الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق ـ كلية الطب
قسم أمراض العين وجراحتها
مشفى المواساة الجامعي

مقارنة قياسات الطول المحوري الأمامي الخلفي للعين بين جهازي Tomeyو Quantel Medical

A Comparison study of ocular antero-posterior axial length measurement between Tomey and Quantel Medical Cinescan A scan devices

بحث علمي أعد لنيل شهادة الدراسات العليا في قسم أمراض العين وجراحتها

قسم العينية- مشفى المواساة الجامعي
إعداد الدكتور محمد ظفر الله عسكر

برئاسة الأستاذة الدكتورة
يسرى حده

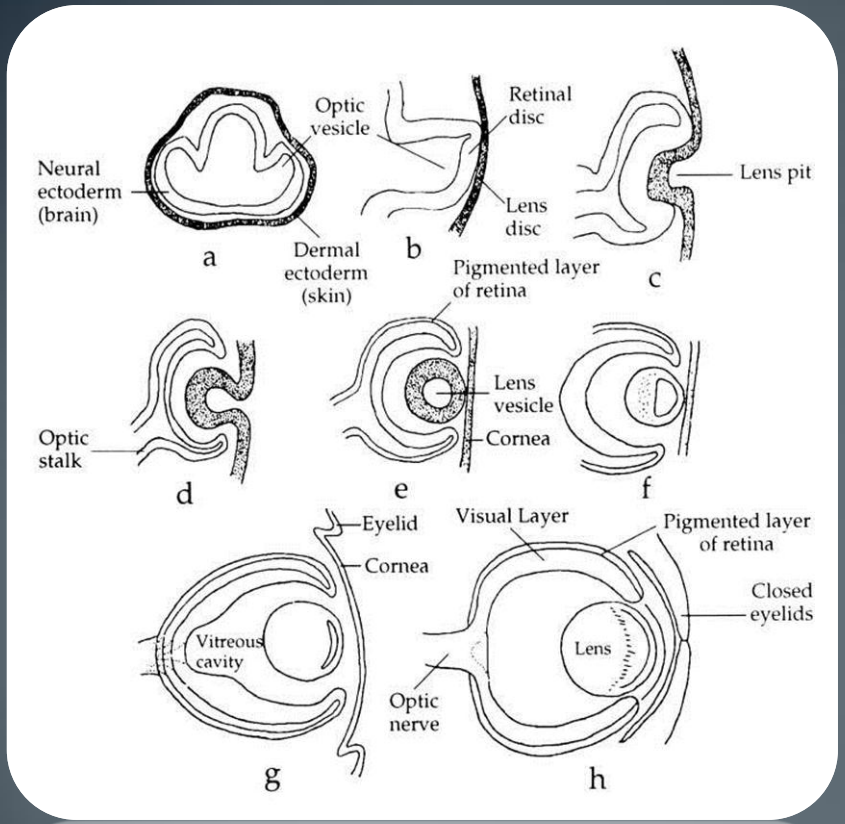
بإشراف الأستاذ المساعد الدكتور
شهم الحوري

الفهرس

الباب الاول : لمحة جنينية تطورية
الفصل الاول : التطور الجنيني للعين
الفصل الثاني : التطور الطبيعي للعين
الباب الثاني : الأمواج فوق الصوتية
الفصل الاول : لمحة تاريخية
الفصل الثاني : المبدأ الفيزيائي
الفصل الثالث : الايكو A
الفصل الرابع : الايكو B
الفصل الخامس : الايكو Doppler
الفصل السادس: الفحص المجهري بالأمواج فوق الصوتية Ultrasound Biomicroscopy
الباب الثالث : قياس العدسة المراد زرعها داخل العين
الفصل الاول : مقدمة تاريخية
الفصل الثاني : الطرق والاجهزة المستخدمة للقياس
الفصل الثالث : المعادلات المستخدمة
الفصل الرابع : العوامل المؤثرة على قياس العدسة
الباب الرابع: الدراسة العملية
الفصل الأول: الهدف من الدراسة وأهميتها
الفصل الثاني: المرضى والطرائق
الفصل الثالث:النتائج
الفصل الرابع:المناقشة
الفصل الخامس : الخلاصة
الباب الخامس:ملخص للدراسة باللغة الأجنبية
الباب السادس:المراجع

الباب الأول: لمحة جنينية تطورية

الفصل الأول :التطور الجنيني للعين



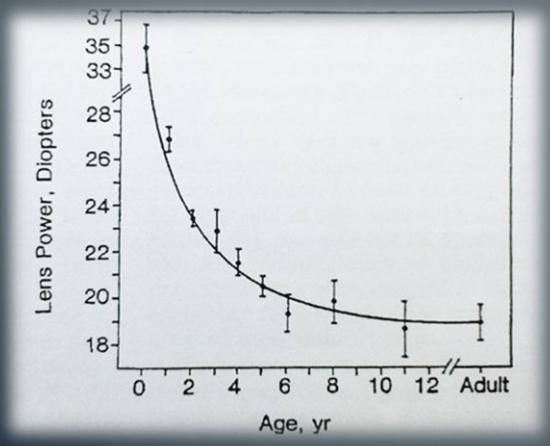
يظهر الشق البصري والمضغة primordium البصرية في اليوم 22 من الالقاح , حيث تنشأ مكونات العين من الوريقة الخارجية ectoderm السطحية والعصبية و الوريقة المتوسطة mesoderm و العرف العصبي neural crest , ويتطور من كل واحدة أجزاء من العين نلخصها فيما يلي:

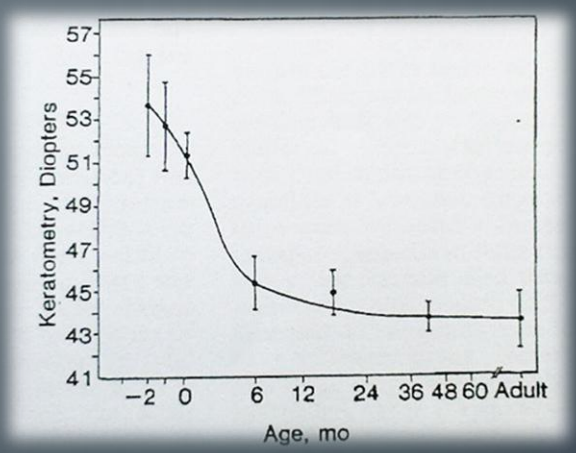
- ينشأ من **الوريقة الخارجية** العدسة و ظهارة القرنية والملتحمة والأجفان و الغدد الملحقة لها والغدة الدمعية والشبكية الحسية والظهارة الشبكية الظهارية و القسم العصبي من العصب البصري و التقعر البصري وظهارة الجسم الهدبي و طبقة الظهارة الصباغية للقزحية والعضلة الموسعة والمقبضة للقزحية و الزجاجي الثالثي (اربطة العدسة)
- ينشأ من **العرف العصبي** لحمة القرنية وبطانتها وغشاء دسمييه , لحمة القزحية والزاوية القزحية القرنية , الخلايا المولدة لليف في الصلبة , الخلايا حول الوعائية pericyte , النسيج الضام للمشيمية وكل الخلايا الصباغية عدا الموجودة في الظهارة الصباغية للقزحية والشبكية ولكنها تتضمن الخلايا الصباغية في لحمة القزحية و الزجاجي الثالثي (اربطة العدسة)
- ينشأ من **الوريقة المتوسطة** العضلات الخارجية المخططة للعين وبطانة الأوعية

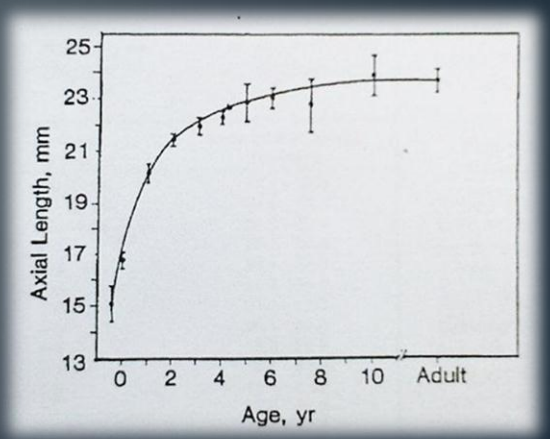
الفصل الثاني: التطور الطبيعي للعين

بعد الولادة و اكتمال تشكل العين تحصل مجموعة من التغيرات مع التقدم بالعمر بسبب النمو الطبيعي حيث يتأثر كل من الطول المحوري الامامي الخلفي للمقلة و القوة الكاسرة للقرنية و القوة الكاسرة للعدسة و بالتالي الانكسار الكلي للعين

