر. يسود الزياكسانثين Zeaxanthin في البقعة، بينما يسود اللوتين Lutein في باقي الشبكية. هناك أدلة على أن هذه الكاروتينات تحمي البقعة من بعض أنواع التنكس البقعي. (٤٨)

٢-٦- العصي Rods والمخاريط Cones:

تحتوي الشبكية المركزية على أغلبية المخاريط، بينما تحتوي الشبكية المحيطية في الغالب على العصي. تحتوي شبكية العين على حوالي سبعة ملايين مخروط ومائة مليون عصي. في وسط البقعة توجد الحفرة النقرية حيث تكون المخاريط ضيقة وطويلة وهي الأكثر كثافة، على عكس المخاريط الأكثر ثخانة الموجودة في محيط الشبكية. (٤٩)



الشكل (١٤) توزع العصي والمخاريط (٤٩)

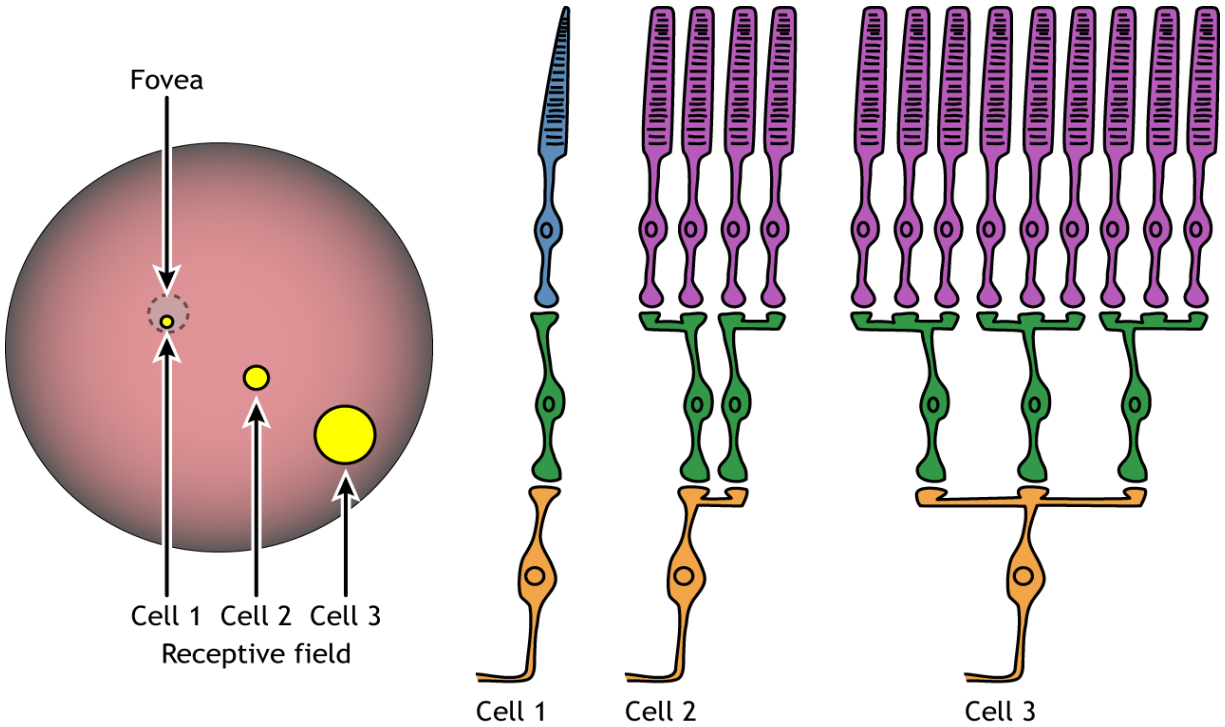


	Rod Cells	Cone Cells
Location in retina	Found around periphery	Found around centre (fovea)
Optimal light conditions	Dim light ('night vision)	Bright light ('day' vision)
Visual acuity	Low resolution (many rods : one bipolar cell)	High resolution (one cone : one bipolar cell)
Color sensitivity	All wavelengths	Certain wavelengths (red, green, blue)
Type of vision	Achromatic (black and white)	Color
Number of types	One (all contain rhodopsin)	Three different iodopsin pigments
Relative abundance	Many	Fewer

الشكل (١٥) الفرق بين العصي والمخاريط (٤٩)

٢-٧-التقارب بالسيالة العصبية Convergence:

إن انتقال السيالة من المستقبلات إلى الخلايا ثنائية القطب ثم إلى الخلايا العقدية ليس مباشراً. وبما أنه يوجد حوالي ١٥٠ مليون خلية مستقبلة للضوء ومليون فقط من الألياف العصبية البصرية، فلا بد أن يحدث تقارب Convergence بالسيالة العصبية المنقولة، وبالتالي اختلاط للإشارات. ويحدث التقارب للعصي بنسبة أكبر من المخاريط؛ حيث ترتبط كل خلية من المخاريط بمركز البقعة مع خلية واحدة ثنائية القطب والتي ترتبط بدورها مع خلية واحدة عقدية. علاوة على ذلك فإن الاتصالات العصبية الأفقية للخلايا الأفقية وخلايا Amakrine يمكن أن تسمح لمنطقة من الشبكية بالتحكم في منطقة أخرى (على سبيل المثال، أن يقوم منبه بتثبيط أحد المحفزات الأخرى). وهذا التثبيط هو المفتاح لتقليل مجموع الرسائل المرسلة إلى المناطق العليا من الدماغ. (٥٠)



الشكل (١٦) التقارب بالسيالة العصبية (٥٠)

٢-٨-طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري:

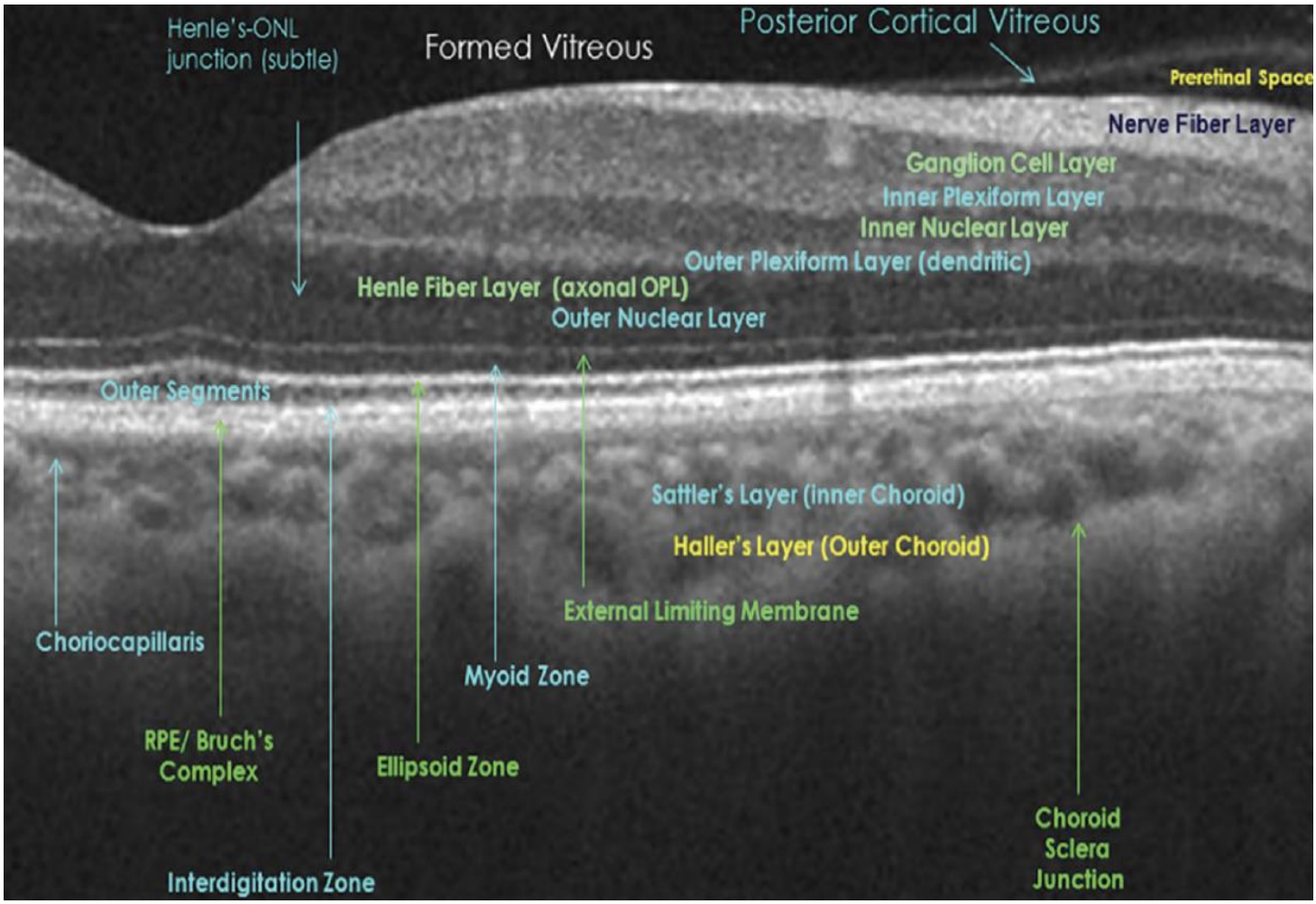
يوضح الجدول (١) طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري (٥١)

الجدول (١) طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري (٥١)

الموجودات بال OCT	البنية التشريحية الموافقة	العكوسية على ال OCT
الزجاجي الخلفي القشري	الزجاجي الخلفي القشري	شديد الانعكاس
مساحة ما قبل الشبكية	في العيون التي ينفصل فيها الجسم الزجاجي كليًا أو جزئيًا عن شبكية العين، يكون هذا الفراغ بين الوجه الزجاجي الخلفي القشري والغشاء المحدد الداخلي للشبكية.	غير عاكس
الغشاء المحدد الداخلي(ILM)	يتشكل بواسطة خلية مولر	شديد الانعكاس
طبقة الألياف العصبية(NFL)	محاور الخلايا العقدية التي تشكل العصب البصري.	عاكس

طبقة الخلايا العقدية(GCL)	أجسام الخلايا العقدية	عاكس
طبقة الضفيرة الداخلية(IPL)	المشابك بين الخلايا ثنائية القطب والخلايا العقدية.	شديد الانعكاس
الطبقة النووية الداخلية(INL)	أجسام الخلايا الأفقية، والخلايا ثنائية القطب، وخلايا أماكرين، ونوى خلايا مولر.	عاكس
طبقة الضفيرة الخارجية(OPL)	المشابك بين الخلايا المستقبلة للضوء والخلايا ثنائية القطب	شديد الانعكاس
الطبقة النووية الخارجية(ONL)	أجسام الخلايا المستقبلة للضوء.	عاكس
الغشاء المحدد الخارجي(ELM)	تلتصق بين خلايا مولر والقطع الداخلية للخلايا المستقبلة للضوء	شديد الانعكاس
المنطقة العضلانية Myoid Zone (MZ)	الجزء الأعمق من القطع الداخلية لمستقبلات الضوء (IS) ويحتوي على: • شبكية إندوبلازمية ناعمة وخشنة. • الريبوسومات. • أجسام جولجي. • أنابيب مجهرية.	عاكس
المنطقة الإهليلجية Ellipsoid Zone (EZ)	الجزء الخارجي من القطع الداخلية للمستقبلات الضوئية (IS) ويكون غنياً بالميتوكوندريا.	شديد الانعكاس
الوصل بين القطع الخارجية والداخلية IS / OS Junction أو خط سلامة مستقبلات الضوء Photoreceptors Integrity Line (PIL)	الأهداب الواصلة Connecting Cilia التي تربط بين القطع الداخلية والقطع الخارجية للخلايا المستقبلة للضوء.	عاكس

القطع الخارجية للمستقبلات الضوئية (OS)	القطع الخارجية للمستقبلات الضوئية (OS) التي تحتوي على أقراص مليئة بالأوبسين، وهو الجزيء الذي يمتص الفوتونات.	عاكس
منطقة التشابك Interdigitation Zone (IZ)	قمم الظهارة الصباغية الشبكية والتي تتصل مع جزء من المخاريط.	شديد الانعكاس
معقد الظهارة الصباغية الشبكية /غشاء بروخ	الظهارة الصباغية الشبكية، وغشاء بروخ	شديد الانعكاس



الشكل (١٧) طبقات الشبكية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري (٥١)

الفصل الثاني

تصوير طبقة

الألياف العصبية

أولاً: أنواع طرق التصوير:

١-١- مقدمة:

يستخدم الطبيب مجموعة متنوعة من تقنيات التصوير لتقييم الأمراض الشبكية وللمساعدة في اتخاذ القرارات العلاجية. ومن بين هذه الطرق يتم استخدام تصوير الأوعية الظليل بالفلورسيئين وأخضر الإندوسيانين، وتصوير قعر العين، والتصوير بالموجات فوق الصوتية بشكل متكرر. يعطي تصوير الأوعية بالفلورسيئين معلومات مفيدة بشكل خاص حول سلامة الحاجز الدموي في شبكية العين، ونمو الأوعية الدموية الجديدة، وتراكم السوائل تحت الشبكية. بينما يعتبر تصوير الأوعية بأخضر الإندوسيانين أقل فائدة تقييم الأوعية الدموية في شبكية العين ولكنه مفيد بشكل خاص لتقييم الأوعية الدموية المشيمية. يعتبر التصوير بالموجات فوق الصوتية منخفض الدقة نسبيًا، ولكن يمكن أن يوفر معلومات قيمة فيما يتعلق بالعلاقة بين الجسم الزجاجية والشبكية. يمكن أن تكون صور قعر العين المجسمة مفيدة لتأسيس قاعدة صور أساسية يمكن من خلالها إجراء مقارنات مستقبلية ، ويمكن أن تعطي معلومات بشأن زيادة أو نقصان سماكة الشبكية.

ورغم فوائد التقنيات السابقة إلا أنها لا تستطيع تقديم معلومات مفصلة بشأن تشريح الشبكية المقطعي، ولا تقدم قياسات كمية لسماكة الشبكية لمقارنتها من فحص إلى آخر. وفي الآونة الأخيرة تم استخدام أدوات حديثة للتصوير، بما في ذلك التصوير المقطعي التوافقي البصري (Optical (OCT) Coherence Tomography)، وتنظير العين بالليزر المتحد البؤر (Confocal Microscopy)، ومقياس الاستقطاب بالليزر (Scanning LASER Polarimetry)، وأنتجت هذه الطرق الحديثة صور شبكية مقطعية ودراسة طبوغرافية لسطح الشبكية، وبيانات كمية عن سماكة الشبكية لمقارنتها مع الزيارات اللاحقة.(٥٢)

كما يعد تحديد إصابة العصب البصري أمراً مهماً في تشخيص وعلاج الزرق وفي مراقبة سير المرض. وحتى وقت قريب كان تقييم العصب البصري وطبقة الألياف العصبية الشبكية (RNFL) فحصاً شخصياً إلى حد كبير. ويعتبر التباين في حجم ومظهر القرص البصري للعين الطبيعية من الأمور التي

تصعب الكشف المبكر عن الأذية الزرقية للعصب البصري. تضمنت الطرق التقليدية لتشخيص ومراقبة التغير في بينة العصب صوراً مجسمة متسلسلة للقرص البصري وصوراً فوتوغرافية أحادية اللون لل RNFL. وبينما توفر هذه الأساليب معلومات موضوعية للمقارنة ، إلا أن تفسير هذه الصور غير موضوعي ، والعديد من الدراسات وجدت تبايناً في التقييم الفوتوغرافي بين المراقبين ذوي الخبرة. علاوة على ذلك، فإن التقييم الشخصي للصور قد لا يكون حساساً للتغييرات الصغيرة بمرور الوقت.

أصبحت التقنيات الجديدة متاحة وهي توفر قياسات قابلة للتكرار وكمية وموضوعية لرأس العصب البصري وسماكة طبقة ألياف العصب البصري (RNFL). يتضمن ذلك تنظير العين بالليزر المتحد البؤر (Confocal Microscopy)، ومقياس الاستقطاب بالليزر (LASER Polarimetry)، والتصوير البصري التوافقي OCT. (٥٣)

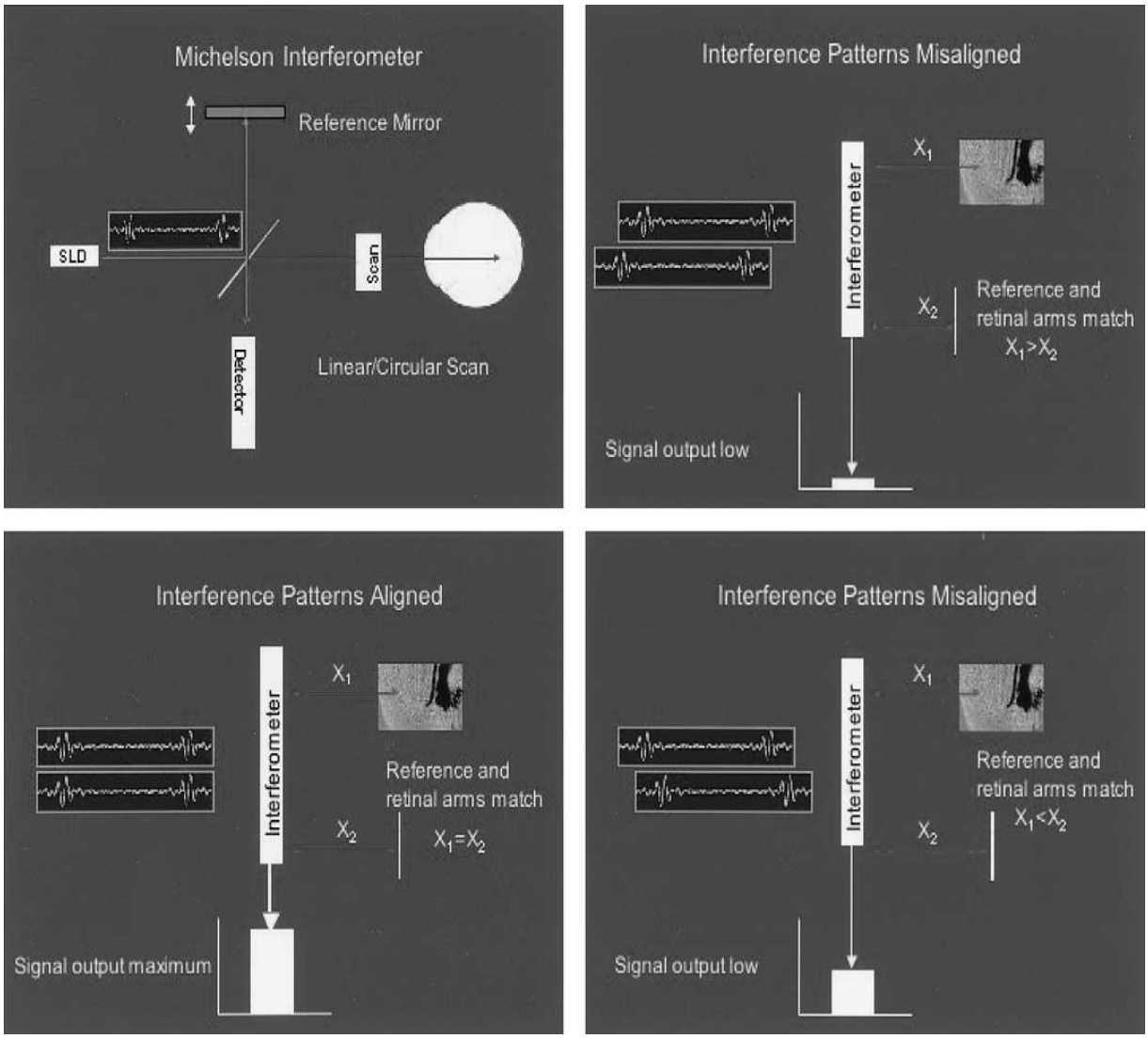
ثانياً: التصوير المقطعي التوافقي البصري (OCT):

٢-١- مقدمة (Introduction):

يعتبر التصوير المقطعي البصري (OCT) (Optical Coherence Tomography) تقنية حديثة يتم استخدامها بشكل متزايد لتقييم وتدبير مجموعة متنوعة من أمراض الشبكية. على سبيل المثال، تم استخدامه لتشخيص وتوجيه قرارات العلاج في ثقب البقعة (Macular Hole)، والشد الزجاجي (VMT)، والتوعي المشيمي (CNV) ، ووذمة البقعة (CME)، والغشاء فوق الشبكي (ERM). (٥٣)