	الطول المحوري الامامي الخلفي	القوة الكاسرة للقرنية	القوة الكاسرة للعدسة
التغير الحاصل	▲ 16.8 → 23.6	▼ 51.2 → 43.5	▼ 34.4 → 18.8







الباب الثاني: الأمواج فوق الصوتية

الفصل الاول: لمحة تاريخية

- أول استخدام للأمواج فوق الصوتية في طب العيون كان في عام 1956 من قبل mundt و hughes حيث استعملا الايكو A لتقييم ورم داخل العين وأظهرا بأن الأمواج فوق الصوتية أداة تشخيصية هامة وبعدها قام Oksala ومساعدوه باستعماله في تشخيص الآفات داخل المقلة و قاموا بنشر بيانات عن الكثافة الصوتية للمكونات المختلفة للمقلة
- في عام 1958 طور baum و greenwood أول جهاز ايكو ثنائي الابعاد للاستخدام العيني
- في ستينيات القرن الماضي قام ossoinig طبيب عيون استرالي بتطوير أول جهاز ايكو A معاير ثم قام بتطوير الجهاز ليشمل أداة ايكو B معايرة .
- في عام 1970 قام coleman ومساعدوه بتطوير أول جهاز ايكو B بتقنية الغمر متوفر تجاريا وبعدها بفترة قصيره طور Bronsonجهاز ايكو B تماسي للاستعمال العيني حيث كان قابل للحمل وسمح بوضع البروب على الجفن المغلق
- ومع تطور أجهزة الايكو بدأت تشكل أداة مفيدة في الممارسة اليومية لطب العيون

الفصل الثاني :المبدأ الفيزيائي[3]

البحث الاول: مقدمة[3,]

الأمواج فوق الصوتية عبارة عن موجة صوتية تتكون من جزيئات تهتز خلال الوسط وبالتعريف الموجة فوق الصوتية لها تواتر أكبر من 20000 هرتز(هزة في الثانية) وهي غير مسموعة من قبل البشر

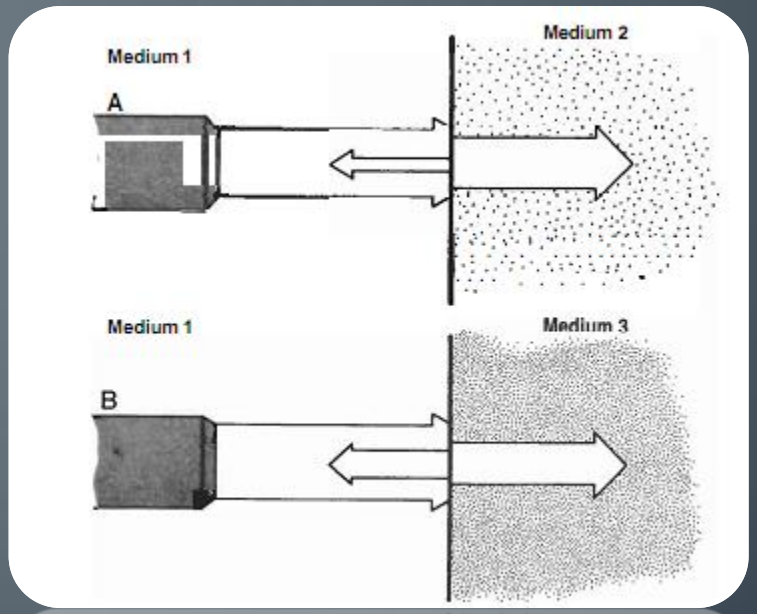
وإن الأمواج المستخدمة في التشخيص العيني تقع ضمن المجال 8-80 ميغاهرتز وطول موجاتها قصير أقل من 0.2 ملم مما يسمح بالحصول على دقة جيدة للتراكيب العينية الدقيقة بينما في أجهزة الايكو المستخدمة لفحص بقية الأعضاء مثل البطن تكون التواترات أصغر وطول الموجة أكبر مما يسمح بسبر أعمق للأعضاء ولكن بدقة اقل للصور الناتجة.

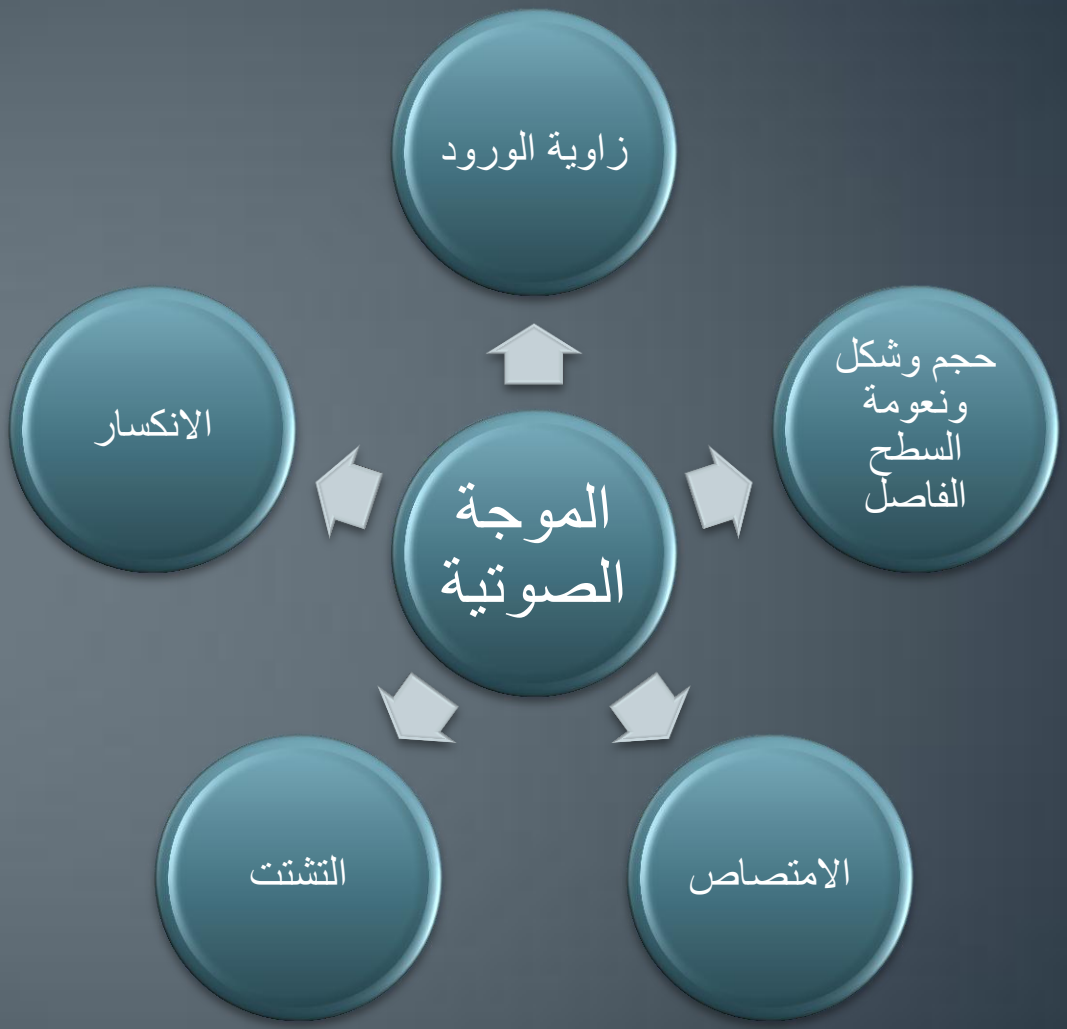
و تتصرف الأمواج فوق الصوتية بشكل مشابه للأشعة الضوئية حيث تنكسر وتنعكس

فعندما تعبر الأمواج فوق الصوتية عبر نسيج فإنّ جزءاً من الأمواج ينعكس للخلف نحو مصدر الأمواج وهذا القسم المنعكس يدعى الصدى ECHO

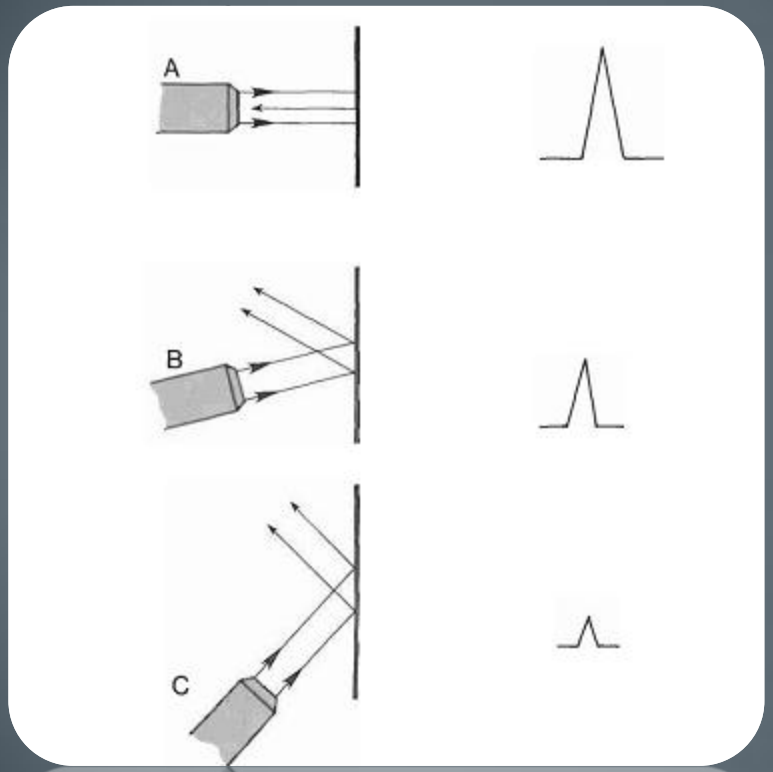
البحث الثاني: الصدى

عند ورود الامواج الصوتية على السطح الفاصل بين وسطين متباينين بالمعاوقة الصوتية acoustic impendances يرتد قسم من هذه الامواج ويدعى بالصدى (شكل 5) وهي تتعلق بسرعة الصوت في الوسط وكثافة الوسط فكلما زاد الفرق بالمعاوقة بين الوسطين كلما زاد الصدى




الموجة الصوتية
زاوية الورود
حجم وشكل ونعومة السطح الفاصل
الامتصاص
التشتت
الانكسار

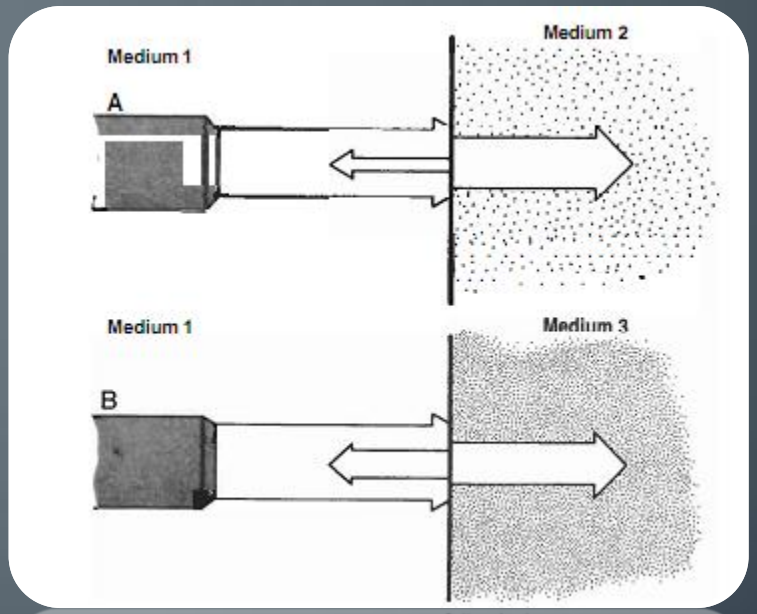
زاوية الورود



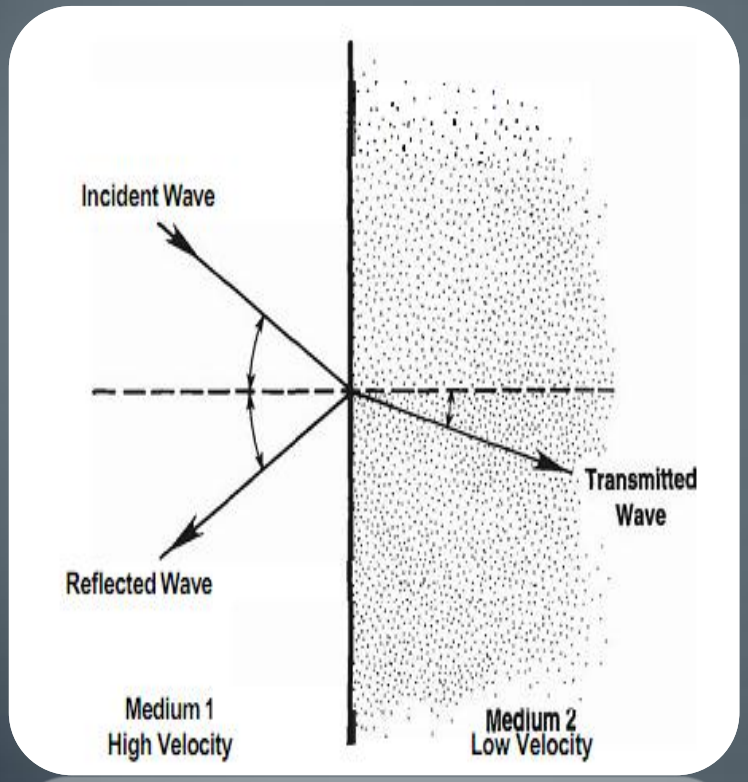
هي الزاوية التي تلتقي بها الموجة مع السطح الفاصل ولها أهمية في قوة موجة الصدى, فعند ورود الموجة بشكل عمودي تنعكس موجة الصدى بشكل معاكس نحو مصدر الموجة الأساسية ولكن عند الورود بشكل مائل فإنّ بعض الطاقة المنعكسة يذهب بعيداً من المنشأ وبالتالي يكون الصدى أضعف من الورود العمودي

الامتصاص

يحصل بشكل طبيعي اثناء مرور الموجة عبر النسج ويزداد بزيادة تواتر الموجة لذا فان الايكو A بتواتر عالي لا يستطيع اختراق الانسجة العميقة مثل الايكو A بالتواتر المنخفض, كما أنه يزداد بزيادة سماكة النسيج وسرعة الموجة



الانكسار



يحدث عند ورود الموجة بشكل مائل على السطح الفاصل بين نسيجين مختلفين بسرعة الصوت sound velocity (شكل 8)

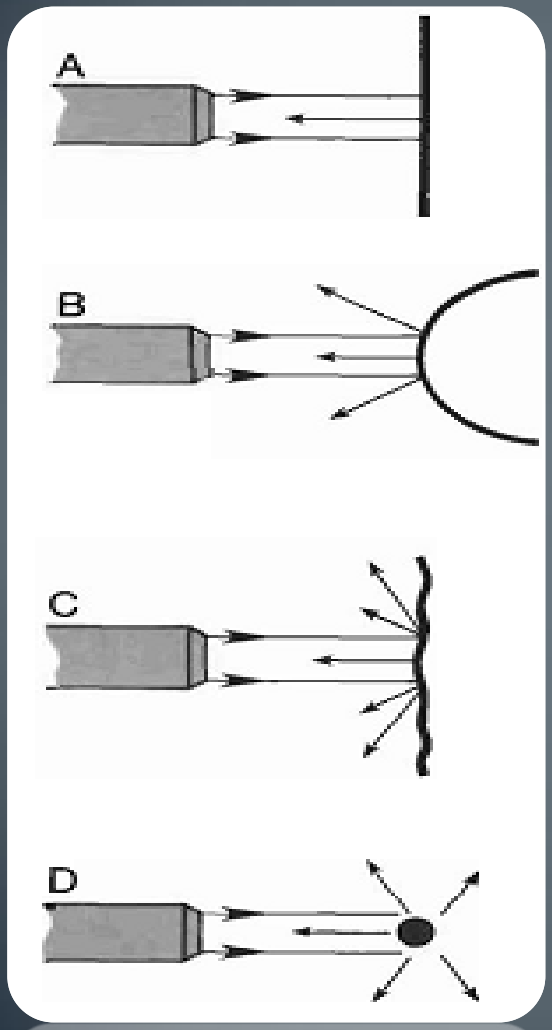
عند الانتقال من وسط أقل سرعة إلى وسط أعلى سرعة تبتعد الموجة عن الناظم , أما عند الانتقال من الأعلى الى الأقل سرعة تقترب الموجة من الناظم