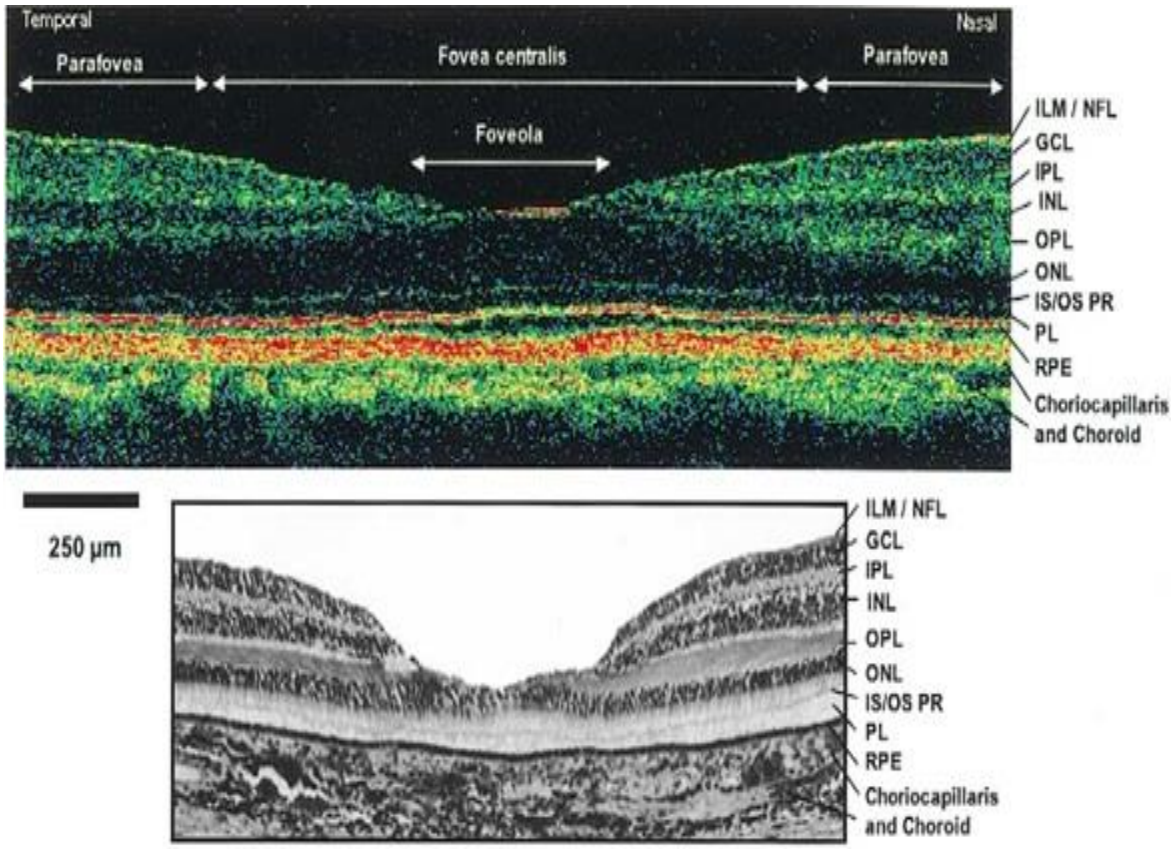
٢-٢- مبدأ التصوير (Principle):

يعتمد التصوير البصري المقطعي التوافقي على مبدأ قياس تداخل مايكلسون (Michelson)، حيث تنتقل الأشعة تحت الحمراء إلى جهاز يفصل الحزمة الضوئية لقسمين (Beam Splitter)؛ حيث القسم الأول يتم توجيهه عبر الأسواط الكاسرة إلى شبكية العين، بينما القسم الثاني يتجه إلى مرآة مرجعية. ينعكس الضوء الذي يمر عبر العين من خلال البنى الموجودة في طبقات الشبكية المختلفة. تتغير المسافة بين فاصل الحزمة وبين المرآة المرجعية بشكل مستمر. عندما تكون المسافة بين مصدر الضوء وأنسجة الشبكية مساوية للمسافة بين مصدر الضوء والمرآة المرجعية، يتداخل الضوء المنعكس من نسيج الشبكية مع الضوء المنعكس من المرآة المرجعية لإنتاج نمط تداخل (Interference Pattern). يتم الكشف عن نمط التداخل ومن ثم تحويله إلى شكل إشارة.(٥٤)



الشكل (18) مبدأ عمل ال OCT [55]

تشبه الإشارة تلك التي تم الحصول عليها عن طريق الموجات فوق الصوتية مع استخدام الضوء كمصدر للأمواج بدلاً من الصوت. يتم إنشاء صورة ثنائية الأبعاد حيث يتم نقل مصدر الضوء باستمرار لدراسة شبكية العين. إن الصورة ثنائية البعد تعتبر سلسلة من عمليات المسح A Scan المجمعة لإنتاج صورة شبكية مقطعية ثنائية الأبعاد تشبه تلك الموجودة في المقاطع النسيجية (٥٦). تقوم المعالجة الرقمية بعملية محاذاة لتصحيح حركة العين. كما تُستخدم تقنيات رقمية لتحسين جودة الصورة.



الشكل (19) مقارنة ال OCT مع المقطع النسيجي [55]

تعتمد دقة التصوير البصري المقطعي التوافقي على عدة عوامل. يمكن تقييم الدقة حسب المستوى المحوري (المحور z) أو المعترض (المحاور x–y). تعتمد الدقة المحورية على الطول الموجي وعرض النطاق الترددي للضوء الساقط. يكون امتصاص الضوء ذو الطول الموجي القصير في نطاق ٨٠٠ نانومتر أقل من امتصاص الضوء ذي الطول الموجي الأطول بواسطة البنى عالية المحتوى المائي مثل القرنية والخلط الزجاجي. تسمح هذه الخاصية باختراق الضوء الكافي لشبكية العين، والحصول على دقة محورية ممتازة. إن الضوء ذو النطاق الترددي الطيفي الأوسع يمتلك دقة محورية أفضل حيث يقوم بإرسال حزمة ضوئية أقصر. تستخدم أجهزة التصوير المقطعي التوافقي البصري التجارية الحالية الديود Diode Laser ليعطي طول موجي قصير (٨٢٠ نانومتر).

يمتلك جهاز Spectralis OCT (Heidelberg, Germany) دقة محورية axial resolution نظرية تبلغ ٧ ميكرون، على الرغم من أن هذا لم يثبت بعد في الممارسة العملية. لتحقيق الدقة المثلى يجب أن يكون التشتت البصري في حزمة العينة والحزمة المرجعية متكافئاً؛ يقوم جهاز Spectralis OCT بمعالجة أفضل لجعل هذا التشتت متكافئاً، وبالتالي يمكنها تحقيق دقة أفضل من الماسحات الضوئية القديمة.

بالنسبة للدقة المستعرضة lateral resolution فهي لا تتعلق بالطول الموجي المستخدم وإنما يتم تحديدها بواسطة فتحة الحدقة بحد أقصى يبلغ حوالي ١٤ مكرون. كانت الصورة التي تم إنتاجها بواسطة الماسحات الضوئية من الجيل الأول مكونة من ١٠٠ نقطة مسح منفصلة في محور الx . اعتمادًا على وضع المسح، يمكن للأجهزة الأحدث إنتاج ٥١٢ نقطة مسح في محور الx. علاوة على ذلك، تقوم المرآة المرجعية في Spectralis OCT بمسح أسرع من الماسحات الضوئية من الجيل OCT ١ و ٢، تنتج هذه التعديلات صورًا ذات دقة عرضية أكبر بشكل ملحوظ مع سرعة مسح أعلى. (٥٣)

٢-٣- طريقة الإجراء (Procedure):

تتطلب الإصدارات القديمة من أجهزة ال OCT توسيعًا للحدقة بقطر ٥ ملم على الأقل. يمكن استخدام Stratus OCT الأحدث (OCT 3 ؛ Carl Zeiss Meditec Inc. ، دبلن ، كاليفورنيا ، الولايات المتحدة الأمريكية) في حالة عدم وجود توسع بالحدقة، وعادة ما يكفي قطر حدقة ٣ مم للحصول على تصور مناسب. يتم وضع عدسة التصوير على بعد ١ سم من العين ويتم تعديل عدسة التصوير بشكل مستقل حتى يتم تركيز الصورة على شبكية العين. توثق كاميرا حساسة للأشعة تحت الحمراء موضع شعاع المسح على شبكية العين. (٥٤)

٢-٤- قابلية التكرار (Reproducibility):

يقيس التصوير المقطعي التوافقي البصري سماكة الشبكية بدرجة عالية من الدقة ومن موثوقية النتيجة عند التكرار لنفس المريض من فحص إلى آخر. علاوة على ذلك بافتراض وجود فنيي OCT المدربين تدريباً جيداً فإن قياسات سماكة الشبكية التي حصل عليها أحد الفنيين على المريض تشبه إلى حد كبير تلك التي حصل عليها نفس المريض من قبل فني آخر، وكان معامل التكرار بين ١و٢ %.(٥٧)

٢-٥- المزايا (Advantages):

هناك العديد من المزايا لتقنية التصوير المقطعي التوافقي المحوسب كأسلوب تشخيصي. فعلى عكس تصوير الأوعية الظليل بالفلورسيئين؛ فال OCT غير تداخلي، كما أنه جيد التحمل من قبل المرضى وخاصة الأطفال، الذين لا يتحملون بسهولة تصوير الأوعية بالفلورسيئين. ولم يتم استخدام صباغ له؛ ولذلك يمكن استخدامه في المرضى الذين يعانون من حساسية تجاه صباغ الفلورسيئين أو صباغ أخضر الإندوسيانين. ويعتبر مفيداً جداً لتوفير معلومات كمية تتعلق بتغييرات سماكة البقعة الصفراء بمرور الوقت، كما له قيمة خاصة كأداة تعليمية؛ فهو مفيد لعرض صور أمراض الشبكية ليس فقط للأطباء والمقيمين والزملاء، ولكن أيضًا للمرضى. ويمكن للمريض الذي ليس لديه خلفية طبية سابقة أن يفهم بسهولة التعديلات في شكل الشبكية وسماكتها كما يظهر في الصور المقطعية وعمليات إعادة بناء السطح. (٥٤,٥٣)

٢-٦- السلبيات (Disadvantages):

على الرغم من أن تقنية OCT هي تقنية قيّمة للغاية، إلا أن هناك قيوداً محتملة لاستخدامها. تتدهور الصور بالOCT عند وجود كثافة بالأوساط الكاسرة. على سبيل المثال قد يكون من الصعب الحصول على فحوصات مثالية في وجود الساد الكثيف. تعتمد جودة المسح على مهارة مشغل OCT. ولا

يمكن إجراء التصوير المقطعي البصري المتوافق عند المرضى غير المتعاونين على التصوير. وقد تكون قياسات سماكة البقعة غير دقيقة إذا لم يكن المشغل حريصاً على وضع النقرة بوسط ساحة المسح (النقرة مرئية بواسطة شاشة الكاميرا التي تعمل بالأشعة تحت الحمراء أثناء عملية المسح). علاوة على ذلك ، إذا أخطأ الكمبيوتر في تحديد الطبقة الداخلية أو الخارجية للشبكية التي يتم من خلالها حساب قياس سماكات الشبكية ، فلن يكون قياس سماكة الشبكية دقيقاً. يمكن التخلص من العديد من قياسات سماكة الشبكية غير الدقيقة من خلال الاهتمام الدقيق من قبل مشغل OCT أثناء عملية التصوير. ومن السلبيات أن معدات التصوير المقطعي التوافقي البصري باهظة الثمن نسبياً. (٥٧,٥٣)

٢-٧- الصورة المطبوعة (Printout):

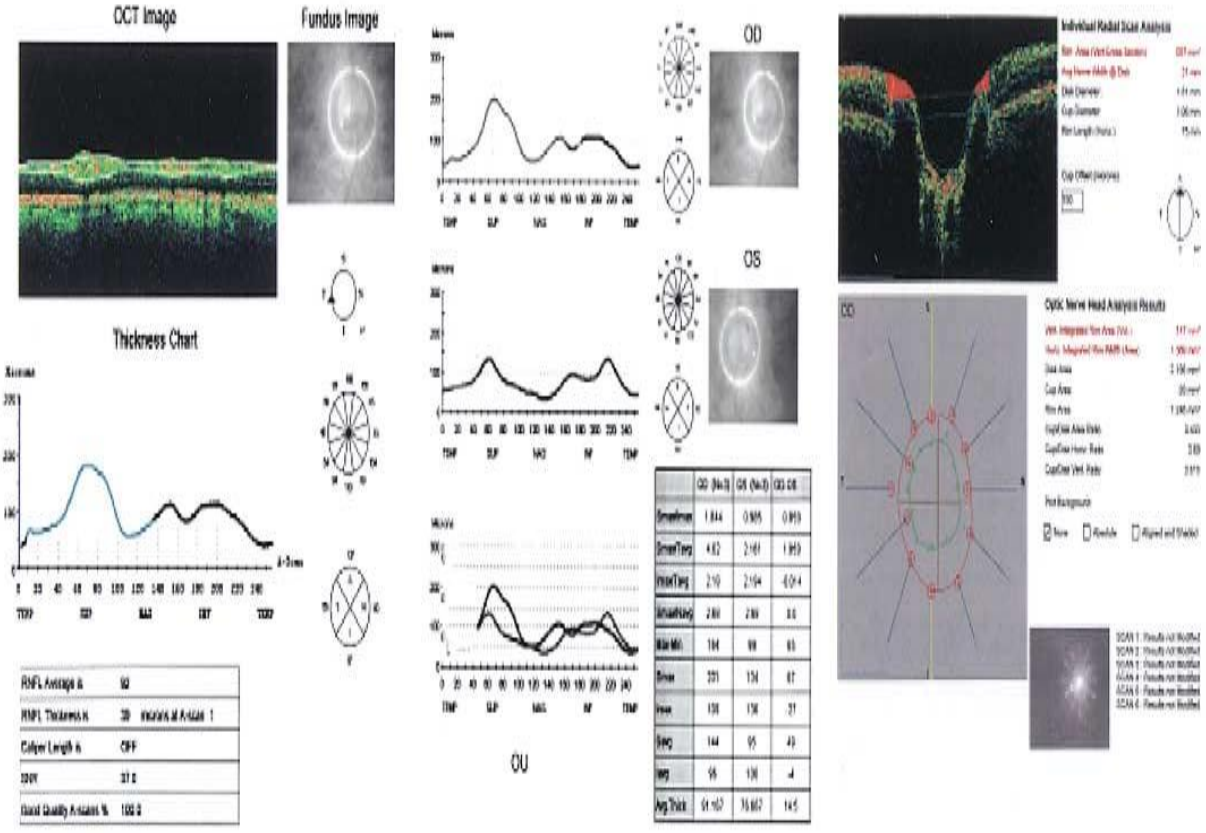
هناك عدد من القيم بصورة الOCT التي يمكن استخدامها لتقييم الضرر الناتج عن الزرق. ويتم إجراء صورة OCT وصورة قعر العين ومخطط سماكة RNFL.

تكون قياسات سماكة RNFL على طول المسح الدائري الذي تم إجراؤه حول القرص البصري على المحور الرأسي، وتكون الأرباع الوحشية والعلوية والأنفية والسفلية على المحور الأفقي. تُظهر المخططات الدائرية متوسطات سماكة RNFL للربع ولكل ساعة فيه، ويظهر أيضاً متوسط سماكة RNFL، كما يظهر مخطط تحليل متوسط سماكة RNFL.

يتم توفير صور قعر العين اليمنى واليسرى جنباً إلى جنب مع متوسط سماكة RNFL عبر عمليات مسح دائرية متعددة بنصف قطر متساوٍ حول القرص البصري؛ حيث تشير الرسوم البيانية إلى سماكة RNFL على طول الأرباع الأنفية والعلوية والوحشية والسفلية لكل عين على حدة وتجمعهما معاً على الرسم البياني السفلي، وتتضمن البيانات المتوسطات لكل ربع والاختلافات بين الأرباع وبين العينين.

كما يظهر التقرير تحليل رأس العصب البصري. حيث يقيس هذا التحليل كمية الألياف العصبية في رأس العصب البصري. وأحد المقاييس التي يتم دراستها هو المقطع العرضي للألياف العصبية فوق

التقعر الفيزيولوجي (Cup). بينما المقياس الآخر الذي يتم استعماله هو الحد الأدنى للمسافة بين ظهارة الشبكية الصباغية (RPE) وسطح طبقة الألياف العصبية الشبكية (RNFL). يقيس هذا التحليل قطر القرص عن طريق تتبع خط مستقيم بين نقطتين مرجعيتين. يقيس قطر التقعر الفيزيولوجي (Cup) على خط موازٍ لخط القرص ويقابله من الأمام بمقدار ١٥٠ ميكرومتر، ويمكن تعديل وضع النقاط المرجعية . يعطي تحليل رأس العصب البصري عدة قيم هامة مثل قطر منطقة ال Rim عمودياً وأفقياً ومساحتها، وقطر القرص (Disc) ومساحته، وقطر التقعر الفيزيولوجي (Cup) ومساحته، ونسبة التقعر الفيزيولوجي/القرص (C/D Ratio) ، ونسبة التقعر الفيزيولوجي/القرص الأفقية (Horizontal C/D Ratio)، ونسبة التقعر الفيزيولوجي/القرص العمودية (Vertical C/D Ratio). (٥٨,٥٣)



الشكل (20) صورة ال OCT لتقييم العصب[55]

ثالثاً: مقياس الاستقطاب (Polarimetry):

٣-١- مقدمة (Introduction):

كان العالم وينرب (Weinreb) من أوائل من طوروا فكرة مقياس الاستقطاب (Polarimetry)؛ حيث في دراسة أجراها عام ١٩٩٠ وصف النموذج الأولي لمقياس الاستقطاب،(٥٩) وقام باستخدامه للحصول على بيانات الاستقطاب من عيون القرود. وتم إيجاد علاقة هامة بين قيم قياس الاستقطاب وبين قياسات طبقة الألياف العصبية الشبكية النسيجية (RNFL). في عام ١٩٩٣ تم تقديم الجيل الأول من أجهزة قياس الاستقطاب بالليزر وسمي الجهاز: محلل الألياف العصبية (NFA) (Nerve Fiber Analyzer)، وفي السنوات التالية تم إصدار العديد من الأجيال من أجهزة قياس الاستقطاب مثل أجهزة (NFA II و GDx NFA و GDx Access). حالياً يعتبر مقياس الاستقطاب المرجعي للممارسة اليومية هو جهاز GDx-VCC.

٣-٢- مبدأ التصوير (Principle):

يوفر قياس الاستقطاب بالليزر (scanning LASER Polarimetry) (SLP) قياسات RNFL موضوعية وقابلة للتكرار من خلال قياس التغير في الاستقطاب الذي يحدث عندما يمر الشعاع الضوئي بالأنسجة التي تمتلك خاصية الانكسار المزدوج (Birefringence) مثل طبقة ال RNFL. إن الترتيب الدقيق للأنابيب الدقيقة (Microtubules) بشكل متوازٍ داخل حزم المحاور العصبية المكونة لل RNFL هو المسؤول عن الانكسار المزدوج (Birefringence) بطبقة الRNFL. يتم إصدار حزمة ضوئية مستقطبة بواسطة الجهاز ويقسم هذه الحزمة إلى قسمين قبل دخول العين، ثم يتم إسقاطه على سطح الشبكية ويعبر طبقة ال RNFL ذهاباً وإياباً. وبعدها يعود قسما الحزمة الضوئية نحو الجهاز بسرعات مختلفة مما يؤدي إلى حدوث تأخير بين القسمين يتناسب مع سماكة النسيج: حيث كلما كان النسيج أكثر سمكًا كلما زاد التأخير الحاصل. تم إثبات وجود علاقة جيدة بين تأخير نقل الإشارة بسبب طبقة ال RNFL المقاس بواسطة SLP وبين القياسات النسيجية لسماكة ال RNFL. (٦٠,٥٩)

ولكن لسوء الحظ تشترك طبقة RNFL في هذه الخاصية البصرية مع أقسام العين الأخرى خاصة القرنية وبدرجة أقل العدسة. إن المفتاح للحصول على قياسات دقيقة وموثوقة من RNFL فقط هو عزل ال RNFL ، مصحوباً بتحييد تأثيرات القرنية والعدسة على الانكسار المضاعف. تقوم الأجهزة القديمة مثل جهاز NFA بإعطاء تحييد ثابت للقرنية باعتبار محور استقطاب القرنية وحجمها لهما نفس القيم عند جميع البشر. ولكن وجدت الدراسات أن حوالي ٣٠٪ من العيون المدروسة كان المحور والحجم مختلفين عن تلك القيم الافتراضية؛ وفي تلك العيون لا يمكن تحييد الانكسار القرني بشكل كافٍ؛ وبالتالي قياسات تأخير الإشارة ضمن ال RNFL ستطعي قيماً خاطئة. (٦١-٦٣)

وبعد العديد من الدراسات تم صنع النسخة الأحدث من جهاز قياس الاستقطاب وهو جهاز GDx-VCC حيث يتضمن قيمة متغيرة لعامل تحييد القرنية. يتم في هذا الجهاز قياس محور استقطاب القرنية وحجمها بحيث يتم إدخال هذه القيم الخاصة بكل مريض لتحييد الانكسار المزدوج للقرنية حسب كل مريض بشكل أدق.