قد يكون مفيد في حالات معينة مثل فحص العصب البصري و العضلات خارج العينية حيث يساعد في قرع struck سطحها بطريقة عمودية نسبياً

كما أنه يساعد العدسة الصوتية في تركيز الحزمة الصوتية كما هو الحال في مسبر الايكو B

التشتت

حجم وشكل ونعومة السطح الفاصل



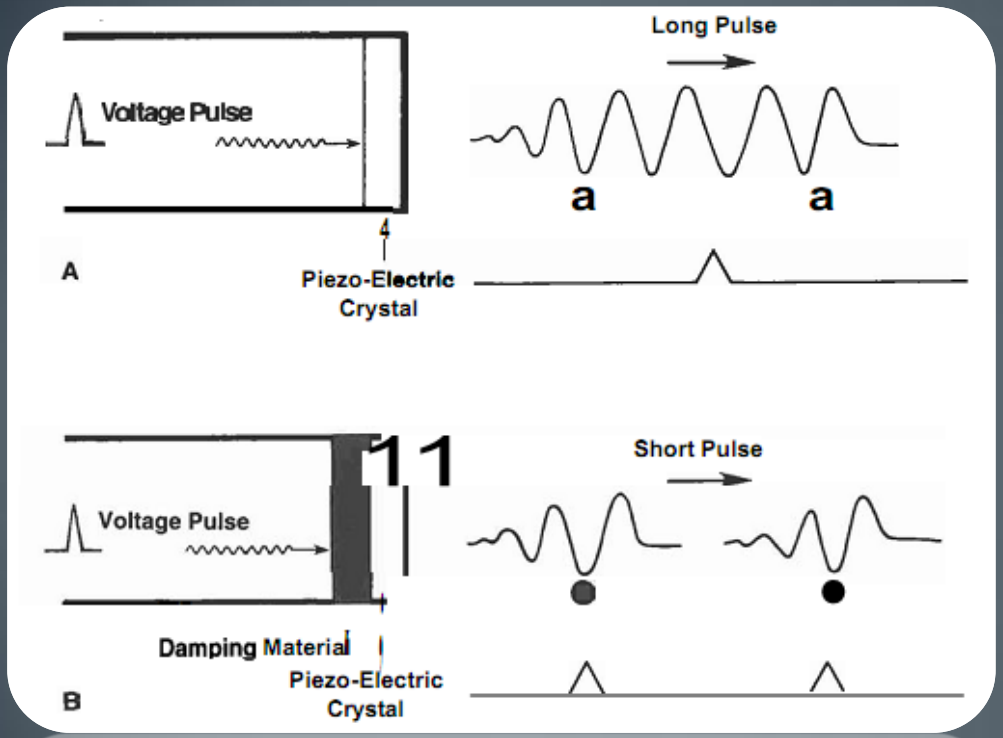
يلعب حجم وشكل ونعومة هذا السطح دور هام في مواصفات موجة الصدى, وعلى فرض ورود عمودي للموجة على السطح الفاصل فإن شكل موجة الصدى سيتأثر بهذا السطح حسب ما يلي (شكل 7) :

- سطح أملس مستقيم : موجة الصدى ستنعكس بشكل كامل نحو المصدر
- سطح أملس محدب : موجة الصدى ستنعكس بشكل متباعد وبالتالي موجة صدى أضعف من السابقة
- سطح غير منتظم أو خشن مثل الجسم الهدبي : موجة الصدى ستكون مشتتة و ضعيفة حتى ولو كان الورود عمودي.
- سطح صغير جدا : يسبب تشتت أكبر بموجة الصدى.

البحث الثالث: مبدأ عمل جهاز الايكو

يعتمد جهاز الايكو في العمل على اصدار أمواج فوق صوتية وثم تلقي موجة الصدى عند عودتها بعد ارتطامها بالسطوح المختلفة ومعالجتها ويدعى هذا بالإيكو النبضي pulse echo وهو يعتمد على انتاج نبضات عديدة قصيرة تفصل بينها فترات قصيرة للسماح بعودة موجة الصدى ومعالجتها

المسبار Probe



المكون الاساسي piezoelectric element (بلورة كوارتز أو سيراميك) وهي تتوضع بالقرب من سطح المسبار وتهتز ميكانيكيا عند تحريضها بطاقة كهربائية وبالتالي اصدار حزمة صوتية طولية تجتاز الوسط ثم يتوقف الاصدار لبضع اجزاء من الألف من الثانية للسماح بتلق موجة الصدى والتي تسبب اهتزاز البلورة وبالتالي تنتج موجة كهربائية يتم معالجتها وعرضها

هناك مكون اخر وهو المخمد ويتكون من بودرة معدنية وبلاستيك وايبوكسي epoxy و هو يلعب دور في إنتاج الأمواج القصيرة والتي مع التواتر لها علاقة مباشرة بالدقة المحورية axial resolution

معالجة الإشارة

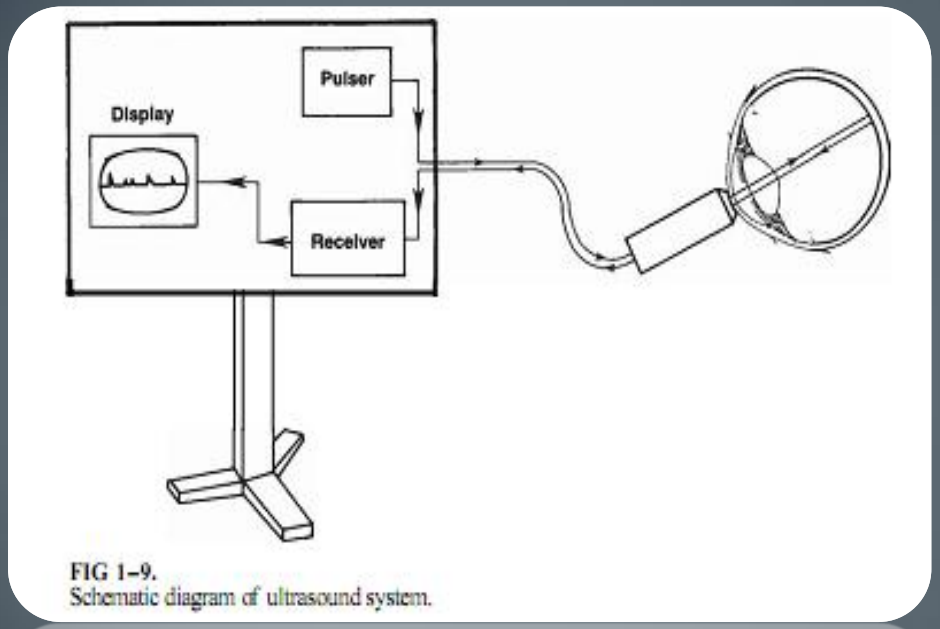


FIG 1–9.
Schematic diagram of ultrasound system.

بعد استقبال موجة الصدى تخضع الإشارة لمجموعة من العمليات (شكل 10) تشمل التضخيم amplification , التعويض compensation , الضغط compression , ازالة التضمين demodulation , الرفض rejection
أهم هذه العمليات هي التضخيم وهي تساعد على تكبير الموجة الكهربائية الضعيفة وهناك عدة انظمة للتضخيم الخطي و اللوغاريتمي وبشكل حرف S

- النظام الخطي يسمح بعرض الفروقات الصغيرة بشدة الاشارة لكن مجال الشدات المعروضة ضيق Small dynamic range

- بينما النظام اللوغاريتمي لا يستطيع اظهار الفروقات الصغيرة بالشدة ولكن يعرض مجال واسع للشدات Large dynamic range

الكسب GAIN

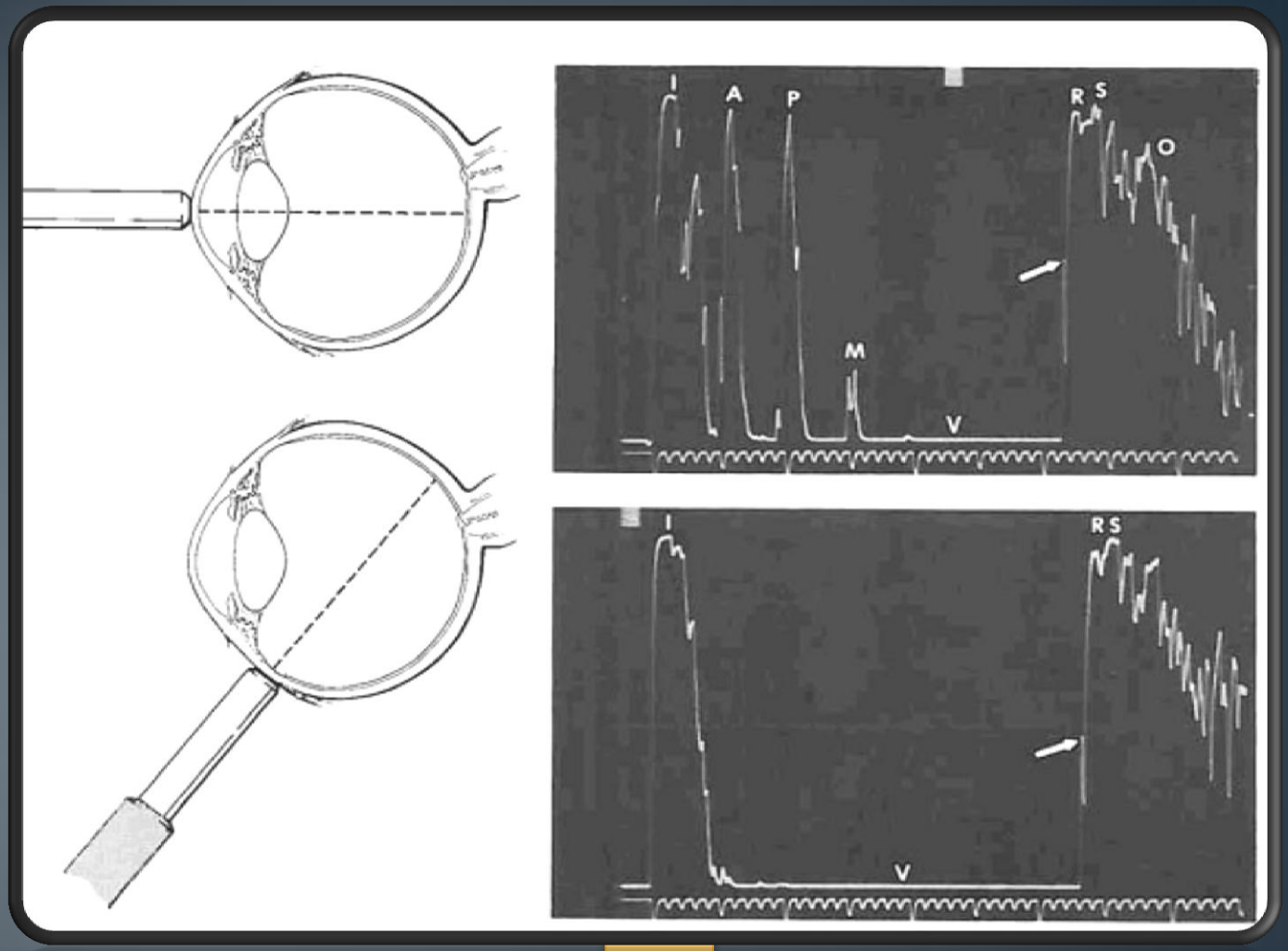
وهو يمثل التضخيم في جهاز الايكو فبواسطة هذا الإعداد نستطيع زيادة او إنقاص الشدة التي تعرض على الشاشة وتقاس بالديسيبل .فرفع الكسب يسبب رفع الحساسية وعرض الشدات الخفيفة مثل كثافات الزجاجي وانقاصه ينقص الحساسية ويعرض الشدات العالية فقط مثل الشبكية والصلبة.

اما انقاص الكسب يسبب زيادة الدقة المحورية والجانبية وينقص العمق المخترق

و تختلف طرق عرض النتائج حسب كل جهاز والطريقتين الأساسيتين هما الايكو A والايكو B

ايكو
Doppler
UBM
الايكو
ايكو B
ايكو A

وهو عرض صدوي وحيد البعد على شكل ذرى عمودية من الخط القاعدي
المسافة بين الذرى تعتمد على الوقت اللازم للموجة الصوتية لتصل الى السطح ويعود صداها الى المسبار
ويتم استنتاج المسافة بمعرفة سرعة الصوت بالوسط وتطبيق القانون المسافة =السرعة * الزمن
بينما ارتفاع الذروة تحدده قوة موجة الصدى
تواتر الأمواج المستخدمة بين 10-12 ميغاهرتز



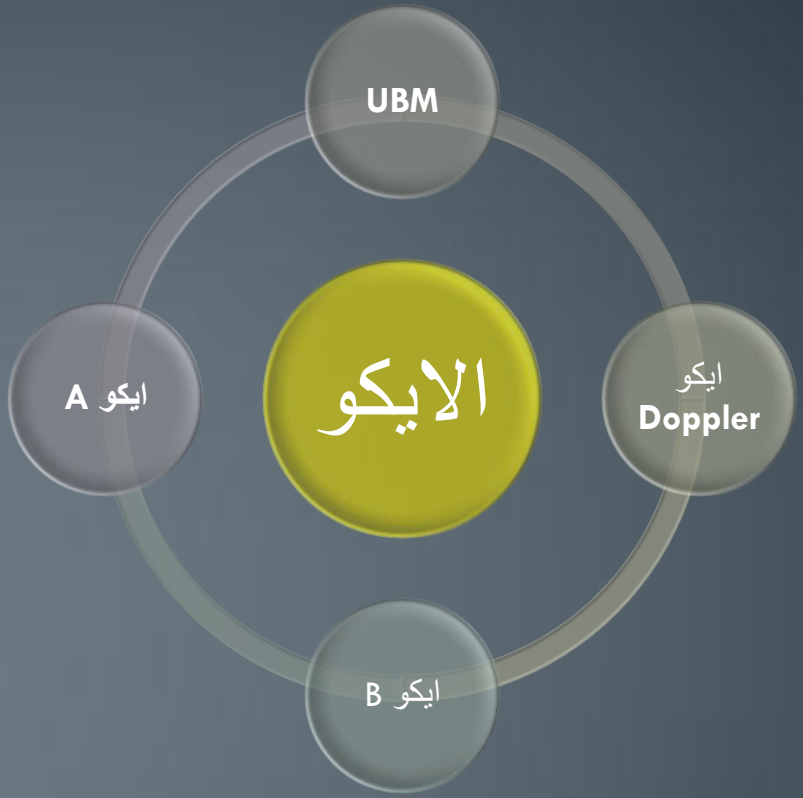
وهو عرض صدوي وحيد البعد على شكل ذرى عمودية من الخط القاعدي

المسافة بين الذرى تعتمد على الوقت اللازم للموجة الصوتية لتصل الى السطح ويعود صداها الى المسبار