حيث أكدت العديد من الدراسات أن GDx-VCC أفضل من GDx-FCC؛ حيث وجدت الدراسات المقارنة بينهما تحسناً ملحوظاً من ناحية العلاقة بين القيم التي يعطيها الجهاز ووظيفة الRNFL، وكذلك من ناحية تقييم إصابة RNFL الموضعية، ٧ وأيضاً قدرة أفضل على تمييز العيون المصابة بالزرق عن العيون السليمة. (٦٤-٦٧)

٣-٣- طريقة الإجراء (Procedure):

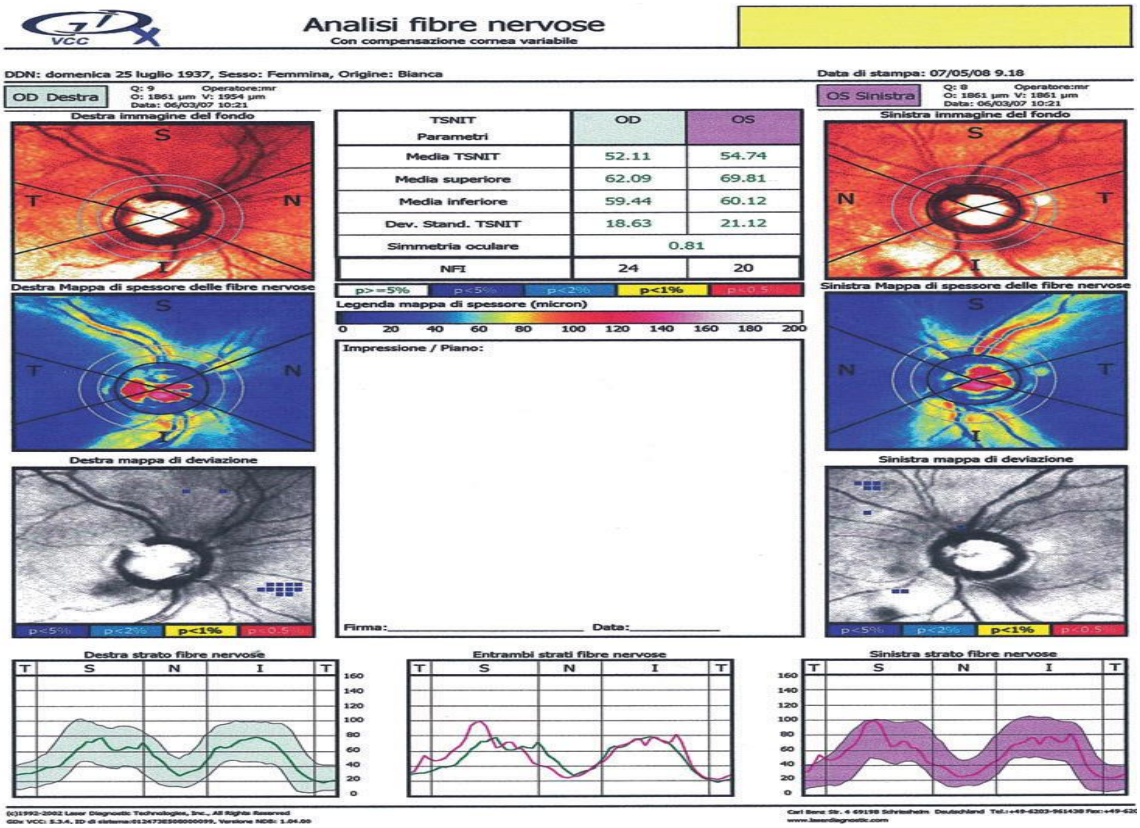
لا يتطلب جهاز ال GDx-VCC توسيعاً للحدقة، ويستغرق وقت التصوير حوالي ثانية واحدة. ويتم إجراء الاختبار من خلال خطوتين. تهدف الخطوة الأولى إلى قياس معامل تحييد القرنية عند كل مريض بهدف إزالته للحصول على صورة أدق. يتم تحقيق ذلك عن طريق تصوير البقعة دون استخدام أي معامل تحييد ثم تُستخدم هذه المنطقة كعنصر مقارنة بين الصورة قبل تحييد القرنية (الانكسار غير المرغوب فيه) والصورة بعد تحييد القرنية (الانكسار المتبقي)؛ حيث بسبب الترتيب الشعاعي المميز لطبقة ألياف Henle الموجودة في منطقة البقعة يكون الانكسار المضاعف فيها أقل ما يمكن. يجب على المشغل في هذه

المرحلة التحقق بعناية من الموضع المناسب لدائرة القياس في مركز البقعة من أجل تجنب أخطاء القياس. بعد ذلك ، توفر الخطوة الثانية قيم RNFL ضمن منطقة التصوير الدائري.

يجب على المرضى إبقاء رؤوسهم عمودية قدر الإمكان أثناء التصوير لتجنب أخطاء القياس الناتجة عن إمالة الرأس. يتم تقييم جودة الصورة تلقائياً بواسطة البرنامج من خلال مراقبة ٤ أمور: المحاذاة والتثبيت والانكسار والإضاءة. يتم تلقائياً إعطاء تقييم جودة الصورة تتراوح قيمته من ٠ إلى ١٠، وحسب نصيحة الشركة المصنعة يجب أن نقبل الصور فقط بجودة تبلغ ٨ أو أكثر. (٦٣,٦٥)

٣-٤- الصورة المطبوعة (Printout):

يقوم الجهاز بإعطاء عدة قيم بالصورة المطبوعة، ومن أهم هذه القيم: صورة لقعر العين، وخريطة سماكة الRNFL، وخريطة الانحراف، ومعايير TISNT، وملف سماكة الRNFL



الشكل (21) الصورة المطبوعة لل Polarimetry[68]

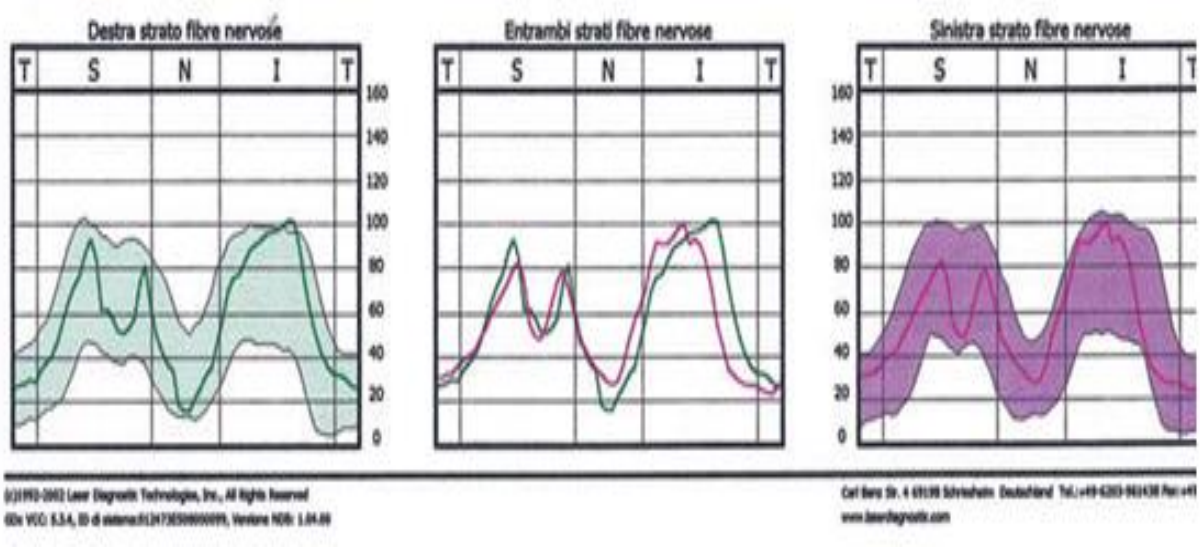
صورة قعر العين المطبوعة:

يتم إعطاء صورة لقعر العين من الضوء المنعكس مباشرة عن سطح الشبكية، ليتم تشكيل صورة للقرص البصري والمنطقة حول الحليمة (Peripapillary)، وأهم استخدام لها هو تقييم جودة التصوير عبر التأكد أن القرص البصري مركزي، والإضاءة متساوية، والتركيز مناسب.(٦٣)

خريطة السماكة (تأخير الإشارة):

يستخدم مقياس لوني لسهولة قراءة سماكة ال RNFL (تأخير الإشارة) حول القرص البصري. تشير الألوان "الساخنة" (من الأصفر إلى الأحمر) إلى أن ال RNFL سميك وعادة ما تُرى في القطب العلوي والسفلي للقرص البصري؛ بينما يتم تمثيل كل من القطاعات الصدغية والأنفية باللون الأزرق الداكن حيث يكون RNFL أرق بشكل فيزيولوجي في هذه المناطق.(٦٣)

عند بعض الأشخاص الطبيعيين نلاحظ تغيراً تشريحياً حقيقياً يتميز بانقسام حزمة RNFL مما يعطي نتائج قد تفسر بطريقة خاطئة (الشكل ١٥)؛ حيث تظهر الحزمة مقسمة بوضوح إلى جزأين متماثلين لا يشبهان العيب الوتدي (Wedge Defect)، وغالباً تكون الحزمة العلوية هي المنقسمة (١٢٪ من الأشخاص الطبيعيين)، بينما من النادر أن نجد الانقسام على حساب الحزمة السفلية أو كلتا الحزمتين في نفس الوقت.(٦٩) لذلك يجب على الأطباء الانتباه من التشخيص الخاطئ لعيوب الصورة. وأكدت الدراسات الحديثة من الناحية النسيجية أن الحزمة المنقسمة ليست عيب صنعي بالصورة ، وإنما تعتبر تغيراً تشريحياً حقيقياً. (٧٠)



الشكل (22) انقسام فيزيولوجي بال RNFL[68]

خريطة الانحراف:

يقوم الجهاز بتحديد مناطق ترقق ال RNFL، ويقوم أيضاً بتوفير مستوى الاحتمال (Probability Value) (٦٣) الذي يدل على نسبة وجود القيم ناقصة السماكة بشكل طبيعي، ثم يتم ترميز قيم الاحتمال باستخدام مقياس اللون. يتم اكتشاف مواقع وشدة إصابة ال RNFL بعد المقارنة مع قاعدة البيانات المعيارية، على نحو مشابه لخرائط الانحراف الكلي والنمطي لفي جهاز قياس الساحة البصرية.

معايير TSNIT:

في أعلى منتصف الصورة المطبوعة يتم عرض معايير TSINT. حيث يتم حساب متوسط المناطق الوحشية – العلوية – الأنسية – السفلية – الوحشية (TSNIT) بزاوية ٣٦٠ درجة. يتم أيضًا توفير الانحراف المعياري للقيم المقاسة عن القيم المرجعية (TSNIT SD)، ويتم ترميز هذه المعايير الهامة بالألوان وفقاً لاحتمالية خروجها عن الحدود الطبيعية (Probability Value). كما يقوم الجهاز

أيضاً بحساب معيار الNFI (Nerve Fiber Indicator)، ولكن بدون أي رمز لوني لمستويات الاحتمالية له. يتم حساب معيار ال NFI باستخدام خوارزمية آلة متجه داعمة بناءً على العديد من مقاييس RNFL التي تعين قيمة من ٠ إلى ١٠٠ لكل عين تم فحصها، وكلما زادت قيمة ال NFI لإحدى العينين، زادت احتمالية إصابتها بالزرق. حسب تعليمات الشركة المصنعة للجهاز ، عادةً ما يتم اعتبار الNFI طبيعياً حتى قيمة ٣٠، ويعتبر حدّيّاً (Borderline) مع القيم التي تتراوح بين ٣١ و ٥٠، بينما القيم التي تتجاوز ٥٠ تعتبر إصابة بالزرق. لا يعتبر مشعر الNFI مؤشراً على شدة المرض، ولكنه يحدد احتمالية أن تكون المنطقة طبيعية أو مشبوهة أو مصابة بالزرق. (٦٤)

ملف سماكة الRNFL (RNFL Thickness Profile):

يقوم الجهاز بإعطاء مخطط بياني لسماكة RNFL على طول دائرة الحساب بزاوية ٣٦٠ درجة بشكل منفصل للعينين وأيضاً بعد جمع صورتي العينين بمخطط واحد، ملامح العين اليمنى واليسرى (الشكل ١٢). يتم تمثيل الحالة الطبيعية بنمط "الحدبة المزدوجة" (Double Hump)؛ حيث المنطقة العلوية والسفلية أعلى من باقي المناطق. (٦٤)

٣-٥- السلبيات (Disadvantages):

في العيون السليمة (حوالي ٧٪) كانت القيم خاطئة بسبب وجود نمط انكسار مضاعف غير نمطي، لا يمثل التوزع الفيزيولوجي المعروف لسماكة RNFL حول القرص البصري. في هذه الفحوصات ، يظهر الانكسار المضاعف الشاذ خاصة في الأرباع الأنسية والوحشية. ولم يتم تحديد مصدر هذه الانكسار غير النمطي بشكل جيد حتى الآن. كما تزداد هذه الشذوذات بنمط الانكسار عند المرضى الأكبر سناً وعند الحسيرين ونقصان تصبغ قعر العين. (٧٢,٧١) يحوي جهاز GDx-VCC على معيار يمكن طباعته ويسمى درجة نموذجية الصورة؛ حيث يتم تصنيف درجة نموذجية الصورة لكل عملية

تصوير تلقائياً بقيمة من ١ للصور غير النمطية إلى ١٠٠ للصور النموذجية تماماً. وتستبعد جميع الدراسات الرئيسية صور مقياس الاستقطاب عندما تكون درجة نموذجية الصورة <٧٠.

رابعاً: المجهر متّحد البؤر (Confocal Microscopy):

٤-١- مقدمة (Introduction):

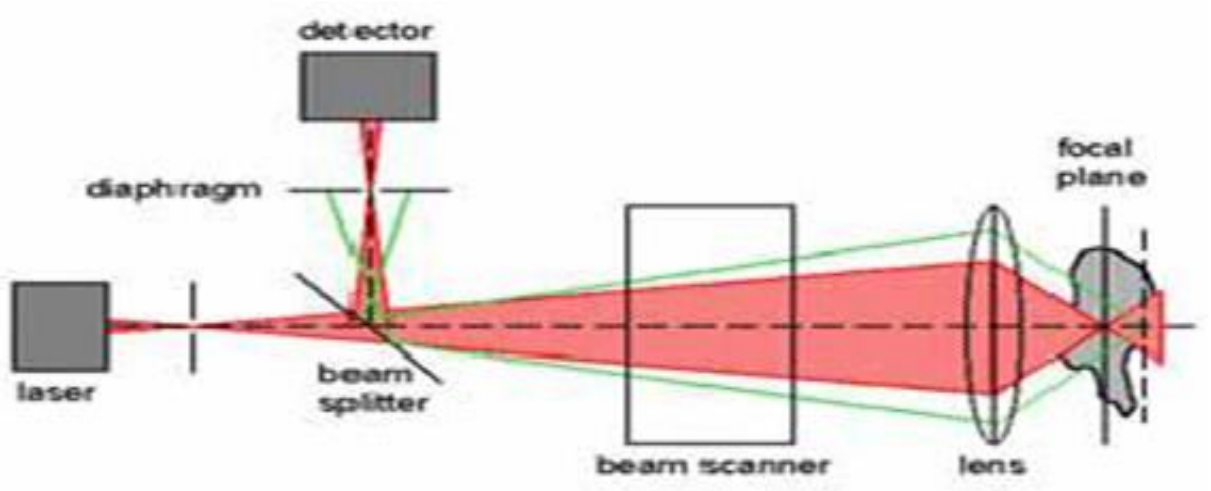
يعتبر تنظير العين بالليزر المتحد البؤر (Confocal LASER Ophthalmoscopy) إجراءاً غير تداخلي، وتم استخدامه في البداية لتلقي صور ثلاثية الأبعاد لسطح الشبكية في الكائنات الحية. الاسم التجاري للجهاز هو تصوير الشبكية المقطعي لهايدلبرغ Heidelberg Retinal Tomography (HRT). ويتم استخدام جهازين في الممارسة الحالية: HRT II و HRT III. يحتوي على ثلاث وحدات: وحدة للزرق حيث تستخدم لتحليل القرص البصري وطبقة الألياف العصبية للشبكية المحيطة بالقرص، ووحدة ثانية للشبكية حيث تستخدم مع أمراض البقعة، ووحدة ثالثة للقرنية. (٧٤,٧٣)



الشكل (23) جهاز ال HRT [73]

٤-٢- مبدأ الجهاز (Principle):

يعتمد جهاز Heidelberg Retinal Tomography على الDiode LASER الذي يعطي حزمة ضوئية طولها الموجي ٦٧٠ نانومتر. يعتمد مبدأ الجهاز على اتحاد البؤر (Confocality)؛ حيث يتم تعيين مكان المستوى البؤري (Focal Plane) حسب النسيج المراد تصويره، ويسمح الجهاز فقط لضوء الليزر المنعكس عن المستوى البؤري بالمرور ويتم تسجيله بواسطة الكاشف. ويقوم الجهاز بإزالة ضوء الليزر المنعكس من المستويات الموجودة أمام أو خلف المستوى البؤري.(٧٥,٧٣)



الشكل (24) مبدأ ال Confocality [73]

يقوم الجهاز بعملية مسح عمودية وأفقية ، من خلال مستويات بؤرية متعددة ، مما يؤدي إلى إنشاء ٦٤ قسمًا في المستوى الإكليلي (Coronal). وإذا تم نقل المستوى البؤري إلى أعماق مختلفة على طول العصب البصري (المحور z) ستكون النتيجة صورة ثلاثية الأبعاد أو ما يسمى بالتصوير المقطعي (Tomography). يتم تجميع هذه الصور بالحاسوب، مما يمكننا من حساب ارتفاع مختلف مناطق القرص البصري.(٧٤)

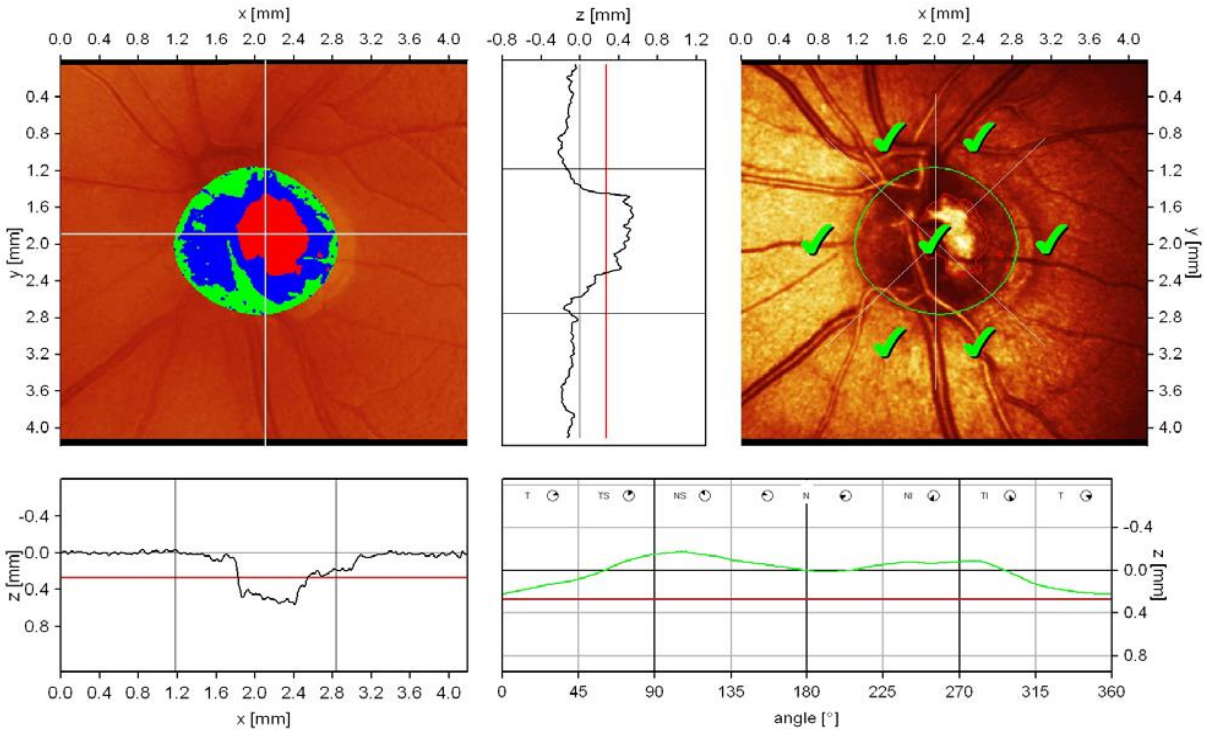
٤-٣- طريقة التصوير (Procedure):

إن الوقت المطلوب للتصوير قصير جداً ويستغرق ٠,٠٢٥-٠,٠٣٢ ثانية فقط، ويمكن إجراء التصوير مع حدقات غير متوسعة. يقوم البرنامج المتكامل بإجراء تحليل مجسم داخل منطقة القرص البصري حيث يتم رسمه يدويًا بواسطة الفني الذي يجري التصوير مع جهاز HRT II وتلقائياً مع جهاز HRT III الأحدث.