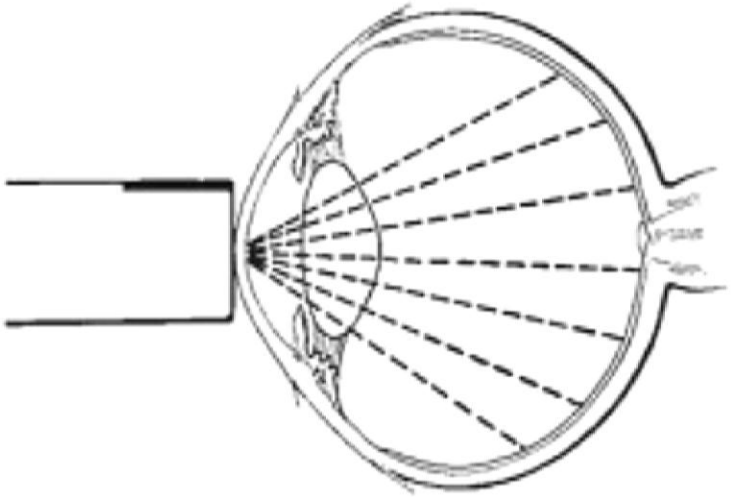
ويتم استنتاج المسافة بمعرفة سرعة الصوت بالوسط وتطبيق القانون المسافة =السرعة * الزمن

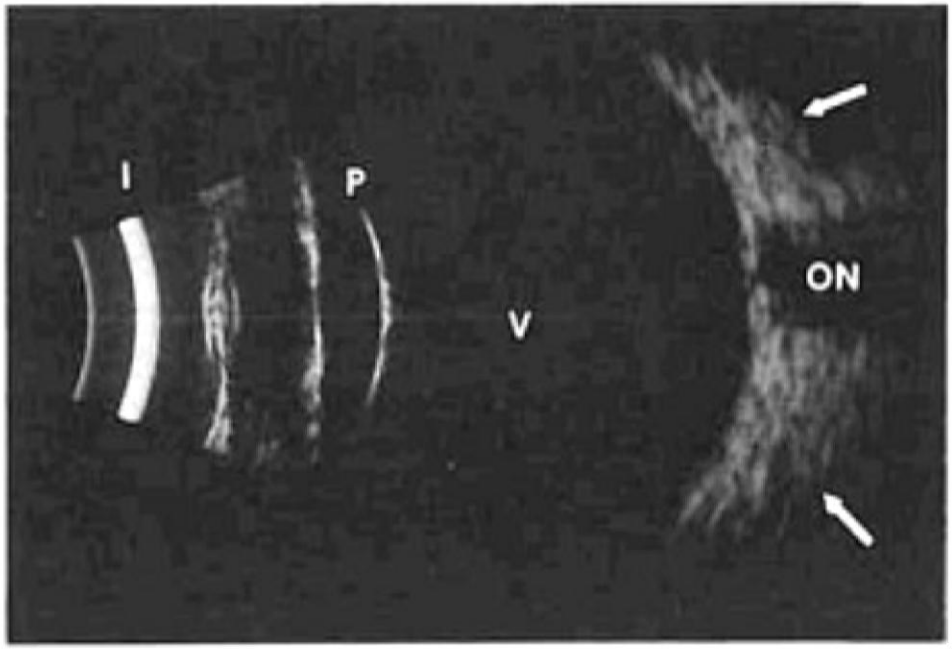
بينما ارتفاع الذروة تحدده قوة موجة الصدى

تواتر الأمواج المستخدمة بين 10-12 ميغاهرتز

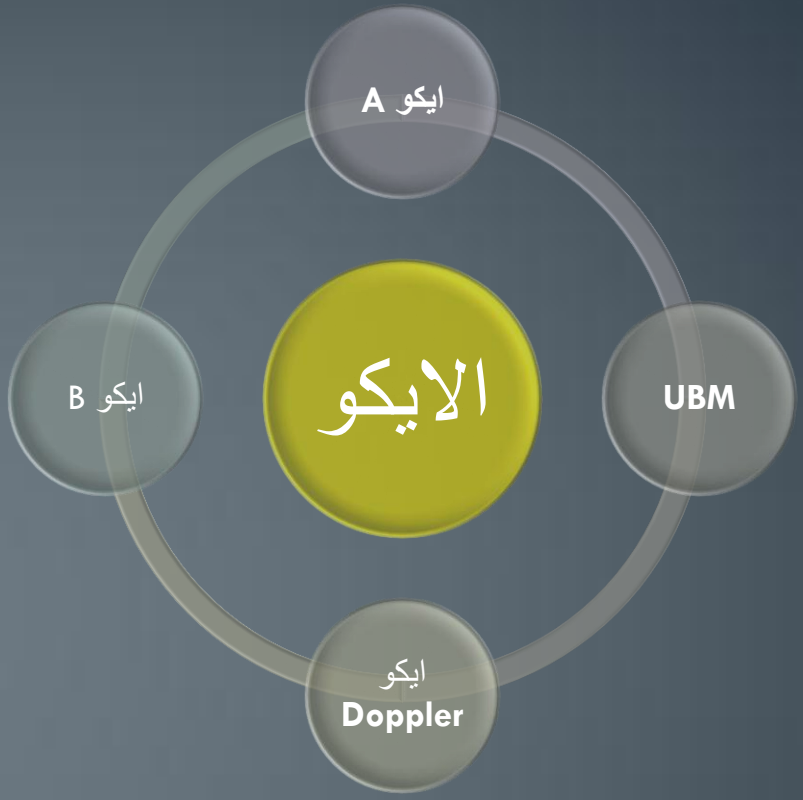


وهو عرض صدوي ثنائي البعد يساعد على تحديد الهيئة والموقع و الحركية.
حيث يصدر المسبار أمواج صوتية تواترها في مجال ال 10 ميغاهرتز تسير عبر النسيج مثل السكين
ويجب ان تكون الحزمة ضيقة ومركزة
يتم عرض النتائج على شكل نقاط يتناسب سطوعها مع شدة موجة الصدى
وتتدخل عوامل عدة هنا مثل زاوية المسح وسرعة اهتزاز المسبار و سلم درجات الرمادي المستخدم





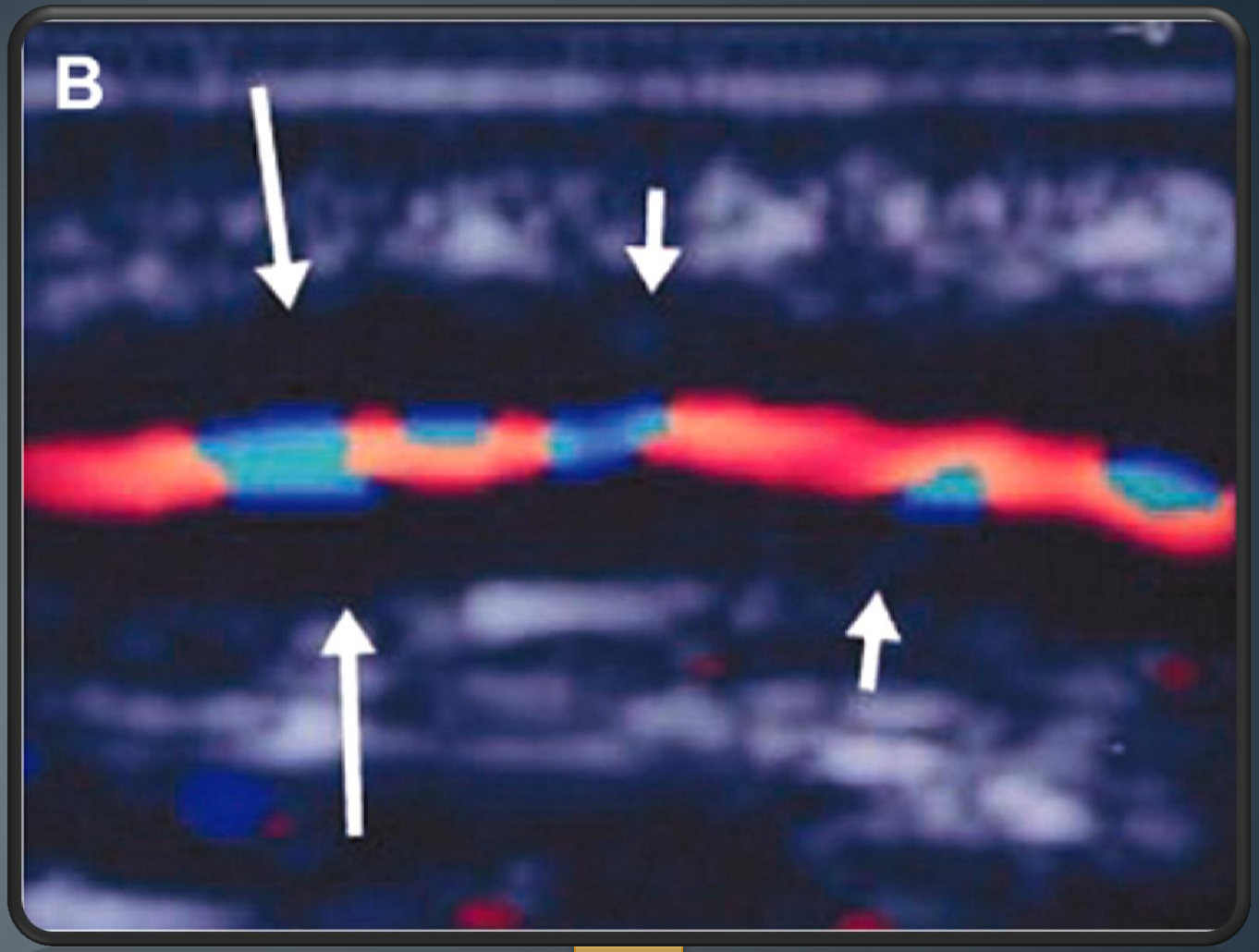
وهو عرض صدوي ثنائي البعد يساعد على تحديد الهيئة والموقع و الحركية.
حيث يصدر المسبار أمواج صوتية تواترها في مجال ال 10 ميغاهرتز تسير عبر النسيج مثل السكين
ويجب ان تكون الحزمة ضيقة ومركزة
يتم عرض النتائج على شكل نقاط يتناسب سطوعها مع شدة موجة الصدى
وتتدخل عوامل عدة هنا مثل زاوية المسح وسرعة اهتزاز المسبار و سلم درجات الرمادي المستخدم



اصدار حزمة من الأمواج فوق الصوتية النابضة أو المستمرة لتحديد الجريان الدموي عبر تغير تردد موجة الصدى بسبب حركة السطح العاكس

إذا كانت حركة السطح نحو المسبار يكون تردد الصدى أكبر من تردد الموجة الأساسية وإذا كانت الحركة معاكسة يكون أصغر

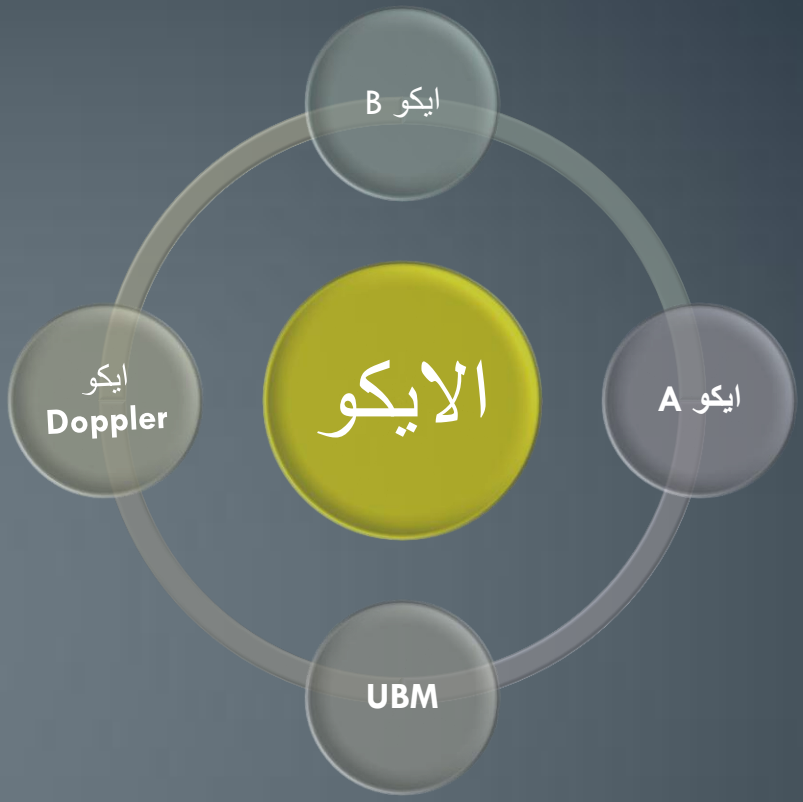
كلما زادت سرعة السطح (زيادة سرعة الجريان) ازداد الفرق بين الموجة الاساسية وموجة الصدى



اصدار حزمة من الأمواج فوق الصوتية النابضة أو المستمرة لتحديد الجريان الدموي عبر تغير تردد موجة الصدى بسبب حركة السطح العاكس

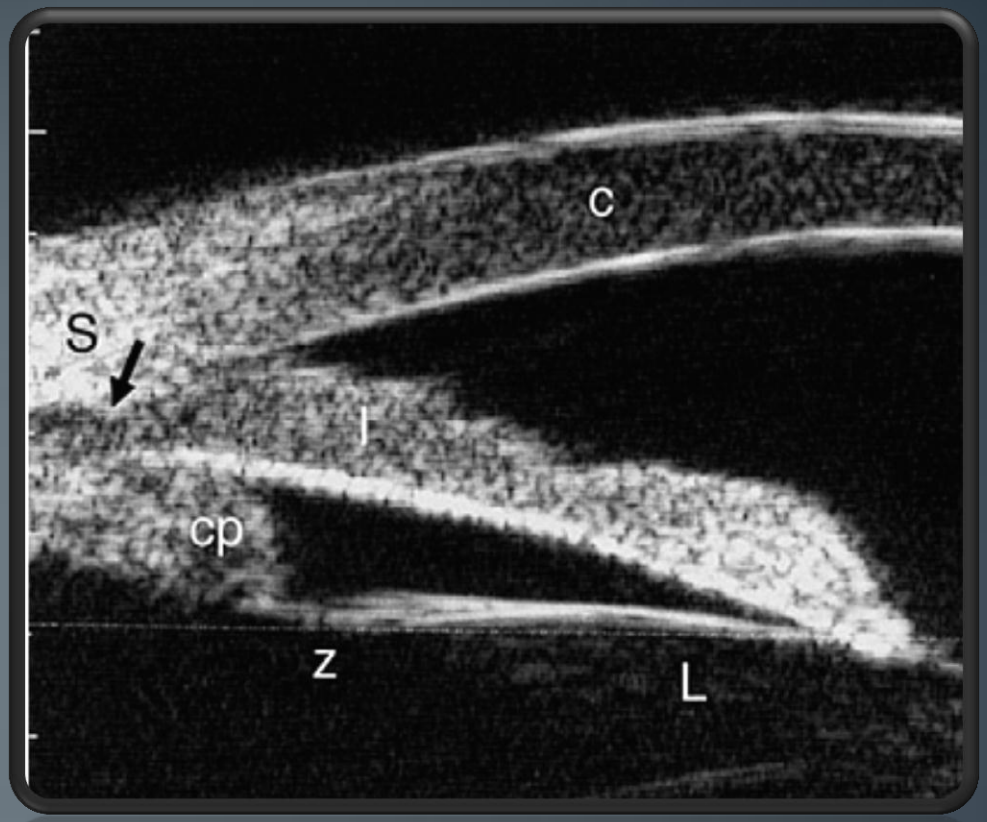
إذا كانت حركة السطح نحو المسبار يكون تردد الصدى أكبر من تردد الموجة الأساسية وإذا كانت الحركة معاكسة يكون أصغر

كلما زادت سرعة السطح (زيادة سرعة الجريان) ازداد الفرق بين الموجة الاساسية وموجة الصدى



الفحص المجهري بالأمواج فوق الصوتية Ultrasound Biomicroscopy

تقنية تستخدم تواتر بين 35 – 80 ميغاهرتز لتقييم الأقسام الامامية للعين



الفحص المجهري بالأمواج فوق الصوتية Ultrasound Biomicroscopy

تقنية تستخدم تواتر بين 35 – 80 ميغاهرتز لتقييم الأقسام الامامية للعين

الباب الثالث : قياس العدسة المراد زرعها داخل العين
الفصل الأول : لمحة تاريخية :