يتم أخذ ارتفاع ٥٠ مكرون أقل من وسطي المنطقة السفلية الوحشية، ثم يقوم الجهاز بصنع مستوى مرجعي افتراضي عند هذا الارتفاع، وجميع البنى الواقعة داخل محيط العصب المرسوم يدوياً وفوق هذا المستوى المرجعي يعتبرها الجهاز حافة الشبكية العصبية (Rim)؛ بينما البنى الواقعة داخل محيط العصب وتحت هذا المستوى المرجعي يعتبرها الجهاز التقعر الفيزيولوجي (Cup). وبالتالي نلاحظ أن الرسم الصحيح لمحيط القرص البصري مهم جدًا في حساب معايير العصب. كما يؤثر تحدب القرنية أيضاً على معايير العصب ويجب أخذ قياس تحدب القرنية (Keratometry) في الاعتبار.(٧٥)

٤-٤- الصورة المطبوعة (Printout):

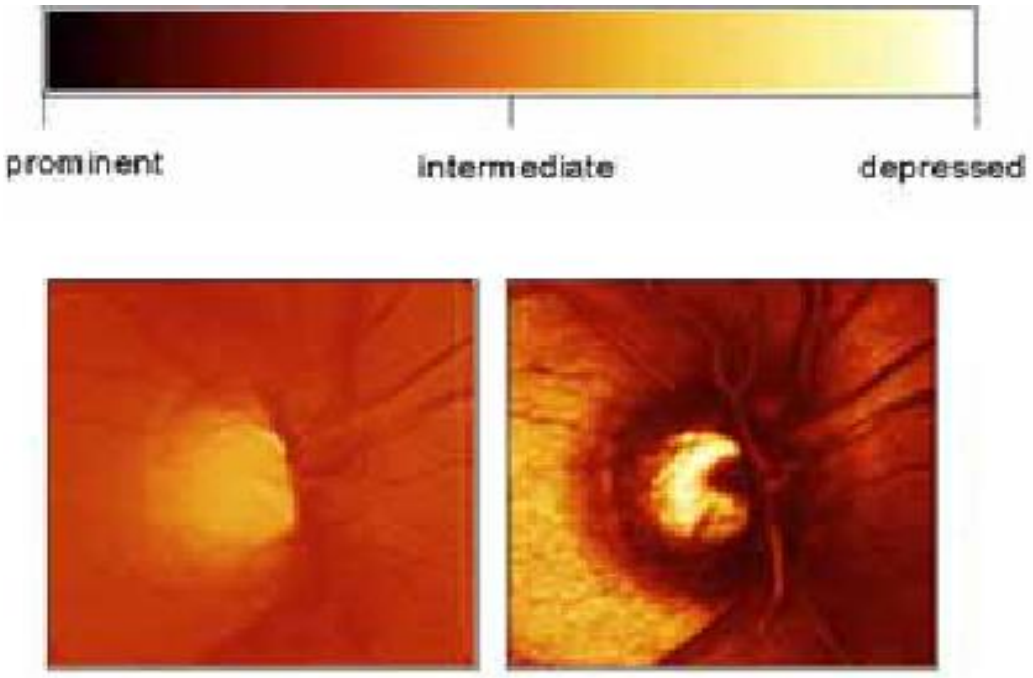
مجرد رسم حواف القرص البصري يقوم الجهاز بعرض المعايير المتعلقة بالقرص البصري ، والتي تتم مقارنتها مع القيم المرجعية. يتم حساب كل هذه المعايير بشكل إجمالي وأيضاً بشكل كل قطاع من القرص البصري لوحده.



الشكل (25) الصورة المطبوعة في جهاز ال HRT [73]

الخريطة الطبوغرافية:

يمكن عرض النتائج بطريقة الخريطة الطبوغرافية؛ حيث يتم استخدام الألوان لترميز النقط وفقًا لارتفاعها بالنسبة للمستوى المرجعي، ويكون لون النقاط أغمق إذا كانت مرتفعة.[74]



الشكل (26) الترميز اللوني في جهاز ال HRT [73]

معايير TSNIT:

من المعايير المهمة التي يقيمها الجهاز: قياس تباين ارتفاع الشبكية على طول محيط القرص البصري. يبدأ قياس ارتفاع الشبكية حول العصب بالمنطقة الوحشية، ثم يستمر نخو المنطقة العلوية والأنسية والسفلية ثم يعود للمنطقة الوحشة مرة أخرى (TISNT). ويأخذ الشكل الطبيعي مظهر "الحدبة المضاعفة" (Double Hump) حيث يكون بالمنطقة العلوية والسفلية أعلى من باقي المناطق. نلاحظ عند مرضى الزرق وجود عدم تناظر وانخفاض في تغير الارتفاعات ، والذي لا يصل إلى متوسط ارتفاع الشبكية الطبيعي (MRH).(٧٥)

التحليل التمييزي (Discriminant Analysis):

يقوم التحليل التمييزي بحساب قيمة الوظيفة F (Function) من خلال أهم ثلاث معايير بالقرص البصري: قياس شكل التقعر الفيزيولوجي (Cup)، وقياس حجم الحافة (Rim)، وتغير ارتفاع سطح الشبكية. تعتبر العين طبيعية إذا كانت F موجبة، وتعتبر مصابة بالزرق إذا كانت قيمة F سالبة. (٧٥)

تحليل الانحدار لمورفيلدز (Moorfields Regression Analysis):

تحليل الانحدار لمورفيلدز (Moorfields Regression Analysis) هو تحليل تناقص نسبة منطقة الحافة / منطقة القرص (Rim Area/Disc Area)،(٧٦) ينقسم القرص البصري إلى ٦ قطاعات، ويصنف كل منها بعد المقارنة مع قاعدة بيانات حسب المجموعة العرقية والفئة العمرية على النحو التالي: ضمن الحدود الطبيعية (Within Normal Limits) (WNL) ، وحدّيّ ((BL Borderline))، وخارج الحدود الطبيعية (Outside Normal Limits) (ONL). وفي دراسة على مجموعة من مرضى الزرق الخفيف (Early Glaucoma) (٧٦) وجدت بعض الدراسات أن هذا المشعر يكتشف التغيرات الزرقية قبل ظهور عيوب الساحة البصرية عند مرضى ارتفاع ضغط المقلة (Ocular Hypertension)؛ وبالتالي تحديد الأشخاص الذين سيتحولون إلى الزرق.(٧٧)

درجة احتمالية الزرق (Glaucoma Probability Score):

تم تطوير جهاز HRT III ليعطي مشعر إضافي يسمى درجة احتمالية الزرق (GPS) (Glaucoma Probability Score). يقوم هذا المشعر بالاعتماد على تقنية Swindale، حيث يستخدم قياسين لسماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية (RNFL) على خطين أفقي وعمودي، ويستخدم أيضاً ٣ معايير للقرص البصري: منطقة التقعر (Cup) ومنطقة الحافة (Rim) ومتوسط عمق التقعر (Cup)، ويقوم بجمع هذه البيانات وحساب احتمالية حصول المريض على الزرق. النتيجة التي يعطيها هذا المشعر تتراوح بين ٠٪ و ١٠٠٪ ، ويتم تفسير النتيجة على أنها ضمن الحدود الطبيعية ((WNL Within Normal Limits)) إذا كانت الدرجة بين ٠-٢٧٪، وتعتبر حدّيّة (Borderline) (BL) إذا

كانت الدرجة بين ٢٨-٦٤٪، وتعتبر خارج الحدود الطبيعية (Outside Normal Limits) (ONL) إذا كانت الدرجة أكبر من ٦٥%.(٧٨)

الفصل الثالث

استحلاب العدسة

بالأمواج فوق الصوتية

أولاً: مقدمة:

١-١- القدح (Couching):

يعتبر القدح (Couching) أول طريقة معروفة لعلاج الساد، والتي يعود تاريخها إلى القرن الخامس قبل الميلاد. (79) تشتق كلمة "Couching" من الفعل الفرنسي "Coucher" والذي يعني "وضعه في الفراش". عادة ما يتم إجراء عملية القدح على الساد الناضج، ولا يتم إزالة الساد من العين؛ بل بدلاً من ذلك يتم إزاحة الساد الناضج عن المحور البصري بإبرة،(الشكل ٣٠) ويبقى الساد الناضج في العين ولكنه لم يعد يحجب الضوء، مما ينتج عنه تحسن فوري في الرؤية. تم اعتبار القدح ناجحاً في فترة ما بعد الجراحة مباشرة؛ لكن العدسة المحتجزة بالعين ونقص التعقيم سرعان ما كان لهما آثار ضارة على العين؛ مما أدى في كثير من الأحيان إلى العمى بعد وقت قصير من العملية. (٨٠)



الشكل (27) القدح Couching [81]

١-٢- استخراج الساد خارج المحفظة (ExtraCapsular) (ECCE) Cataract Extraction):

انتشرت جراحة استخراج الساد خارج المحفظة (ExtraCapsular Cataract) (ECCE Extraction) مع توسع المعرفة بتشريح العين. يُعتقد عموماً أن القدح (Couching) كان الطريقة السائدة لعلاج الساد حتى القرن الثامن عشر؛ بينما تشير الدراسات السابقة أن الجراح الهندي شوشروتا Sushruta يعتبر أول من أجرى نوعاً من استخراج الساد خارج المحفظة وذلك عام ٦٠٠ قبل الميلاد. يُطلق على هذا الإجراء اسم "خارج المحفظة" لأن محفظة العدسة تُترك في مكانها.

في القرن العاشر الميلادي، بدأ طبيب العيون العراقي عمار الموصلي باستخدام طريقة جديدة في جراحة الساد وتسمى طريقة "الشفط Suction". وكان عمار الموصلي أول من قال إن الساد هو تغيم في عدسة العين وليس غشاء أمام الحدقة كما كان يعتقد سابقاً. يعتبر عمار الموصلي هو أول من استخدم إبرة معدنية رفيعة مجوفة ذات رؤوس حادة، وقام بإدخالها إلى العين من خلال الصلبة خلف الحوف وامتص محتويات الساد الطري، وتعتبر هذه العملية أولى عمليات استئصال الساد الناجحة في تاريخ طب العيون.(٨٢)

قام الجراح الفرنسي جاك دافيل Jacques Daviel عام ١٧٤٧ بإجراء شق كبير في القرنية (أكثر من ١٠ مم)، وثقب محفظة العدسة، واستخراج النواة، ثم استخراج القشر عبر التجريف. على الرغم من أن هذا الإجراء يمثل تقدماً كبيراً مقارنةً بالقدح؛ إلا أن مضاعفات ما بعد الجراحة كانت كبيرة، بما في ذلك التئام الجروح السيئ، وبقايا العدسة المحتجزة، والساد الثانوي للمحفظة، والإنتان. على الرغم من

مخاطر إجراء دافيل؛ فقد ظل نهجاً مقبولاً لاستخراج الساد لأكثر من ١٠٠ عام،(٨٢) حتى القرن التاسع عشر عندما أصبح استخراج الساد داخل المحفظة (ICCE) الطريقة المفضلة لعدة سنوات لإزالة الساد. أدت التحسينات في التقنيات الجراحية والأدوات الجراحية في نهاية المطاف إلى عودة ظهور ECCE في السبعينيات كنهج مفضل على ICCE، والتي لم تحظ بالاهتمام بسبب ارتفاع معدلات المضاعفات المسببة للعمى. تُستخدم الآن الإصدارات الحديثة من ECCE وجراحة الساد اليدوية بشق صغير (Cataract Surgery) (Manual Small Incision (MSICS في أجزاء كثيرة من العالم بما في ذلك الولايات المتحدة. لقد تحسنت تقنيات إجراء إزالة الساد خارج المحفظة بشكل كبير بمرور الوقت، وأصبح معدل النجاح الإجمالي حالياً بين ٩٠٪ إلى ٩٥٪. (٨٣)

١-٣- استخراج الساد داخل المحفظة (IntraCapsular) (ICCE Cataract Extraction):

أجرى صموئيل شارب Samuel Sharp أول استخراج للساد داخل المحفظة (ICCE) (IntraCapsular Cataract Extraction)) عام ١٧٥٣. تتم إزالة العدسة بأكملها بما في ذلك محفظة العدسة من خلال شق حوفي (Limbal Incisions) كبير. استخدم صموئيل شارب إبهامه لإخراج الساد من العين. كان كسر الألياف النطاقية التي تعلق العدسة بالعين جزءاً حيوياً من إجراء ال ICCE. تطورت الآلية التي تم بواسطتها كسر الألياف النطاقية من الاستخدام المبكر للملقط إلى تثبيت محفظة العدسة وفك الألياف النطاقية يدوياً. في عام ١٩٥٧ كان Joaquin Barraquer أول جراح يستخدم إنزيم

alpha–chymotrypsin لإذابة الألياف النطاقية. كما أثبتت طريقة إزالة الألياف النطاقية بالتبريد نجاحاً واسعاً، ويتم فيها تطبيق مسبر مجمد على الساد ثم يلتصق بالمسبر، ويتم استخراج الساد من العين بلطف. زاد نجاح ICCE مع ظهور تقنيات التخدير والتعقيم الحديثة، ولكن شعبيتها تراجعت بسرعة بعد إجراء تحسينات في تقنيات ECCE. ترتبط العيوب الرئيسية لـ ICCE بإزالة العدسة ومحفظة العدسة بشكل كامل. تعمل محفظة العدسة كجدار بين البنى الأمامية والخلفية للعين. من المرجح أن تحدث المضاعفات المسببة للعمى بعد ال ICCE عندما لا يكون هذا الجدار في مكانه لمنع الجسم الزجاجي من الانهيار إلى الأمام، ومن هذه المضاعفات انفصال الشبكية، ووذمة البقعة، وانكسار معاوضة القرنية، عكما يتطلب ال ICCE شقوقاً أكبر لإزالة الساد مع المحفظة؛ مما يؤدي إلى تأخر الشفاء وزيادة كمية الحرج الناتج عن الجراحة. على الرغم من عيوب ICCE؛ فقد ظلت الطريقة الأساسية لاستخراج الساد في الولايات المتحدة حتى السبعينيات، ولا يزال ال ICCE الحديث قيد الممارسة في البلدان النامية.(٨١)

١-٤- استحلاب العدسة (Phacoemulsification):

أدى ظهور المواد اللزجة المرنة البصرية (Optical Viscoelastic Devices) (OVDs) عام ١٩٧٢ إلى تحسين عملية إزالة الساد. يعتبر ال OVD مادة هلامية تستخدم أثناء جراحة الساد للحفاظ على تشكيل البيت الأمامي ومنع انخماصه وحماية بطانة القرنية داخل العين دون التأثير على خطوات العملية.

أحدث طبيب العيون الأمريكي تشارلز كيلمان Charles Kelman ثورة في جراحة الساد عام ١٩٦٧ عندما أدخل تقنية استحلاب العدسة (Phacoemulsification) كنهج بديل لـ ECCE. يتم إزالة

نواة العدسة بالكامل من العين في الECCE من خلال شق كبير (١٠ مم)؛بينما في استحلاب العدسة تقوم إبرة تعمل بالموجات فوق الصوتية باستحلاب العدسة وسحبها من خلال شق أصغر بكثير (٣ إلى ٤ مم). لم يتم قبول فكرة استحلاب العدسة بين الجراحين في البداية؛ لكن هذا الإجراء يعتبر حالياً الطريقة الأكثر أمانًا وتفضيلاً لجراحة الساد في العالم المتقدم. ينتج عن الشق الأصغر غرفة أمامية أكثر ثباتاً خلال الجراحة، ووقت شفاء أقصر، وحرج تالي للجراحة أقل. (٨٤،٨١)

١-٥- استحلاب العدسة بمساعدة الليزر (FLACS) :(Femto Laser-Assisted Cataract Surgery)

تطورت فكرة جراحة الساد في دول العالم المتقدم بحيث أصبحت إجراءاً انكسارياً؛ حيث تكون التوقعات بالاستغناء التام عن النظارات بعد الجراحة، وفي أيدي الجراحين ذوي الخبرة ، يتم التحكم في خطوات جراحة الساد بشكل منظم ومتسق؛ بحيث يمكن التنبؤ بنتائج الجراحة بدرجة جيدة من الموثوقية. تم تطبيق تقنية ليزر الفيمتو ثانية على الجراحة الانكسارية عام ٢٠٠١ بتقنية الليزك لإنشاء شريحة القرنية ، مما أدى إلى ظهور شريحة ليزك أكثر دقة. تم استخدام هذه التقنية في جراحة الساد لأول مرة عام ٢٠٠٨ عندما تم إجراء أول جراحة ساد بمساعدة الليزر في بودابست بالمجر،(٨٥) ولا يغني الليزر عن الحاجة إلى استحلاب العدسة؛ بل بدلاً من ذلك يقوم الليزر بالعديد من خطوات الجراحة، بما في ذلك الجرح الرئيسي، وخزع المحفظة، وتجزئة العدسة، وغالباً ما يتم إجراء شقوق الإرخاء الحوفي لتصحيح الحرج باستخدام الليزر. يُعتقد أن نتائج حدة البصر أكثر دقة ويمكن التنبؤ بها وقابلة للتكرار بشكل أفضل

في تقنية الفمتوليزر مقارنة مع استخراج الساد التقليدي ECCE. ولا تُظهر البيانات أن جراحة الساد بمساعدة الليزر تحقق نتائج أفضل من تلك الخاصة بجراحة استحلاب العدسة اليدوية، ويبدو أن النهجين آمنين وفعالين بنفس القدر. قام العديد من جراحي الساد حول العالم باعتماد تقنية ليزر الفيمتو ثانية؛ ولا يزال هناك العديد من جراحي فاكو الذين لا يعتقدون أن هذه التقنية مفيدة أو فعالة من حيث التكلفة.(٨٦،٨٧)

١-٦- العدسات المزروعة داخل العين (IOL) (Intraocular Lens)

إن النجاح المذهل لجراحة الساد لم يكن ممكناً دون تطوير العدسات المزروعة داخل العين (Intra Ocular Lens) (IOL). قام طبيب العيون البريطاني هارولد ريدلي Harold Ridley بزرع أول عدسة IOL عام ١٩٤٩.(٨٨) كان المرضى يعانون من حالة انعدام العدسة (Aphacia) بعد جراحة الساد وذلك قبل إدخال فكرة العدسات المزروعة داخل العين، وكانو يحتاجون نظارات عالية الدرجة. أدرك السير هارولد ريدلي أن الطيارين الجرحى خلال الحرب العالمية الثانية تحملوا وجود قطع بلاستيكية من الزجاج الأمامي للطائرات المحطمة في الغرفة الأمامية بالعين، وهذا شجعه على زرع عدسة داخل العين مصنوعة من مادة بولي ميثيل ميثاكريلات (PMMA) ، والمعروفة أيضاً باسم زجاج الأكريليك.(٨٨)

يعود الفضل إلى طبيب العيون الأمريكي ستيفن شيرينج Steven Shearing في إدخال التصاميم الحديثة للعدسة المزروعة داخل العين، حيث صمم عدسة يمكنها أن تمركز نفسها في نفس مكان العدسة الطبيعية خلف القزحية. وظهرت أول عدسة مطوية عام ١٩٨٠؛ مما أدى إلى زيادة تحسين

نتائج جراحة الساد. أصبح تصحيح الحرج مع العدسات المزروعة داخل العين ممكناً عام ١٩٩٢ عندما تم تطوير أول عدسة لاكروية (Aspheric IOL) داخل العين(٨٩)

تم لاحقاً محاولة التغلب على قصوّ النظر الشيخي عبر إدخال العدسات متعددة البؤر (Multifocal IOL) في التسعينيات، والعدسات المطابقة (Accommodating IOL) عام ٢٠٠٠.

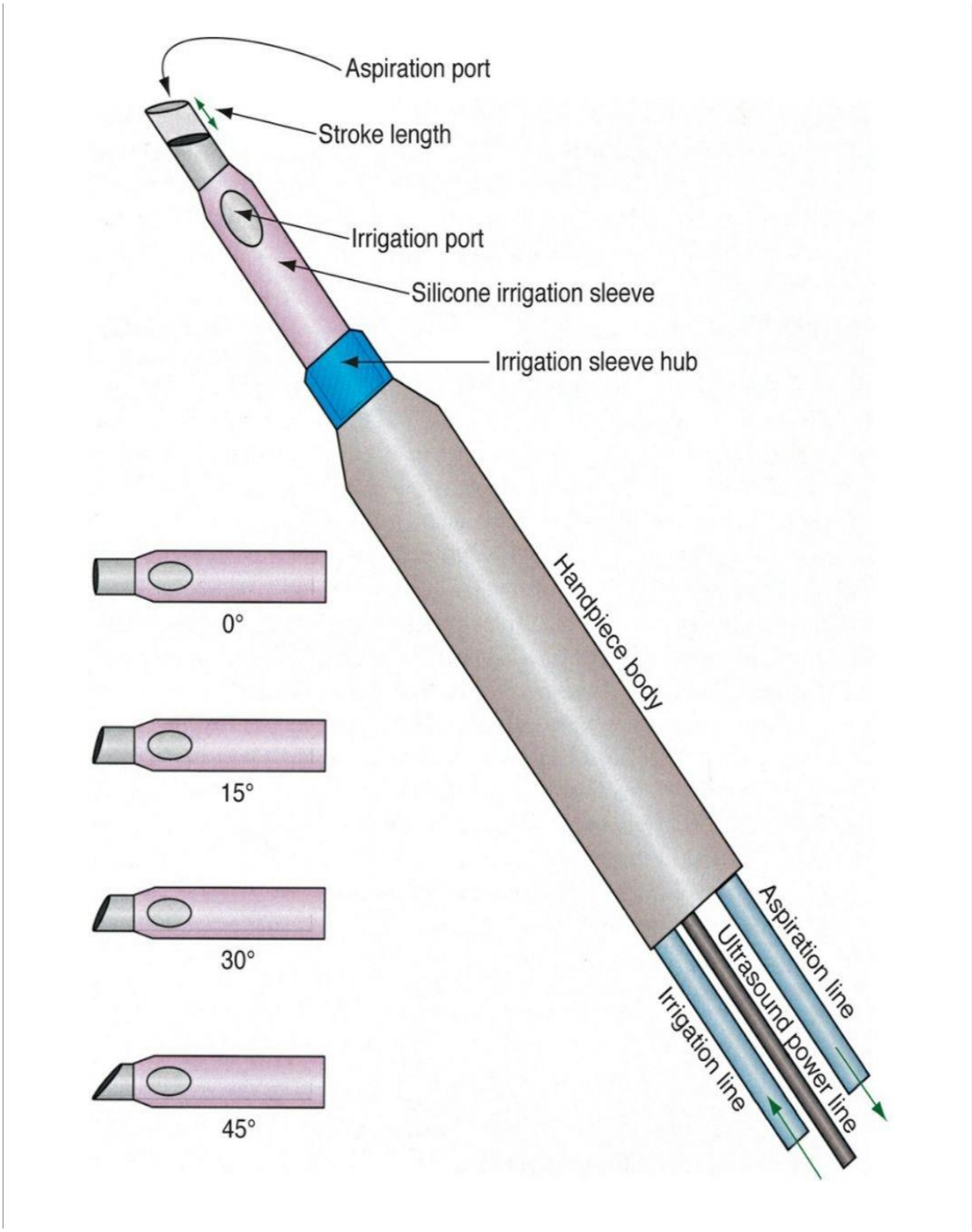
وظهرت حديثاً تقنية العدسة القابلة للتعديل (Adjustable IOL)؛ حيث يمكن تعديل قوة العدسة المزروعة بعد الجراحة بإجراء ثانوي غير جراحي، وهناك العديد من تقنيات IOL القابلة للتعديل قيد التطوير؛ بما في ذلك عدسات IOL القابلة للتعديل ضوئياً، وعدسات IOL القابلة للتعديل ميكانيكياً، وعدسات IOL القابلة للتعديل مغناطيسياً.(٩٠) ستؤدي هذه التكنولوجيا في المستقبل إلى مستوى أعلى من الدقة في جراحة الساد.

ثانياً: مبدأ استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية (Principle):

٢-١- قبضة الفاكو (Phacoemulsification Handpiece):

تتكون ذروة قبضة الفاكو (Phaco Tip) من التيتانيوم، ويمكن أن يكون لها زاوية تبلغ ٠ درجة، و ١٥ درجة، و ٣٠ درجة، و ٤٥ درجة. تسهل الزاوية الأكبر عملية النحت؛ بينما الزاوية الصغيرة جيدة للانسداد، وتعتبر زاوية ٣٠ درجة مناسبة لكلتا الوظيفتين وهي الأكثر استعمالاً. القطر الخارجي للإبرة ١,١ ملم، والقطر الداخلي ٠,٩ ملم. في حالة الإبرة الدقيقة يكون القطر الخارجي ٠,٩ مم والقطر الداخلي ٠,٥-٠,٧ مم. يتم تغطية الذروة بغطاء من السيليكون يعزل ويحمي الأنسجة في موقع الجرح القرني من التأثير الحراري.

يتم إنتاج الطاقة فوق الصوتية بواسطة بلورات كهرضغطية (Piezoelectric) والتي تحول الكهرباء إلى اهتزاز ميكانيكي، ثم تنتقل هذه الطاقة على طول القبضة اليدوية إلى إبرة فاكو بطريقة يكون التذبذب الرئيسي محورياً. يتدفق سائل الإرواء عبر منفذين يقعان بزاوية ١٨٠ درجة على غلاف السيليكون المحيط بذروة إبرة فاكو، ويتدفق السائل بين الإبرة وغطاء السيليكون. يتراوح التردد الطبيعي لآلات الفاكو المختلفة من ٢٠,٠٠٠ إلى ٨٠,٠٠٠ هرتز، ويكون التردد ثابتاً لآلة معينة، وعادة ما يكون في حدود ٤٠ كيلو هرتز. طول الضربة (Stroke Length) هو الحركة الأمامية والخلفية للإبرة على المحور الطولي لها. يتراوح عرض هذه التذبذبات بين ٧٠ و ١٢٠ ميكرون. يمكن أن يتغير ذلك بتغيير الطاقة (Power).(91,83)



الشكل (28) قبضة الفاكو Handpiece [91]

٢-٢- مبادئ حركة السوائل (Phacoemulsification Fluids) :

تساعد بعض المبادئ الأساسية لاستحلاب العدسة في فهم كيفية عمل الآلات الحالية. الشفط (Aspiration) هو تدفق السائل الذي يجلب أجزاءً من مادة العدسة إلى إبرة الفاكو. الخلاء (Vacuum) هو القوة التي تبقي الشظايا في نهاية إبرة فاكو بمجرد أن يتم إحضارها هناك عن طريق الشفط.

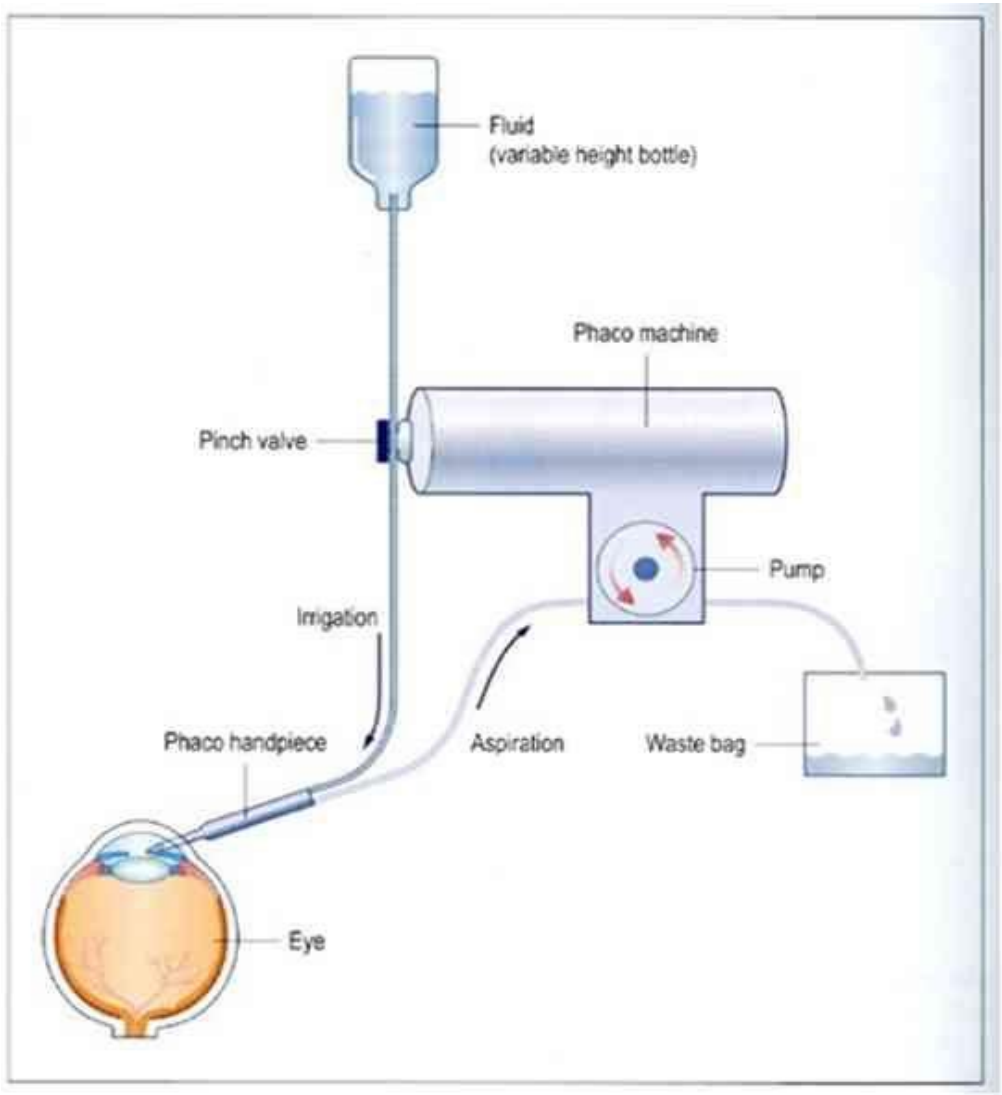
تتمتع جميع الأجهزة ببعض التحكم في هذه الإعدادات، ولكن كل نوع يعمل بطريقة مختلفة.

يعتمد مستوى الطاقة اللازم لاستحلاب العدسة بشكل أساسي على مقدار التصلب النووي، ويفضل معظم الجراحين التحكم في كمية طاقة استحلاب العدسة باستخدام دواسة القدم، مما يسمح باستخدام طاقة كافية فقط لإزالة النواة بكفاءة، ويتم نحت النواة المركزية باستخدام طاقة عالية. يتم قياس معدل تدفق الشفط بالمليمترات في الدقيقة. يتم إجراء معظم استحلاب العدسة في نظام عالي التدفق؛ بمعدلات تتراوح بين ١٥ و ٢٥ مل / دقيقة. يُستخدم التدفق المنخفض عادةً أثناء النحت؛ حيث لا يكون الانسداد مرغوباً به. يعتبر التدفق المنخفض مفيداً أيضاً في الجروح المسربة والحجرة الأمامية الضحلة.(٩١،٨٣)

٢-٣- أنواع المضخات (Phacoemulsification Pumps) :

في نظام المضخة التمعجية (Peristaltic) يزداد ضغط ال Vacuum عندما يتم غلق نهاية إبرة الفاكو بمواد العدسة. أما في نظام مضخة Venturi يمكن إنشاء Vacuum بشكل مستقل عن انسداد نهاية إبرة الفاكو، مما يعطي استجابة أسرع وأقل دقة. في أنظمة المضخات الغشائية (Diaphragm)، تزداد مستويات الVacuum عند انسداد نهاية الإبرة بقطع النواة؛ ولكنها لا تعود إلى الصفر عندما لا

يكون هناك انسداد فيها. يمكن استخدام مستويات vacuum من ٠ إلى ٣٠٠ مم زئبق لاستحلاب العدسة ومن ٠ إلى ٦٠٠ مم زئبق في الإرواء والشفط. يوصي العديد من الجراحين باستخدام vacuum مرتفع بقدر ما يمكن دون التسبب في انخماص الغرفة الأمامية. يمكن للآلات الأحدث التي تستخدم المعالجات الدقيقة والأنابيب ذات الجدران السميكة الخاصة أن تسمح بمستويات vacuum تصل إلى ٥٠٠ مم زئبق دون المخاطرة بانخماص الغرفة الأمامية المفاجئ.



الشكل (29) آلية حركة السوائل باستحلاب العدسة [91]

ثالثاً: ميزات استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية (Advantages):

يستخدم استحلاب العدسة جرحاً أصغر وبالتالي يوفر العديد من المزايا؛ حيث يمكن الحفاظ على تحكم ممتاز بالغرفة الأمامية أثناء الجراحة. (٩٢)

ويعتبر هذا الموضوع مهماً بشكل خاص للمرضى الذين قد يؤدي سعالهم أو حركتهم إلى انخماص كبير في الغرفة الأمامية. ويمكن للجراح الحفاظ على ضغط العين (IOP) ضمن النطاق الطبيعي بفضل التحكم الجيد بالغرفة الأمامية؛ مما يقلل من احتمالية حدوث النزف فوق المشيمية الصاعق. كما يساعد الضبط الجيد لل IOP أثناء الجراحة في تقليل احتمال خروج الجسم الزجاجي عند حدوث تمزق بالمحفظة الخلفية. يعتبر التعافي البصري مع شق صغير أسرع من الشق الأكبر بسبب الحرج التالي للجراحة الأقل حدوثاً؛ (٩٣) فهي تتطلب عدداً أقل من القطب أو حتى عدم وجودها على الإطلاق، مما يؤدي إلى تقليل وقت إعادة التأهيل البصري بعد الجراحة. (٩٤)

نظرًا لأن الشق صغير جداً، إذا أصيب المريض بمضاعفات ما بعد الجراحة مثل انفصال الشبكية أو نزف بالجسم الزجاجي، فيمكن إجراء أشكال أخرى من الجراحة، مثل قطع الزجاجي أو طوق الصلبة، لأن الجرح أقل احتمالية لإعادة فتحه. (٩٥)

رابعـــاً: ســـلبيات اســـتحلاب العدســـة بـــالأمواج فـــوق الصـــوتية (Disadvantages):

عندما يبدأ الجراح في استخدام تقنية استحلاب العدسة لأول مرة قد يكون هناك منحنى تعليمي حاد إلى حد ما ومعدل أعلى من الاختلاطات. (٩٥)

ومع ذلك يمكن تقليل الاختلاطات بشكل كبير عن طريق الاختيار المناسب للمريض، والمراقبة الصارمة من قبل جراح استحلاب العدسة ذي الخبرة.

تكلفة الآلات المطلوبة لأداء استحلاب العدسة أكبر بكثير من تكلفة المواد المطلوبة لعملية ال ECCE، إلى جانب تكاليف الصيانة الكبيرة لها، مما قد يحد من استخدام الفاكو في العديد من الدول.

يعد التشغيل السليم لوحدة استحلاب العدسة وصيانتها أمراً بالغ الأهمية لمنع المضاعفات أثناء العملية ، مثل انخماص الغرفة الأمامية، وتمزق المحفظة، وحرق الجرح؛ حيث طاقة استحلاب العدسة تولد الحرارة، والتي يجب أن تقوم بتبريدها سوائل الإرواء؛ لذلك يمكن أن يتسبب نظام التبريد الذي يعمل بشكل غير صحيح في حدوث تلف حراري لجرح القرنية.(٩٦)

الجزء الثاني

الدراسة العملية

الفصل الأول

المواد والطرائق

Materials and Methods

تصميم الدراسة:

دراسة رقابية تحليلية Prospective Study

مجموعة الدراسة:

تضمنت العينة المدروسة 40 عيناً من 36 مريضاً من المرضى المراجعين لقسم العيادات الخارجية في مستشفى المواساة الجامعي، وذلك بعد أخذ موافقتهم على المشاركة بالبحث وإطلاعهم على الموافقة المستنيرة.

مكان الدراسة:

قسم أمراض العين وجراحتها، مستشفى المواساة الجامعي، دمشق، سوريا.

الفترة الزمنية:

الفترة الممتدة بين 2023/3/1 و 2024/1/1.

أهداف الدراسة:

تحديد التغيرات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية المقاسة بجهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية.

معايير الاشتمال في الدراسة:

- أشخاص ذوو عيون صحيحة دون أمراض سابقة.
- مكافئ كروي لأسواء انكسار ما بين +6 و −6.
- ضغط عين أقل من 21ملم زئبقي.
- عمر المشارك بين 40−70سنة.
- الطول الأمامي الخلفي للعين بين 22 و25 ملم.
- ساد متوسط الشدة.
- موافقة المشاركين بعد الاطّلاع على الموافقة المستنيرة.

معايير الاستبعاد من الدراسة:

- مرضى متلازمة التوسف الكاذب.
- جراحة الساد المطولة والمختلطة.

- الضغط داخل المقلة أكبر من 21 مم. ز.
- اسواء انكسار أكثر من +6 او −6 كسيرة.
- الطول الأمامي الخلفي للمقلة أكبر من 25 أو أقل من 22 ملم.
- إصابة المشارك بمرض جهازي (كالسكري، وارتفاع التوتر الشرياني، والأمراض المناعية ذات التأثيرات العينية).
- المرضى الذين لديهم مرض عيني سابق او حالي او خلقي.
- إجراء جراحة عينية سابقة أو تطبيق ليزر.
- رض عيني سابق.
- مريض غير متعاون للفحص على جهاز OCT.
- الحامل والمرضع.
- استخدام أي أدوية أو قطرات عينية مزمنة.
- استخدام أدوية مزمنة (ستيروئيدات –مثبطات المناعة).
- أمراض العصب البصري.

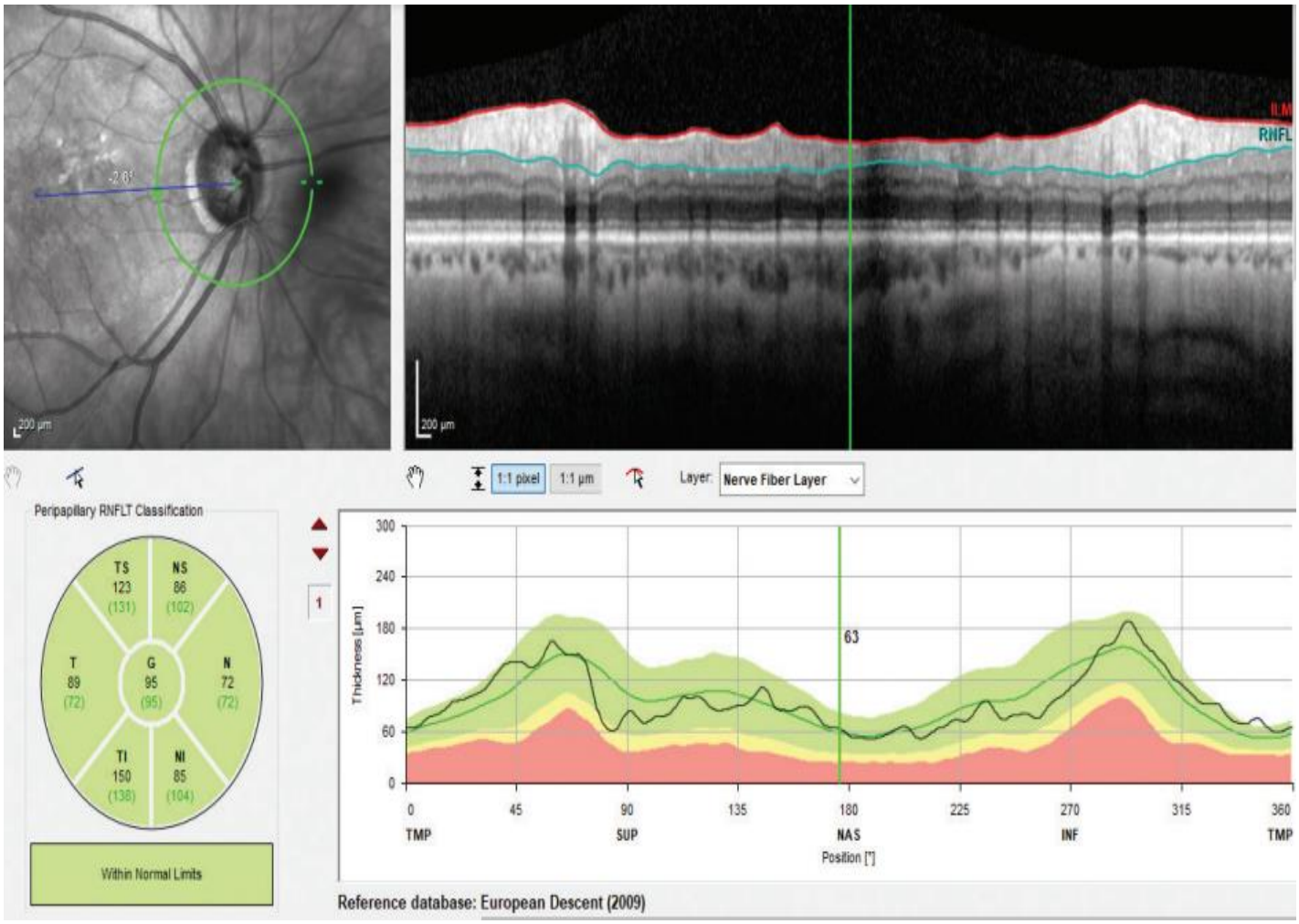
خطة البحث:

- سيتم إطلاع المشاركين المشمولين في الدراسة على هدفها وإجراءاتها، وأخذ الموافقة المستنيرة منهم بشكل طوعي.
- إجراء استجواب سريري يشمل القصة العينية، والجهازية، والدوائية، والجراحية.
- إجراء فحص عيني شامل يتضمن:

- فحص عيني سريري لأقسام العين الأمامية باستخدام المصباح الشقي (Topcon Slit Lamp SL-D7, Tokyo, Japan).
- قياس أسواء الانكسار باستخدام جهاز قياس أسواء الانكسار الأوتوماتيكي (Topcon Autorefractor KR-8100P, Tokyo, Japan).
- تقييم حدة الإبصار المصححة باستخدام جهاز الإسقاط (نموذج E) من مسافة ٦ أمتار (Topcon projector ACP8, Tokyo, Japan).
- قياس ضغط العين باستخدام جهاز قياس ضغط العين بالتسطيح الهوائي (Topcon air puff CT-80, Tokyo, Japan).
- حساب الطول الأمامي الخلفي للعين بالأمواج فوق الصوتية (Quantel Medical Cine Scan) لتحديد قياس العدسة.
- فحص قعر العين بالتنظير غير المباشر باستخدام عدسة مساعدة ®Volk 78 diopter بعد تطبيق موسع حدقي Tropicamide 0.5 وفحص الشبكية المركزية والمحيطية بحثا عن أي أمراض على مستوى الأقسام الخلفية للعين.
- قياس ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية حول الحليمة ضمن دائرة قطرها ٣،٤ ملم، وتسجل الثخانة في الأقسام التالية: الأنسي السفلي (NI) Nasal-Inferior والأنسي (N) Nasal والأنسي العلوي (NS) Nasal-Superior والوحشي العلوي Temporal-Superior (TS) والوحشي (T) Temporal والوحشي السفلي Temporal-Inferior (TI) والمتوسط (G) Mean Global Thickness، ثم تأخذ القيمة الوسطية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري للشبكية OCT باستخدام جهاز Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany) (الشكل ٣٠)

يتم القياس قبل العمل الجراحي، وبعد العمل الجراحي بأسبوع، وبعد شهر.

- اجراء عملية استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية بوساطة جهاز Opticon pulsar2minimal stress من قبل طلاب الدراسات العليا بمستشفى المواساة الجامعي مع تسجيل طاقة الأمواج فوق الصوتية المستخدمة ومدة العمل الجراحي لجميع المرضى.
- اختيار عشوائي للعينة بما يتناسب مع معايير الاشتمال والاستبعاد.



الشكل (30) طريقة تقسيم ال RNFL في دراستنا

الفصل الثاني

النتائج الإحصائية

التحليل الإحصائي للبيانات:

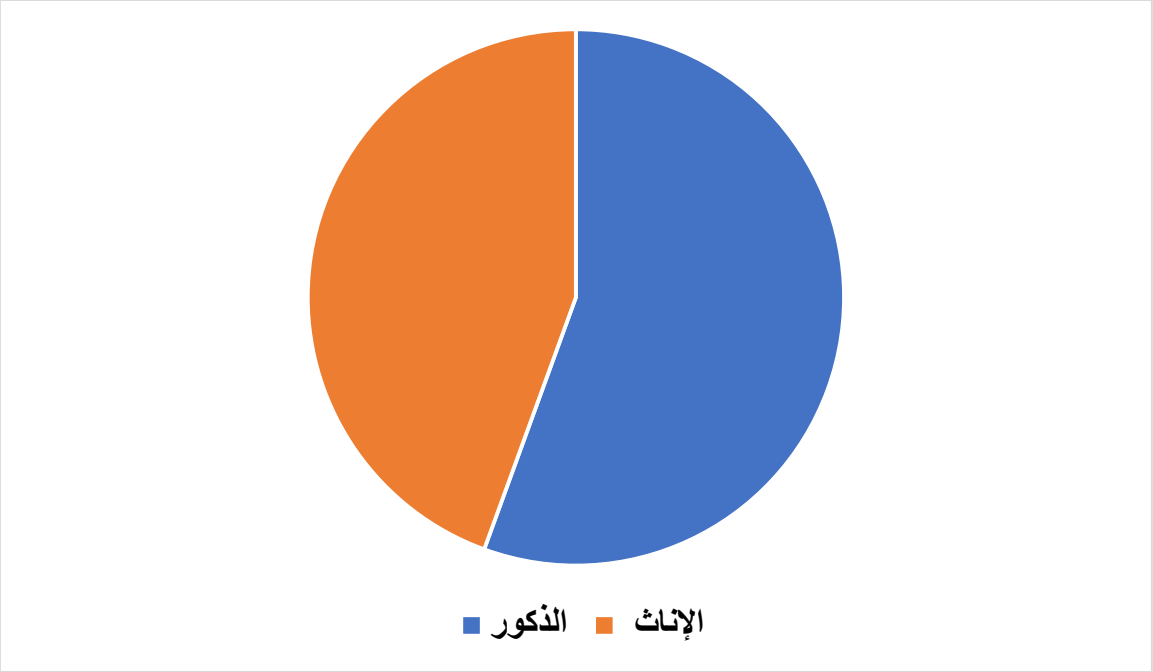
- ✓ سيتم تدوين جميع البيانات ومعالجتها وتصنيفها في مجموعات وجداول ومخططات بيانية تعكس الدراسة بوساطة برنامج IBM® SPSS® Statistics v24.
- ✓ ثم اختبار الفرضيات من خلال الاختبارات الإحصائية المناسبة.
- ✓ ثم إجراء التحليل الإحصائي باستخدام الاختبارات المناسبة واعتبار قيمة مستوى الدلالة ذات أهمية عند $P \leq 0.05$.
- ✓ وستُقارَن النتائج التي حصلنا عليها مع الدراسات العالمية.

1-الجنس:

شملت العينة ٤٠ عيناً ل ٣٦ مريضاً، وكان التوزع حسب الجنس كالتالي:

- كان عدد الذكور ٢٠ مريضاً بنسبة ٥٥,٦٪
- كان عدد الإناث ١٦ مريضةً بنسبة ٤٤,٤٪

وعند إجراء الاختبارات الإحصائية لم نجد فرقاً هاماً إحصائياً بتوزع العينة حسب الجنس، حيث كانت (P (Value = 0.217



الشكل (31) توزع المرضى حسب الجنس

2-العمر:

تراوحت أعمار المرضى بين 40-70 عاماً، وكان متوسط الأعمار: 56.93 سنة، والانحراف المعياري ±6.05، وكان التوزع في كل مجموعة كالتالي:

- **الذكور**: القيمة المتوسطة للعمر 55.53 سنة والانحراف المعياري ±4.67 ، وتراوحت أعمارهم بين 40-69 عاماً.
- **الإناث**: القيمة المتوسطة للعمر 56.57 سنة والانحراف المعياري ±5.77 ، وتراوحت أعمارهم بين 40-70 عاماً.

ورغم أن متوسط العمر عند الإناث أعلى من الذكور؛ إلا أن هذا الفرق غير مهمّ إحصائياً حيث (>0.05) P Value=0.63.

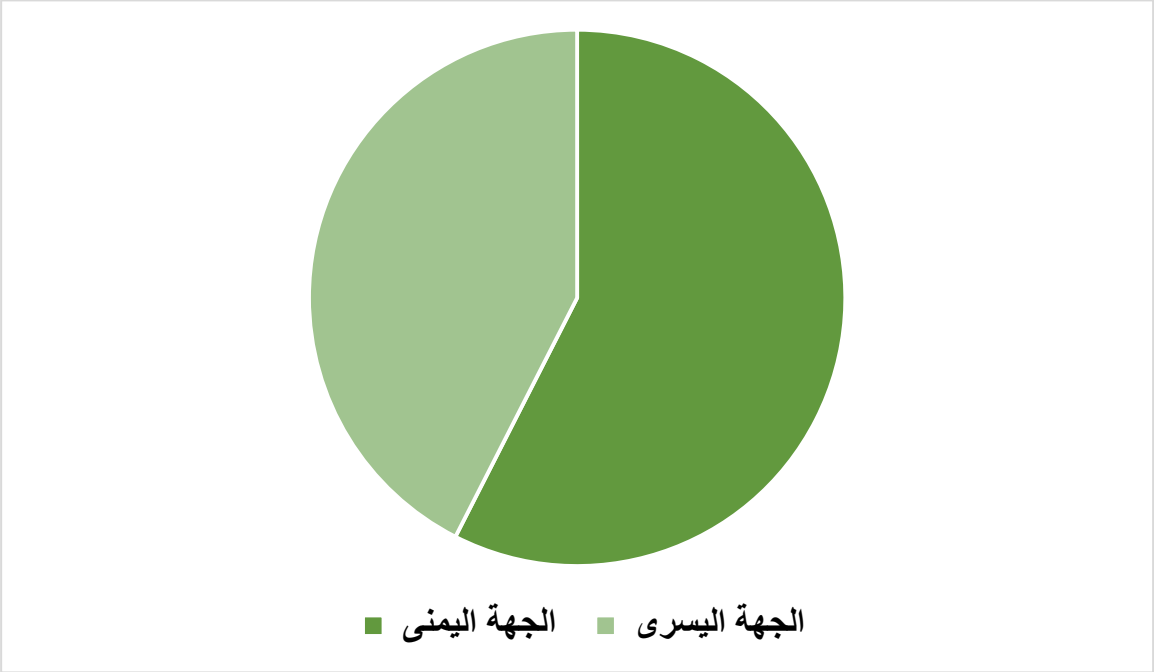
الجدول (2) توزع المرضى حسب العمر

المجموعة	المتوسط (سنة)	الانحراف المعياري	المدى (سنة)
الذكور	55.53	±4.67	69-40
الإناث	56.57	±5.77	70-40
P Value	0.63		

3-الجهة:

شملت العينة ٢٣ عيناً يمنى بنسبة ٥٧,٥٪، و ١٧ عيناً يسرى بنسبة ٤٢,٥٪.

وعند إجراء الاختبارات الإحصائية لم نجد فرقاً هاماً إحصائياً بتوزع العينة حسب الجهة، حيث كانت (P Value = 0.823)



الشكل (32) توزع المرضى حسب الجهة

4-الطول الأمامي الخلفي للمقلة:

تراوحت قيم الطول الأمامي الخلفي للمرضى بين 22.5 -24.7 ملم، وكان متوسط القيم: 23.16 ملم، والانحراف المعياري 0.49±، وكان التوزع في كل مجموعة كالتالي:

- **الذكور**: المتوسط 23.14 ملم، والانحراف المعياري 0.46± ، وتراوحت القيم بين 22.5-24.6 ملم.
- **الإناث**: المتوسط 23.21 ملم، والانحراف المعياري 0.48± ، وتراوحت القيم بين 22.5-24.5 ملم.

ورغم أن متوسط الطول الأمامي الخلفي للمقلة في الإناث أعلى من الذكور إلا أن هذا الفرق غير مهمّ إحصائياً حيث (0.05<) P Value=0.763.

الجدول (3) توزع المرضى حسب الطول المحوري

المجموعة	المتوسط (ملم)	الانحراف المعياري	المدى (ملم)
الذكور	23.14	±0.46	24.6-22.5
الإناث	23.21	±0.48	24.5-22.5
P Value	0.763		

5-مدة العمل الجراحي وطاقة الاستحلاب:

تراوحت قيم مدة العمل الجراحي للمرضى بين 25 –105 دقيقة، وكان متوسط القيم: 43.12 دقيقة، والانحراف المعياري 8.17±

تم قياس طاقة الاستحلاب في دراستنا عبر قياس طول الضربة Tip Stroke، وتراوحت القيم بين 30 – 47 مكرون، وكان متوسط القيم 34.7 مكرون، والانحراف المعياري 2.19±،

الجدول (4) مدة العمل الجراحي وطاقة الاستحلاب

المجموعة	المتوسط	الانحراف المعياري	المدى
مدة العمل الجراحي (دقيقة)	43.12	8.17	25 – 105
طاقة الاستحلاب (طول الضربة بالمكرون)	34.7	2.19	30 – 46

6-سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية قبل الجراحة:

كان متوسط قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية الكلية قبل الجراحة 106.1 مكرون، والانحراف المعياري 12.3±، وكانت أعلى سماكة في المنطقة الوحشية السفلية 163.7 مكرون، وأقل سماكة في المنطقة الأنسية 82.7 مكرون. ويوضح الجدول (5) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية قبل الجراحة.

الجدول (5) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية قبل الجراحة

RNFL	المتوسط (مكرون)	الانحراف المعياري	المدى (مكرون)
المتوسط	106.1	12.3	81-131
الأنسية العلوية	133.4	14.9	91-169
الأنسية	82.7	5.2	77-96
الأنسية السفلية	131.2	12.9	93-188
الوحشية السفلية	163.7	14.3	97-210
الوحشية	88.1	4.3	76-98
الوحشية العلوية	149.5	12.7	96-202

7-سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بأسبوع:

كان متوسط قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بأسبوع 114.1 مكرون، والانحراف المعياري 11.5±، ويوضح الجدول (6) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بأسبوع.

الجدول (6) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية بعد الجراحة بأسبوع

RNFL	المتوسط (مكرون)	الانحراف المعياري	المدى (مكرون)
المتوسط	114.1	11.5	83-152
الأنسية العلوية	142.4	13.2	93-179
الأنسية	91.7	7.1	79-105
الأنسية السفلية	136.2	11.8	98-195
الوحشية السفلية	173.7	12.2	99-217
الوحشية	96.1	6.9	86-106
الوحشية العلوية	162.5	11.9	99-214

8-سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر:

كان متوسط قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر 112.6 مكرون، والانحراف المعياري 12.2±، ويوضح الجدول (7) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر.

الجدول (7) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية بعد الجراحة بشهر

RNFL	المتوسط (مكرون)	الانحراف المعياري	المدى (مكرون)
المتوسط	112.6	12.2	82-149
الأنسية العلوية	141.3	12.9	91-171
الأنسية	87.9	7.8	79-101
الأنسية السفلية	135.7	12.1	94-185
الوحشية السفلية	171.2	11.5	92-210
الوحشية	92.3	7.3	82-101
الوحشية العلوية	156.6	13.1	94-207

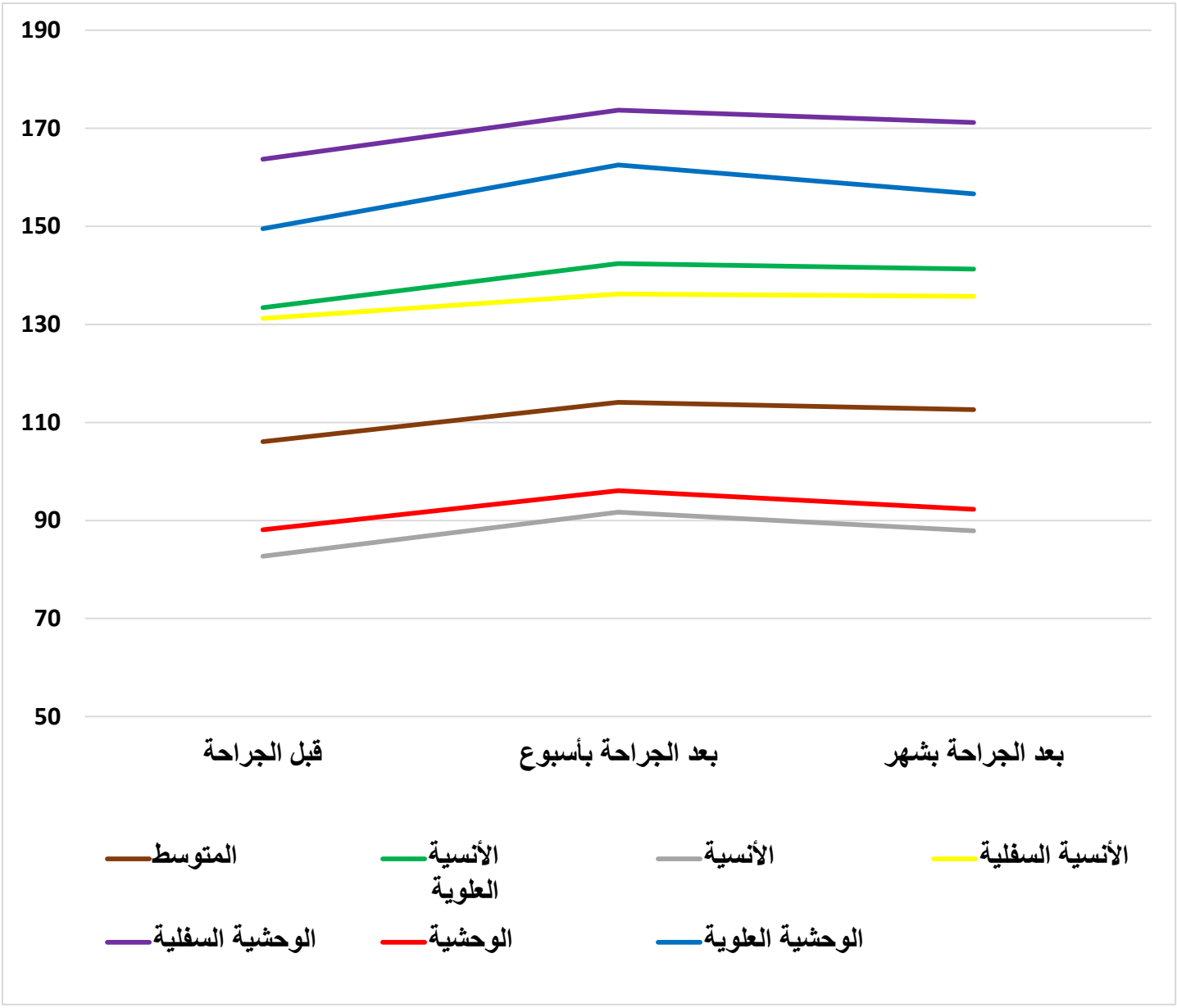
9- تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة:

يوضح الجدول (8) تبدل قيم سماكة طبقة الألياف العصبية، وعند إجراء الاختبارات الإحصائية كان هذا الفرق هام إحصائياً في كل المناطق حيث كانت P Value < 0.05.

الجدول (8) تغير قيم سماكة طبقة الألياف العصبية

RNFL	المتوسط (مكرون)			التغير بين قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر	P Value بين قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر
	قبل الجراحة	بعد الجراحة بأسبوع	بعد الجراحة بشهر		
المتوسط	106.1	114.1	112.6	6.5	0.002
الأنسية العلوية	133.4	142.4	141.3	7.9	0.001
الأنسية	82.7	91.7	87.9	5.2	0.004
الأنسية السفلية	131.2	136.2	135.7	4.5	0.007
الوحشية السفلية	163.7	173.7	171.2	7.5	0.001
الوحشية	88.1	96.1	92.3	6.2	0.003
الوحشية العلوية	149.5	162.5	156.6	7.1	0.001

كما يوضح الشكل (٣٣) تبدل قيم سماكة طبقة الألياف العصبية



الشكل (33) مخطط تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية

10- علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع مدة الجراحة:

يوضح الجدول (9) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب مدة الجراحة، وعند إجراء الاختبارات الإحصائية كان هذا الفرق غير هام إحصائياً حيث كانت حيث (0.05<) P Value=0.372.

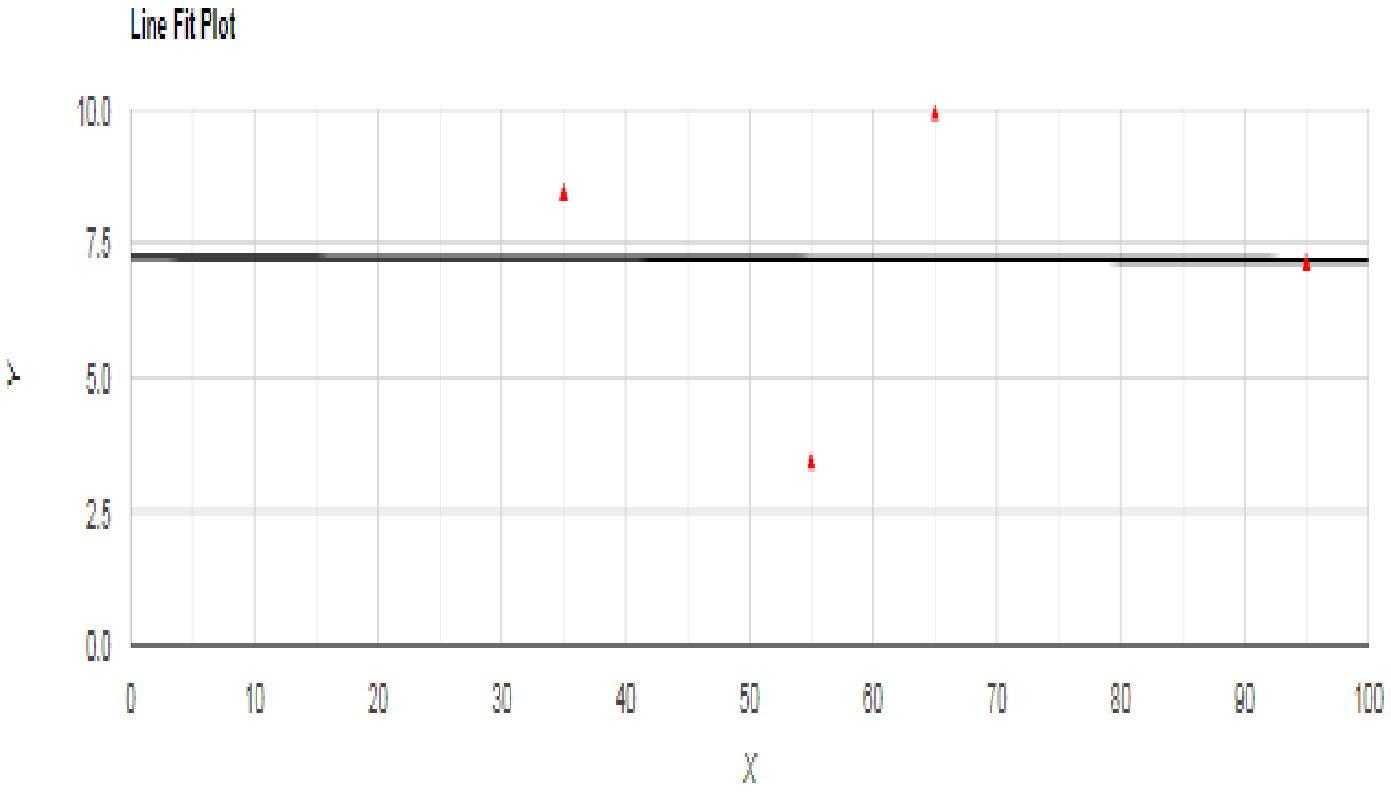
الجدول (9) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب مدة الجراحة

مدة الجراحة	RNFL قبل الجراحة (مكرون)	RNFL بعد الجراحة بشهر (مكرون)	تغير RNFL
25 - 44	104.3	112.7	8.4
45 - 64	106.9	110.3	3.4
65 - 84	103.2	113.1	9.9
85 - 105	104.1	111.2	7.1
P Value	0.372		

وبحساب Pearson Correlation Coefficient نلاحظ عدم وجود علاقة هامة إحصائياً بين مدة الجراحة وبين تغير ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد شهر من الجراحة حيث كانت القيمة

$R = -0.004797$ (أي لا يوجد علاقة هامة إحصائياً)

يوضح الشكل (34) العلاقة بين تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية ومدة الجراحة



الشكل (34) علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع مدة الجراحة

11- علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع طاقة الاستحلاب:

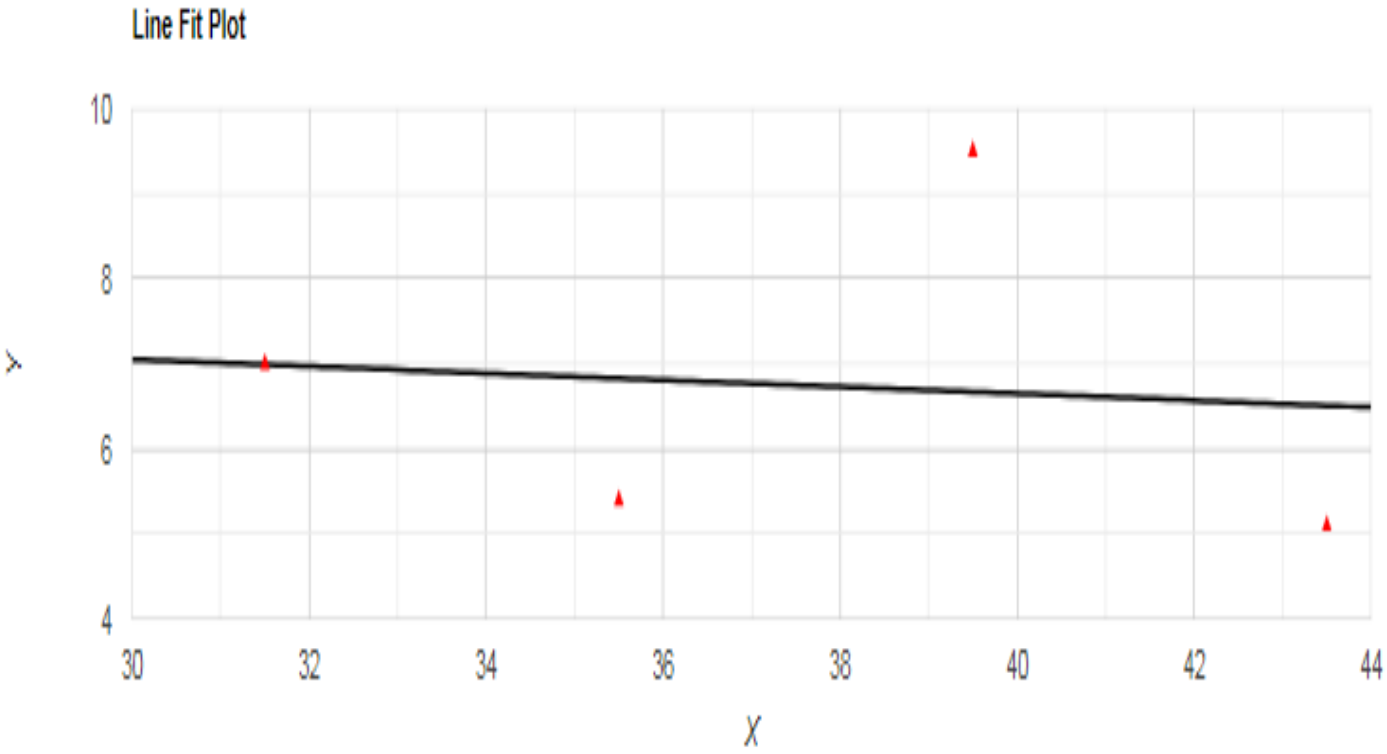
يوضح الجدول (10) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب طاقة الاستحلاب، وعند إجراء الاختبارات الإحصائية كان هذا الفرق غير هام إحصائياً حيث كانت حيث P Value=0.261 (>0.05).

الجدول (10) توزع قيم سماكة طبقة الألياف العصبية حسب طاقة الاستحلاب

طاقة الاستحلاب	RNFL قبل الجراحة (مكرون)	RNFL بعد الجراحة بشهر (مكرون)	تغير RNFL
30 - 33	102.1	109.1	7
34 - 37	105.3	110.7	5.4
37 - 41	103.4	112.9	9.5
42 - 46	103.6	108.7	5.1
P Value	0.261		

وبحساب Pearson Correlation Coefficient نلاحظ عدم وجود علاقة هامة إحصائياً بين طاقة الاستحلاب وبين ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد شهر من الجراحة حيث كان r=−0.1026 (أي لا يوجد علاقة هامة إحصائياً)

يوضح الشكل (35) العلاقة بين سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية وطاقة الاستحلاب



الشكل (35) علاقة تبدل سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية مع طاقة الاستحلاب

الفصل الثالث

مناقشة نتائج البحث

خلال السنوات القليلة الماضية أصبح التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT تقنية لا غنى عنها في تصوير شبكية العين. واحدة من التطبيقات الأكثر فائدة في التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT هو قدرته على قياس سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية RNFL. (٩٧) يعتبر التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT طريقة غير تماسية وغير تداخلية، يتم من خلالها الحصول على بيانات التصوير المقطعي عن طريق إرسال الأشعة عبر الحدقة ودراسة الأشعة المنعكسة. (٩٨)

يعتبر برنامج Fast RNFL بقطر دائرة يبلغ ٣,٤ ملم كمعيار قياسي استناداً إلى الدراسات السابقة؛ لأنه كبير بما يكفي لتجنب التداخل مع رأس العصب البصري في جميع العيون، ويسمح بقياس RNFLفي منطقة أكثر سمكًا من الدائرة التي يبلغ قطرها ٤,٥ ملم؛ مما يعطي حساسية أعلى للتغيرات الدقيقة في RNFL بدائرة ٣,٤ ملم مقارنة مع دائرة ٤,٥ ملم.

تم استخدام نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR Signal-to-Noise Ratio كطريقة تقريبية لتقييم جودة التصوير المقطعي التوافقي البصري .OCT يسمح ال SNR العالي بالحصول على الصور بشكل أسرع وبالتصوير عالي الدقة. بينما يشير انخفاض SNR إلى صعوبة تصوير البنى العينية. حددت بعض الدراسات أن التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT عالي الجودة يتطلب 40 <SNR ديسيبل. (٩٩،١٠٠)

من سلبيات استخدام نسبة الإشارة إلى الضوضاء (SNR) لتقييم جودة الصورة أنها تعتمد على فحص A Scan وحيد يعطي أقوى إشارة، ولا تأخذ بعين الاعتبار توزع قوة الإشارة طوال التصوير. لذلك في الأجيال الأحدث إصدار من ال OCT تم تقديم برنامج قوة الإشارة Signal Strength (SS) باعتباره مشعراً أكثر دقة لتقييم جودة الصورة. (١٠١)

لم نتمكن في دراستنا من الحصول على قيم عالية لـ SNR قبل الجراحة بسبب كثافة الساد، وتم تكرار عمليات التصوير حتى الوصول لنتائج مقبولة. بعد العملية الجراحية كانت هناك زيادة كبيرة واضحة في SNR.

تزداد ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية RNFL لعدة أسباب، ومنها من الناحية العينية: الوذمة البقعية Macular Edema ، اعتلال الشبكية المصلي المركزي Central Serous Retinopathy، انفصال الشبكية Retinal Detachment ، تنكس البقعة الشيخي Age-Related Macular Degeneration، وانخفاض الضغط داخل المقلةIOP ، والرضوض. (٩٩،١٠٢)

يُعزى التغيير في قياسات سماكة طبقة الألياف العصبية الشبكية RNFL بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية إلى عمليات التصوير ذات الجودة السيئة قبل الجراحة بسبب الساد؛ مما يعطي قياسات RNFL خاطئة. وجد Ray et al 19 أن التصوير المقطعي التوافقي البصري يعطي قيماً خاطئة عند وجود بعض الأمراض العينية مثل الساد والتهاب القزحية وأمراض الشبكية. يمكن أن يؤثر هذا النوع من العيوب سلباً على السماكة، ومع الخوارزميات المتوفرة حالياً ببرامج ال OCT لم نستطع أن نتجاوز هذه المشكلة. (١٠٣)

تشير دراستنا إلى زيادة واضحة في قياسات RNFL بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية؛ حيث كان وجود الساد مؤثراً على SNR وقلل جودة الصورة، وتؤثر عمليات التصوير ذات الجودة القليلة على دقة قياس سماكة .RNFL

تعتبر النتائج في هذه الدراسة مهمة سريرياً؛ لأن ال OCT يعتبر تصويراً أساسياً في تقييم أمراض الشبكية، وتعتبر سماكة RNFL مقياساً مهماً للزرق، (١٠٤) ونظراً للإمكانات السريرية الكبيرة لهذه التكنولوجيا يجب إجراء المزيد من الأبحاث لتحسين الدقة التي يقيس بها بنى الشبكية. قد يكون تحسين دقة ال OCT عبر التعرف بشكل أفضل على العيوب الصنعية التي تحدث مع أمراض عينية محددة؛ مما يسمح بتحسين خوارزميات برنامج OCT لتقليل هذه الأنواع من العيوب الصنعية. ومن هنا تأتي الحاجة إلى دراسات سريرية أكثر شمولاً وعشوائية لتقييم تأثير الأمراض العينية على قياسات RNFL باستخدام الOCT.

<u>مما سبق نستنتج</u>: أنه يوجد زيادة هامة إحصائياً في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية، ولم نجد علاقة هامة إحصائياً بين ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر وبين كل من طاقة الأمواج فوق الصوتية، ومدة العمل الجراحي.

الفصل الرابع

المقارنة مع الدراسات العالمية

يمكن مقارنة دراستنا مع بعض الدراسات العالمية المشابهة مثل دراسة **< Amjad وزملائه>**[13] في مدينة Lahore في الباكستان Lahore General Hospital. كان الهدف من هذه الدراسة تحديد التغيرات في طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية. تضمنت هذه الدراسة 64 مريض لديهم ساد وبحاجة اجراء عمل جراحي. أظهرت هذه الدراسة زيادة في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية على جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري بعد جراحة استحلاب العدسة. هذا التغير في شكل طبقة الألياف العصبية الشبكية كان هام احصائيا.

وأجرى **<El-Ashry وزملاؤه>**[14] دراسة في المملكة المتحدة Coventry and Warwickshire University Hospital NHS Trust,Coventry,United Kingdom. كان الهدف من هذه الدراسة تقييم التغيرات في قياسات طبقة الالياف العصبية الشبكية على جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية. تضمنت هذه الدراسة 24 عين ل 24 مريض بحاجة لإجراء عملية استحلاب عدسة بالأمواج فوق الصوتية وزرع عدسة صنعية. بهذه الدراسة، كان وسطي ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية المقاس 16.5± 84.9 ميكرون، والذي ازداد إلى 17.6± 93.0 ميكرون بعد الجراحة. هذه الزيادة كانت هامة احصائيا.

كما قام **<Celik وزملاؤه>**[15] بإجراء دراسة في تركيا Sakarya University Medical Education and Research Hospital. كان الهدف من هذه الدراسة تقييم تأثير جراحة الساد على ثخانة المشيمية تحت الحفيرة المركزية، وثخانة البقعة الصفراء المركزية، وكذلك ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية وثخانة معقد الخلايا العقدية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري. تضمنت هذه الدراسة 30عين ل 30مريض خضعوا لجراحة ساد غير مختلطة. نتائج هذه الدراسة تظهر

أن كل من ثخانة المشيمية تحت الحفيرة المركزية، وثخانة البقعة الصفراء المركزية، وكذلك ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية وثخانة معقد الخلايا العقدية كلها تأثرت بشكل خفيف بعد جراحة استحلاب العدسة الغير مختلطة. بعد جراحة الساد يجب على الفاحص الحصول على قياسات مرجعية جديدة.

فيما يتعلق بتغير ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وجدت دراستنا زيادة هامة إحصائياً في قيم ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية وذلك في القيمة المتوسطة وفي كل من الأرباع الأربعة، ووجدت دراسة **< Amjadوزملائه>**[13] ودراسة **<Celik وزملائه>**[15] فرقاً هاماً إحصائياً في القيمة المتوسطة ولم تدرس الفرق في الأرباع الأربعة، بينما وجدت دراسة **<El–Ashry وزملائه>**[14] فرقاً هاماً إحصائياً في القيمة المتوسطة والأرباع الأربعة ما عدا الربع الوحشي.

بالنسبة لعلاقة ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر وطاقة الأمواج فوق الصوتية لم تجد دراستنا علاقة هامة إحصائياً بينهما، ولم تقم دراسة **< Amjad وزملائه>**[13] ودراسة **<–El Ashry وزملائه>**[14] ودراسة **<Celik وزملائه>**[15] بتقييم العلاقة بين ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر وطاقة الأمواج فوق الصوتية.

لم تجد دراستنا علاقة هامة إحصائياً بين ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر ومدة العمل الجراحي، ولم تقم دراسة**< Amjad وزملائه>**[13] ودراسة **<El–Ashry وزملائه>**[14] ودراسة **< Celik وزملائه>**[15] بتقييم العلاقة بين ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة بشهر ومدة العمل الجراحي.

تتمثل العوائق الرئيسية لمقارنة نتائج الدراسات الأخرى مع دراستنا في استخدام مقاييس سماكات مختلفة، واختلاف مدة العمل الجراحي، والتكنيك الجراحي، وخبرة الجراح، والفئات العمرية المختلفة، واختلاف الأعراق، والمجموعات الانكسارية المختلفة بين الدراسات؛ وهذه العوامل كلها تؤثر على موثوقية المقارنة وتتطلب أخذها بالحسبان.

الفصل الخامس

الاستنتاجات والتوصيات

الاستنتاجات:

وجدنا زيادة هامة إحصائياً في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بوساطة جهاز التصوير المقطعي التوافقي البصري OCT بعد استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية، ولم نجد علاقة هامة إحصائياً بين تغير ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد الجراحة وبين كل من طاقة الأمواج فوق الصوتية، ومدة العمل الجراحي.

التوصيات:

- إجراء دراسة متعددة المراكز.
- إجراء الدراسة على مجموعات انكسارية أوسع
- إجراء الدراسة على طول أمامي خلفي أوسع
- إجراء المتابعة لفترة أطول من شهر

المراجع

1. Mohammadi SF, Hashemi H, Mazouri A, Rahman AN, Ashrafi E, Mehrjardi HZ, et al. Outcomes of Cataract Surgery at a Referral Center. Journal of ophthalmic & vision research. 2015;10(3):250-6.
2. Hugod M, Storr-Paulsen A, Norregaard JC, Nicolini J, Larsen AB, Thulesen J. Corneal endothelial cell changes associated with cataract surgery in patients with type 2 diabetes mellitus. Cornea. 2011;30(7):749-53.
3. Zhang JY, Feng YF, Cai JQ. Phacoemulsification versus manual small-incision cataract surgery for age-related cataract: meta-analysis of randomized controlled trials. Clinical & experimental ophthalmology. 2013;41(4):379-86.
4. Mwanza JC, Budenz DL, Godfrey DG, Neelakantan A, Sayyad FE, Chang RT, et al. Diagnostic performance of optical coherence tomography ganglion cell--inner plexiform layer thickness measurements in early glaucoma. Ophthalmology. 2014;121(4):849-54.
5. Costello F, Hodge W, Pan YI. Exploring the Association between Retinal Nerve Fiber Layer Thickness and Initial Magnetic Resonance Imaging Findings in Patients with Acute Optic Neuritis. Multiple sclerosis international. 2011;2011:289785.
6. Shi Z, Wu Y, Wang M, Cao J, Feng W, Cheng Y, et al. Greater attenuation of retinal nerve fiber layer thickness in Alzheimer's disease patients. Journal of Alzheimer's disease : JAD. 2014;40(2):277-83.

7. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. Science. 1991;254(5035):1178-81.
8. Cheung CY, Zheng C, Ho CL, Tun TA, Kumar RS, Sayyad FE, et al. Novel anterior-chamber angle measurements by high-definition optical coherence tomography using the Schwalbe line as the landmark. The British journal of ophthalmology. 2011;95(7):955-9.
9. Rao A, Vupparaboina KK, Padhy D, Raj N, Pradhan A, Goud A, et al. Automated iris volume analysis and trabecular meshwork length using anterior segment optical coherence tomography - Application in pseudoexfoliation and pseudoexfoliation glaucoma. Indian journal of ophthalmology. 2021;69(7):1815-9.
10. Wang D, Lin S. New developments in anterior segment optical coherence tomography for glaucoma. Current opinion in ophthalmology. 2016;27(2):111-7.
11. Jung KI, Jung Y, Park KT, Park CK. Factors affecting plastic lamina cribrosa displacement in glaucoma patients. Investigative ophthalmology & visual science. 2014;55(12):7709-15.
12. Park HY, Park CK. Diagnostic capability of lamina cribrosa thickness by enhanced depth imaging and factors affecting thickness in patients with glaucoma. Ophthalmology. 2013;120(4):745-52.
13. Amjad A, Shaheer M, Rafique A. Retinal Nerve Fiber Layer Thickness Changes after Phacoemulsification with Intraocular Lens Implantation. Journal of the College of Physicians and Surgeons--Pakistan : JCPSP. 2018;28(12):919-22.
14. El-Ashry M, Appaswamy S, Deokule S, Pagliarini S. The effect of phacoemulsification cataract surgery on the measurement of retinal nerve

fiber layer thickness using optical coherence tomography. Current eye research. 2006;31(5):409-13.

15. Celik E, Cakir B, Turkoglu EB, Dogan E, Alagoz G. Effect of cataract surgery on subfoveal choroidal and ganglion cell complex thicknesses measured by enhanced depth imaging optical coherence tomography. Clinical ophthalmology. 2016;10:2171-7.

16. Zhai, J., Xiao, Z., Wang, Y., & Wang, H. (2022). Human embryonic development: from peri-implantation to gastrulation. Trends in cell biology, 32(1), 18–29.

17. Ansari, A., & Pillarisetty, L. S. (2023). Embryology, Ectoderm. In StatPearls. StatPearls Publishing.

18. Amadei, G., Handford, C. E., Qiu, C., De Jonghe, J., Greenfeld, H., Tran, M., Martin, B. K., Chen, D. Y., Aguilera-Castrejon, A., Hanna, J. H., Elowitz, M. B., Hollfelder, F., Shendure, J., Glover, D. M., & Zernicka-Goetz, M. (2022). Embryo model completes gastrulation to neurulation and organogenesis. Nature, 610(7930), 143–153.

19. Fuhrmann S. Eye morphogenesis and patterning of the optic vesicle. Curr Top Dev Biol. 2010;93:61-84.

20. Robben, P., Van Ginderdeuren, R., Thoma, D., Deghislage, C., Van Calster, J., Blanckaert, J., & Casteels, I. (2020). Primary vitreous cysts. GMS ophthalmology cases, 10, Doc18.

21. Lutty, G. A., & McLeod, D. S. (2018). Development of the hyaloid, choroidal and retinal vasculatures in the fetal human eye. Progress in retinal and eye research, 62, 58–76.

22. Kagemann, L., Wollstein, G., Ishikawa, H., Gabriele, M. L., Srinivasan, V. J., Wojtkowski, M., Duker, J. S., Fujimoto, J. G., &

Schuman, J. S. (2006). Persistence of Cloquet's canal in normal healthy eyes. American journal of ophthalmology, 142(5), 862–864.

23. Roberts, D. K., Newman, T. L., Roberts, M. F., & Wilensky, J. T. (2014). Remnants of the anterior tunica vasculosa lentis and long anterior lens zonules. Journal of glaucoma, 23(7), 441–445.

24. Graw J. (2010). Eye development. Current topics in developmental biology, 90, 343–386.

25. Miesfeld, J. B., & Brown, N. L. (2019). Eye organogenesis: A hierarchical view of ocular development. Current topics in developmental biology, 132, 351–393.

26. Behar-Cohen, F., Gelizé, E., Jonet, L., & Lassiaz, P. (2020). Anatomie de la rétine [Anatomy of the retina]. Medecine sciences : M/S, 36(6-7), 594–599.

27. Ingram, N. T., Sampath, A. P., & Fain, G. L. (2016). Why are rods more sensitive than cones?. The Journal of physiology, 594(19), 5415–5426.

28. Do M. T. H. (2019). Melanopsin and the Intrinsically Photosensitive Retinal Ganglion Cells: Biophysics to Behavior. Neuron, 104(2), 205–226.

29. Yau, K. W., & Hardie, R. C. (2009). Phototransduction motifs and variations. Cell, 139(2), 246–264.

30. Cunha-Vaz, J., Bernardes, R., & Lobo, C. (2011). Blood-retinal barrier. European journal of ophthalmology, 21 Suppl 6, S3–S9.

31. Viegas, Filipe O.; Neuhauss, Stephan C. F. (2021). "A Metabolic Landscape for Maintaining Retina Integrity and Function". Frontiers in Molecular Neuroscience. 14.

32. Unal, N., & Elcioglu, O. (2009). Anatomy of the eye from the view of Ibn Al-Haitham (965-1039). The founder of modern optics. Saudi medical journal, 30(3), 323-328.

33. Gilchrist A. (2014). Johannes Kepler: the sky as a retinal image. Perception, 43(12), 1283-1285.

34. Berciano, J., Lafarga, M., & Berciano, M. (2001). Santiago Ramón y Cajal. Neurologia (Barcelona, Spain), 16(3), 118-121.

35. Fain, G. L., Hardie, R., & Laughlin, S. B. (2010). Phototransduction and the evolution of photoreceptors. Current biology : CB, 20(3), R114-R124.

36. MacLaren, R. E., Pearson, R. A., MacNeil, A., Douglas, R. H., Salt, T. E., Akimoto, M., Swaroop, A., Sowden, J. C., & Ali, R. R. (2006). Retinal repair by transplantation of photoreceptor precursors. Nature, 444(7116), 203-207.

37. Bartsch, U., Oriyakhel, W., Kenna, P. F., Linke, S., Richard, G., Petrowitz, B., Humphries, P., Farrar, G. J., & Ader, M. (2008). Retinal cells integrate into the outer nuclear layer and differentiate into mature photoreceptors after subretinal transplantation into adult mice. Experimental eye research, 86(4), 691-700.

38. Kröger, R. H., & Biehlmaier, O. (2009). Space-saving advantage of an inverted retina. Vision research, 49(18), 2318-2321.

39. Katz, P. S., & Lyons, D. C. (2023). Cephalopod vision: How to build a better eye. Current biology : CB, 33(1), R27-R30.

40. Nguyen-Ba-Charvet, K. T., & Chédotal, A. (2014). Development of retinal layers. Comptes rendus biologies, 337(3), 153-159.

41. Goldberg, A. F., Moritz, O. L., & Williams, D. S. (2016). Molecular basis for photoreceptor outer segment architecture. Progress in retinal and eye research, 55, 52–81.

42. Letelier, J., Bovolenta, P., & Martínez-Morales, J. R. (2017). The pigmented epithelium, a bright partner against photoreceptor degeneration. Journal of neurogenetics, 31(4), 203–215.

43. Grimes W. N. (2012). Amacrine cell-mediated input to bipolar cells: variations on a common mechanistic theme. Visual neuroscience, 29(1), 41–49.

44. Dayal, V., Teh, V., McAuley, D., Reddel, S., & Roxburgh, R. (2015). Looking out for the blind spot. Practical neurology, 15(6), 466–470.

45. He, Y., Chen, X., Tsui, I., Vajzovic, L., & Sadda, S. R. (2022). Insights into the developing fovea revealed by imaging. Progress in retinal and eye research, 90, 101067.

46. Bringmann, A., Syrbe, S., Görner, K., Kacza, J., Francke, M., Wiedemann, P., & Reichenbach, A. (2018). The primate fovea: Structure, function and development. Progress in retinal and eye research, 66, 49–84.

47. Tschulakow, A. V., Oltrup, T., Bende, T., Schmelzle, S., & Schraermeyer, U. (2018). The anatomy of the foveola reinvestigated. PeerJ, 6, e4482.

48. Mares J. (2016). Lutein and Zeaxanthin Isomers in Eye Health and Disease. Annual review of nutrition, 36, 571–602.

49. van der Merwe, I., Lukáts, Á., Bláhová, V., Oosthuizen, M. K., Bennett, N. C., & Němec, P. (2018). The topography of rods, cones and

intrinsically photosensitive retinal ganglion cells in the retinas of a nocturnal (Micaelamys namaquensis) and a diurnal (Rhabdomys pumilio) rodent. PloS one, 13(8), e0202106.

50. Querubin, A., Lee, H. R., Provis, J. M., & O'Brien, K. M. (2009). Photoreceptor and ganglion cell topographies correlate with information convergence and high acuity regions in the adult pigeon (Columba livia) retina. The Journal of comparative neurology, 517(5), 711–722.

51. Staurenghi, G., Sadda, S., Chakravarthy, U., Spaide, R. F., & International Nomenclature for Optical Coherence Tomography (IN•OCT) Panel (2014). Proposed lexicon for anatomic landmarks in normal posterior segment spectral-domain optical coherence tomography: the IN•OCT consensus. Ophthalmology, 121(8), 1572–1578

52. Greaney MJ, Hoffman DC, Garway-Heath DF, Nakla M,Coleman AL, Caprioli J. Comparison of optic nerve imagingmethods to distinguish normal eyes from those with glaucoma. Invest Ophthalmol Vis Sci 2002;43:140–145.

53. Spaide, R. F., Otto, T., Caujolle, S., Kübler, J., Aumann, S., Fischer, J., Reisman, C., Spahr, H., & Lessmann, A. (2022). Lateral Resolution of a Commercial Optical Coherence Tomography Instrument. Translational vision science & technology, 11(1), 28.

54. Pal E, Givort G, Laroche A, Barale PO, Limon S, Ullern M.Macular imaging with optical coherence tomography. J FrOphtalmol 1998;21:484–494.

55. Jaffe GJ, Caprioli J. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma. Am J Ophthalmol. 2004;137(1):156-169

56. Gloesmann M, Hermann B, Schubert C, Sattmann H,Ahnelt PK, Drexler W. Histologic correlation of pig retinaradial stratification with ultrahigh-resolution optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci.2003;44:1696-1703.

57. Muscat S, Parks S, Kemp E, Keating D. Repeatability andreproducibility of macular thickness measurements with theHumphrey OCT system. Invest Ophthalmol Vis Sci 2002;43:490-495.

58. Schuman JS, Hee MR, Arya AV, et al. Optical coherencetomography: a new tool for glaucoma diagnosis. Curr Opin Ophthalmol 1995;6:89-95.

59. Weinreb RN, Dreher AW, Coleman A, Quigley H,Shaw B, Reiter K. Histopathologic validation of Fourier-ellipsometry measurements of retinal nerve fiber layer thickness. Arch Ophthalmol 1990; 108: 557-60.

60. Morgan JE, Waldock A, Jeffery G, Cowey A. Retinal nerve fiber layer polarimetry: histological and clinical comparison. Br J Ophthalmol 1998; 82: 684-90.

61. Weinreb RN, Bowd C, Greenfield DS, Zangwill LM Measurement of the magnitude and axis of corneal polarization with scanning laser polarimetry. Arch Ophthalmol 2002; 120: 901-6.

62. Greenfield DS, Knighton RW, Feuer WJ, Schiffmann JC, Zangwill LM, Weinreb RN. Correction for corneal polarization axis improves the discriminating power of scanning laser polarimetry. Am J Ophthalmol 2002; 134: 27-33.

63. Garway-Heath DF, Greaney MJ, Caprioli J. Correction for the erroneous compensation of anterior segment birefringence with the

scanning laser polarimeter for glaucoma diagnosis. Invest Ophthalmol Vis Sci 2002; 43: 1465–74

64. Bowd C, Zangwill LM, Weinreb RN. Association between scanning laser polarimetry measurements using variable corneal polarization compensation and visual field sensitivity in glaucomatous eyes. Arch Ophthalmol 2003; 121: 961–66.

65. Choplin NT, Zhou Q, Knighton RW. Effect of individualized compensation for anterior segment birefringence on retinal nerve fiber layer assessment as determined by scanning laser polarimetry. Ophthalmology 2003; 110: 719–25.

66. Medeiros FA, Zangwill LM, Bowd C, Bernd AS, Weinreb RN. Fourier analysis of scanning laser polarimetry measurements with variable corneal compensation in glaucoma. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003; 44: 2606–12.

67. Reus NJ, Lemij HG. The relationship between standard automated perimetry and GDx VCC measurements. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004; 45: 840–45.

68. Da Pozzo S, Marchesan R, Ravalico G. Scanning laser polarimetry - a review. Clin Exp Ophthalmol. 2009;37(1):68-80.

69. Colen TP, Lemij HG. Prevalence of split nerve fiber layer bundles in healthy eyes imaged with scanning laser polarimetry. Ophthalmology 2001; 108: 151–6.

70. Kaliner E, Cohen MJ, Miron H, Kogan M, Blumenthal EZ. Retinal nerve fiber layer split bundles are trua anatomic variants. Ophthalmology 2007; 114: 2259–64.

71. Bagga H, Greenfield DS. Quantitative assessment of atypical birefringence images using scanning laser polarimetry with variable corneal compensation. Am J Ophthalmol 2005; 139: 437–46.

72. Da Pozzo S, Marchesan R, Canziani T, Vattovani O, Ravalico G. Atypical pattern of retardation on GDxVCC and its effect on retinal nerve fiber layer evaluation in glaucomatous eyes. Eye 2006; 20: 769–75

73. Alexandrescu C, Dascalu AM, Panca A, et al. Confocal scanning laser ophthalmoscopy in glaucoma diagnosis and management. J Med Life. 2010;3(3):229-234.

74. Bowd C, Zangwill LM, Medeiros FA, Hao J, Chan K, Lee TW, Sejnowski TJ, Goldbaum MH, Sample PA, Crowston JG, Weinreb RN: Confocal scanning laser ophthalmoscopy classifiers and stereophotograph evaluation for prediction of visual field abnormalities in glaucoma-suspect eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004;45:2255-2262.

75. Tan JCH, Hitchings RA: Approach for identifying glaucomatous optic nerve progression by scanning laser tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003;44:2621-2626.

76. Reddy, Swathi; Xing, Danli; Arthur, Stella N.; Harizman, Noga; Dorairaj, Syril; Ritch, Robert MD; Liebmann, Jeffrey M. MD HRT III Glaucoma Probability Score and Moorfields Regression Across the Glaucoma Spectrum, Journal of Glaucoma: June/July 2009 - Volume 18 - Issue 5 - pp 368-372.

77. Kamal DS, Garway-Heath DF, Hitchings RA, Fitzke FW: Use of sequential Heidelberg retina tomograph images to identify changes at the optic disc in ocular hypertensive patients at risk of developing glaucoma. Br J Ophthalmol 2000;84:993-998

78. Luciana M. Alencar, Cristopher Bowd, Robert N. Weinreb, , Pamela A Sample: Comparison of HRT III Glaucoma Probability Score and Subjective Stereophotograph Assessment for Prediction of Progression in Glaucoma, IOVS, May 2008, vol 49, no 5, pg1898-1905.

79. Bobrow JC, Blecher MH, Glasser DB, Mitchell KB, Rosenberg LF, Isbey III EK, Reich J. Surgery for cataract. In: AAO Basic and Clinical Science Source (BCSC) Lens and Cataract (91-161). Singapore: American Academy of Ophthalmology, 2008. 5.

80. Isawumi MA, Kolawole OU, Hassan MB. Couching techniques for cataract treatment in Osogbo, South West Nigeria. Ghana Med J. 2013;7(2):64-69.

81. Davis G. (2016). The Evolution of Cataract Surgery. Missouri medicine, 113(1), 58–62.

82. Gahramanov, Hafiz & Zulfiyev, Gabil & Ismayilov, Gurban & Alizade, Leyla. (2022). The first cataract extraction operations. InterConf. 247-253. 10.51582/interconf.19-20.12.2022.026.

83. Haripriya A, Chang DF, Reena M, Shekhar M. Complication rates of phacoemulsification and manual small-incision cataract surgery at Aravind Eye Hospital. J Cataract Refract Surg. 2012;38(8):1360-1369.

84. Meeks, L. A., Blomquist, P. H., & Sullivan, B. R. (2013). Outcomes of manual extracapsular versus phacoemulsification cataract

extraction by beginner resident surgeons. Journal of cataract and refractive surgery, 39(11), 1698–1701.

85. Nagy ZZ, Dunai A, Kránitz K, Takács AI, Sándor GL, Hécz, Knorz MC. Evaluation of femtosecond laser-assisted and manual clear corneal incisions and their effect on surgically induced astigmatism and higher-order aberrations. J Refract Surg. 2014;30(8):522-525.

86. Abell RG, Vote BJ. Cost-effectiveness of femtosecond laser-assisted cataract surgery versus phacoemulsification cataract surgery. Ophthalmology 2014;121(1):10-16.

87. Williams HP. Sir Harold Ridley's vision. Br J Ophthalmol. 2001;85(9):1022-1023.

88. Apple DJ, Sims J. Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. Surv Ophthalmol. 1996;40(4):279-292.

89. Visser N, Bauer NJ, Nuijts RM. Toric intraocular lenses: historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. J Cataract Refract Surg. 2013;39(4):624-637.

90. Ford J, Werner L, Mamalis N. Adjustable intraocular lens power technology. J Cataract Refract Surg. 2014;40(7):1205-1223.

91. Benjamin, L. Fluidics and rheology in phaco surgery: what matters and what is the hype?. Eye 32, 204–209 (2018).

92. Pershing, S., & Kumar, A. (2011). Phacoemulsification versus extracapsular cataract extraction: where do we stand?. *Current opinion in ophthalmology*, *22*(1), 37–42.

93. de Silva, S. R., Riaz, Y., & Evans, J. R. (2014). Phacoemulsification with posterior chamber intraocular lens versus

extracapsular cataract extraction (ECCE) with posterior chamber intraocular lens for age-related cataract. *The Cochrane database of systematic reviews*, (1), CD008812.

94. Riaz, Y., de Silva, S. R., & Evans, J. R. (2013). Manual small incision cataract surgery (MSICS) with posterior chamber intraocular lens versus phacoemulsification with posterior chamber intraocular lens for age-related cataract. *The Cochrane database of systematic reviews*, (10), CD008813.

95. Meeks, L. A., Blomquist, P. H., & Sullivan, B. R. (2013). Outcomes of manual extracapsular versus phacoemulsification cataract extraction by beginner resident surgeons. *Journal of cataract and refractive surgery*, *39*(11), 1698-1701.

96. Haripriya, A., Chang, D. F., Reena, M., & Shekhar, M. (2012). Complication rates of phacoemulsification and manual small-incision cataract surgery at Aravind Eye Hospital. *Journal of cataract and refractive surgery*, *38*(8), 1360-1369.

97. Hee MR. Artifacts in optical coherence tomography maps. Am J Ophthalmol. 2005;139:154-155.

98. Maccora, K. A., Sheth, S., & Ruddle, J. B. (2019). Optical coherence tomography in paediatric clinical practice. Clinical & experimental optometry, 102(3), 300-308.

99. Aydin A, Wollstein G, Price LL, et al. Optical coherence tomography assessment of retinal nerve fibre layer thickness changes after glaucoma surgery. Ophthalmology. 2003;110:1506-1511.

100. Wollstein G, Schuman JS, Price LL, et al. Optical coherence tomography (OCT) macular and peripapillary retinal nerve fibre layer

measurements and automated visual fields. Am J Ophthalmol. 2004;138:218–225.

101. Stein DM, Ishikawa H, Hariprasad R, et al. A new quality assessment parameter for optical coherence tomography. Br J Ophthalmol.2006;90:186–190.

102. Jones Al, Sheen NJL, North RV, Morgan JE. The humphery optical coherence tomography scanner: quantitative analysis and reproducibility study of the normal human retinal nerve fibre layer. Br J Ophthalmol. 2001;85:673–677.

103. Ray R, Stinnett SS, Jaffe GJ. Evaluation of image artifact produced by optical coherence tomography of retinal pathology. Am J Ophthalmol.2005;139:18–29.

104. Nouri-Mahdavi K, Hoffman D, Tannenbaum DP, et al. Identifying early glaucoma with optical coherence tomography. Am J Ophthalmol.2004;137:228–235.

الملاحق

الجمهورية العربية السورية
جامعــة دمشـــق
كلّيّــة الطب البشــري

Syrian Arab Republic
Damascus University
Faculty of Medicine

الموافقة المستنيرة على المشاركة بالبحث الذي عنوانه

دراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية باستخدام التصوير المقطعي التوافقي البصري

أنا الطبيبة ساندرا نكد طالبة الدراسات العليا (ماجستير) في اختصاص أمراض العين و جراحتها في كلّيّة الطب البشري – جامعة دمشق، أنفذ هذا البحث الذي يهدف إلى دراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية باستخدام التصوير المقطعي التوافقي البصري

ويتضمن هذا البحث إجراء الاستقصاءات التالية:

- إجراء استجواب سريري يشمل القصة العينية، والجهازية، والدوائية، والجراحية.
- إجراء فحص عيني شامل يتضمن:
  - فحص عيني سريري لأقسام العين الأمامية باستخدام المصباح الشقي (Topcon Slit Lamp SL-D7, Tokyo, Japan).
  - قياس أسواء الانكسار باستخدام جهاز قياس أسواء الانكسار الأوتوماتيكي (Topcon Autorefractor KR-8100P, Tokyo, Japan).
  - تقييم حدة الإبصار المصححة باستخدام جهاز الإسقاط (نموذج E) من مسافة ٦ أمتار (Topcon projector ACP8, Tokyo, Japan).

- قياس ضغط العين باستخدام جهاز قياس ضغط العين بالتسطيح الهوائي (Topcon air puff CT-80, Tokyo, Japan).
- حساب الطول الأمامي الخلفي للعين بالأمواج فوق الصوتية (Quantel Medical Cine Scan) لتحديد قياس العدسة.
- فحص قعر العين بالتنظير غير المباشر باستخدام عدسة مساعدة ®Volk 78 diopter بعد تطبيق موسع حدقي Tropicamide 0.5 وفحص الشبكية المركزية والمحيطية بحثا عن أي أمراض على مستوى الأقسام الخلفية للعين.
- قياس ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية حول الحليمة ضمن دائرة قطرها ٣،٤ ملم، وتسجل الثخانة في الأرباع الأربعة السفلي والعلوي والانفي والصدغي، ثم تأخذ القيمة الوسطية بالتصوير المقطعي التوافقي البصري للشبكية oct باستخدام جهاز Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany)

يتم القياس قبل العمل الجراحي، وبعد العمل الجراحي بأسبوع، وبعد شهر.

- اجراء عملية استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية بوساطة جهاز Opticon pulsar2minimal stress من قبل طلاب الدراسات العليا بمستشفى المواساة الجامعي مع تسجيل طاقة الأمواج فوق الصوتية المستخدمة ومدة العمل الجراحي لجميع المرضى.
- اختيار عشوائي للعينة بما يتناسب مع معايير الاشتمال والاستبعاد.

إن موافقتكم على الاشتراك في بحثنا هذا يعني تزويدنا بالمعلومات المتعلقة بمرضكم لملء استبيان خاص بالبحث، علماً بأن هذه المعلومات ضرورية لمتابعة حالتكم الصحية، وأودّ أن أؤكد أن هذه المعلومات ستبقى سرية ولا يمكن لأحد الاطلاع عليها، كما سيتم ترميز المشاركين (إعطاؤهم أرقام دونَ ذكر أسماء)، وكذلك أتعهد بعدم إجراء أي استقصاء غير ضروري لحالة المريض وعدم إعطاء أي دواء تجريبي أو أي تداخل دوائي أو استقصائي من شأنه أن يؤذي المريض بقصد أو بغير قصد.

كما أود أن أشير إلى أن المشارك (المريض / الشاهد) لن يحصل على أية تعويضات أو أي مقابل مادي، كما أن رفض المشاركة ليس له أية تبعات وسينال حقه من العناية الطبية اللازمة. وعليه

فإن المشاركة ليست إلزامية ولك الحرية الكاملة في اختيار المشاركة من عدمها ولك حق الانسحاب متى شئت، فمن يرغب المشاركة فليسجل اسمه مع التوقيع أسفل هذه الاستمارة.

المخاطر والفوائد:

- لا توجد أي مخاطر للفحوص المجراة لدى المرضى المشاركين في البحث.
- الفوائد هي دراسة التبدلات في ثخانة طبقة الألياف العصبية الشبكية بعد جراحة استحلاب العدسة بالأمواج فوق الصوتية باستخدام التصوير المقطعي التوافقي البصري

الموافقة على المشاركة:

لقد اطلعت وأدركت محتوى الموافقة المستنيرة وأوافق طوعاً على أن أكون مشاركاً في هذا البحث، وأدرك أنني أملك فرصة الاستفسار عن أيّ أمر مع ضرورة الإجابة كما وأملك الحق في الانسحاب في أيّ وقت أشاء ودونَ أن يعرضني ذلك لأي ضرر وعليه أوقع.

الرقم المتسلسل للمشارك ( )

التوقيع .....

التاريخ / / .

دمشق في / / .

د. ساندرا نكد 0933091513

البريد الالكتروني Sandra95.nakad@gmail.com

-Abstract-

Aim: The research aims to discover changes in nerve fiber layer thickness values after phacoemulsification surgery.

Materials and Methods: An observational prospective study that included 40 eyes from 36 patients aged between 40 and 70 years old who visited eye clinics at Al-Mouwasat University Hospital in Damascus in the period from March 2023 to January 2024. A comprehensive ophthalmic examination was performed, and optical coherence tomography (OCT) was performed.), then the data was collected and statistically analyzed.

Results: The average thickness of the nerve fiber layer before surgery was (12.3 ± 106.1) microns, one week after surgery (11.5 ± 114.1) microns, and one month after surgery was (12.2 ± 112.6) microns, and the P value was = 0.002. The average change in the thickness of the nerve fiber layer in surgery shorter than 45 minutes was (8.4) microns, in surgery longer than 84 minutes was (7.1) microns, and the P value was = 0.372. The phacoemulsification energy was calculated by measuring tip stroke's length, and the average change in the thickness of the nerve fiber layer after surgery with energy less than 34 microns was (7) microns, after surgery with energy higher than 41 microns was (5.1) microns, and the P value was = 0.261.

Conclusions: We found a statistically significant increase in the thickness of the nerve fiber layer after phacoemulsification, and we did not find a statistically significant difference in the change in the thickness of the nerve fiber layer when comparing the sample according to the duration of surgery or according to the emulsification power.

Keywords: Nerve Fiber Layer Thickness, Phacoemulsification, Duration of Surgery, Emulsification Power.

Syrian Arab Republic
Ministry of Higher Education and Scientific Research
Damascus University
Faculty of Medicine
Al-Mouasat University Hospital - Ophthalmology Department

Change in Retinal Nerve Fiber Layer Thickness after Phacoemulsification Using Optical Coherence Tomography

A dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Ophthalmology

By:

Sandra Mikhael Nakad

Supervised:

Assistant Professor Mohammad Motea Oudeh

Academic year:

2024