بدأ تاريخ العدسات المزروعة داخل العين عام 1949 عندما قام طبيب العيون البريطاني هارولد ريدلي بزرع اول عدسة **polymethyl methacrylate**(PMMA) داخل العين وحصل لديه اول اختلاط وهو خطأ بقياس العدسة بمقدار 16 كسيرة

في البداية تم الاعتماد على البصريات الهندسية للحصول على معادلات نظرية لحساب قوة العدسة المراد زرعها وكمثال عليها المعادلة التالية [15]

$$P = [n_v/(AL - C)] - [K/(1 - K \times C/n_a)]$$

حيث :

- p قوة العدسة المراد زرعها
- k متوسط القوة الكاسرة للقرنية
- AL الطول المحوري الامامي الخلفي
- C المسافة بين السطح الأمامي للقرنية و المستوى الرئيس للعدسة المراد زرعها
- Nv قرينة انكسار الزجاجي
- Na قرينة انكسار الخلط المائي

تم تطوير العديد من المعادلات الرياضية لحساب قوة العدسة المراد زرعها داخل العين بعد جراحة الساد من قبل العديد من الباحثين ومن أهمهم Sanders, Retzlaff, Kraff حيث وضعوا معادلة رياضية لحساب قوة العدسة وهي معادلة SRK:

$$P = A - (2.5L) - 0.9K$$

حيث:

P = *قوة العدسة المراد زرعها للحصول على سداد بصر (كسيرة)*

L = *الطول المحوري (ملم)*

K = *متوسط القوة الكاسرة للقرنية (كسيرة)*

A= *ثابت خاص بالعدسة المراد زرعها .*

الفصل الثاني : الطرق والأجهزة المستخدمة للقياس [3]

البحث الاول: الأجهزة المستخدمة للقياس [3] :

هناك أجهزة مختلفة لقياس الطول المحوري للعين منها ما هو مخصص لهذا الغرض ومنها ما هو مستخدم لأغراض تشخيصية ويمكن استخدامها للقياس

من المفضل استخدام الاجهزة التي لها شاشة عرض بحيث نستطيع رؤية المخطط أثناء اجراء القياس

ومن المتوجب على الفاحص معرفة تعليمات استخدام الجهاز والتي قد تختلف من شركة لأخرى لان معظم الاخطاء تكون ناجمة عن خطأ من قبل الفاحص وليس من قبل الشركة المصنعة[3]

FIG 6–3.
Biopen XL Biometric Ruler (Bio-Rad) hand-held biometer.

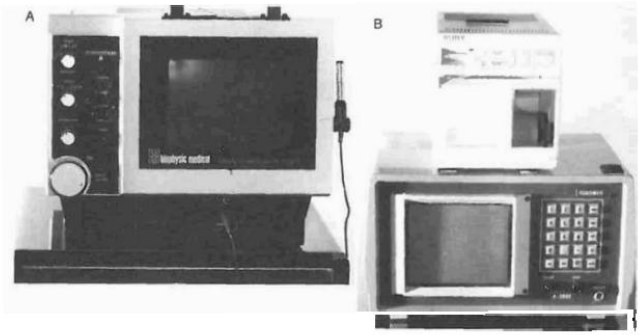


FIG 6–2.
Instruments used for ophthalmic biometry. **A**, Mini A-scan (Alcon Surgical, Inc.), which can be used for both diagnostic echography as well as axial eye length measurements. B, Sonomed A-2000 (Sonomed Technology, Inc.), which is primarily used for axial eye length measurements.

إعدادات الجهاز

البوابات :gates

وهي تستخدم لقياس المسافة بين السطوح وقد يكون القياس تلقائيا بواسطة الجهاز أو يدويا بواسطة الفاحص

وهناك نوعان للبوابات :

نظام البوابتين وهما القرنية والشبكية

نظام الأربع بوابات وهي القرنية , الوجه الأمامي للعدسة , الوجه الخلفي للعدسة , الشبكية

سرعة الأمواج فوق الصوتية: Sound Velocity

كما ورد سابقا وذكرنا فان سرعة الأمواج فوق الصوتية تختلف حسب الوسط ومن المهم اختيار السرعة المناسبة لإجراء قياس دقيق وتعتمد بعض الأجهزة على سرعة وسطية لكل مكونات العين 1550 متر في الثانية والبعض الاخر على سرعة كل مكون لوحده . وبالتالي فان لكل من مرضى البلورة الطبيعية والكاذبة و اللابلورة سرعات مختلفة (شكل 15)

(3)

نظام القياس: Measurement Mode

يدوي: هنا يقوم الفاحص باختيار الموجة المناسبة وهو مفيد لدى مرضى اللابلورة و البلورة الكاذبة او عند صعوبة اجراء القياس

التلقائي: وهنا يختار الجهاز الموجة المناسبة وهو سريع ويحتاج لخبرة أقل بإجراء القياس لكن يجب ان يكون لدى الفاحص خبرة في مقاربة المخطط

الكسب Gain

عند البدء يجب ضبطه على القيمة العظمى تقريبا بحيث نستطيع رؤية ذرا الموجات وهذا يعطينا ذرا اعظمية عندما تكون الأمواج عمودية على السطوح الفاصلة

إعدادات الجهاز

البوابات: gates

وهي تستخدم لقياس المسافة بين السطوح وفد يكون القياس تلقائيا بواسطة الجهاز أو يدويا بواسطة الفاحص

وهناك نوعان للبوابات :

نظام البوابتين وهما القرنية والشبكية

نظام الأربع بوابات وهي القرنية , الوجه الأمامي للعدسة , الوجه الخلفي للعدسة , الشبكية

سرعة الأمواج فوق الصوتية: Sound

كما و
سرعة
تختلف
المهم ا
لإجر
بعض
وسط
50
والبعد
كل م
فان لك
الطبيعي
سرعات مختلفة (شكل 15)
(3)

TABLE 6–1.

Sound Velocities for Eye Length Measurements

Ocular Media	Velocity (m/sec)
Aphakia (aqueous and vitreous)	1,532
Phakia*	1,550
Pseudophakia*†	
PMMA implant	1,532 + 0.2 mm or 1,550
Silicone implant	1,486
Silicone oil	986
Lens	
Crystalline	1,641
PMMA implant*	2,718

*These values are derived from the average sound velocities for the aqueous and vitreous as well as that of the lens.
†Some authors'' consider the thickness of the intraocular lens in computing the axial eye length in a pseudophakic eye.

نظام القياس: Measurement Mode

م الفاحص
المناسبة وهو
ى اللابلورة و
ة او عند
اء القياس

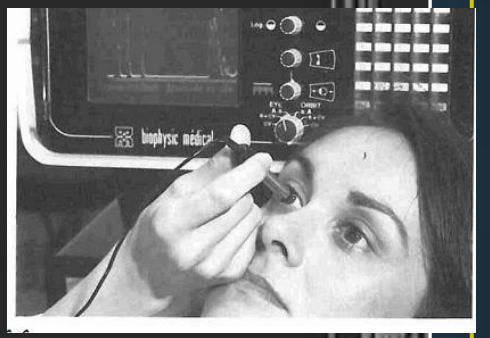
يختار الجهاز
ة وهو سريع
أقل بإجراء
ب ان يكون
خبرة في
مخطط

الكسب Gain

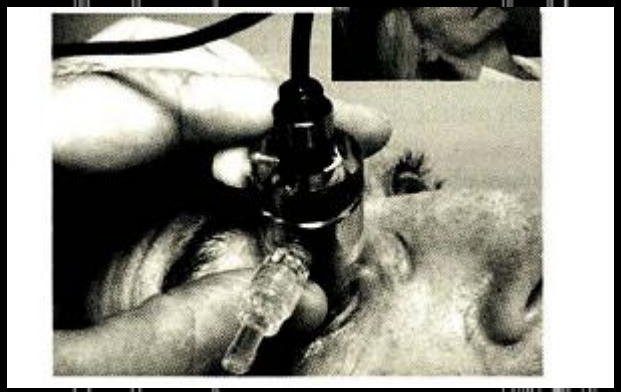
عند البدء يجب ضبطه على القيمة العظمى تقريبا بحيث نستطيع رؤية ذرا الموجات وهذا يعطينا ذرا اعظمية عندما تكون الأمواج عمودية على السطوح الفاصلة

الطرق المستخدمة:

أولا : الطريقة التماسية contact technique :

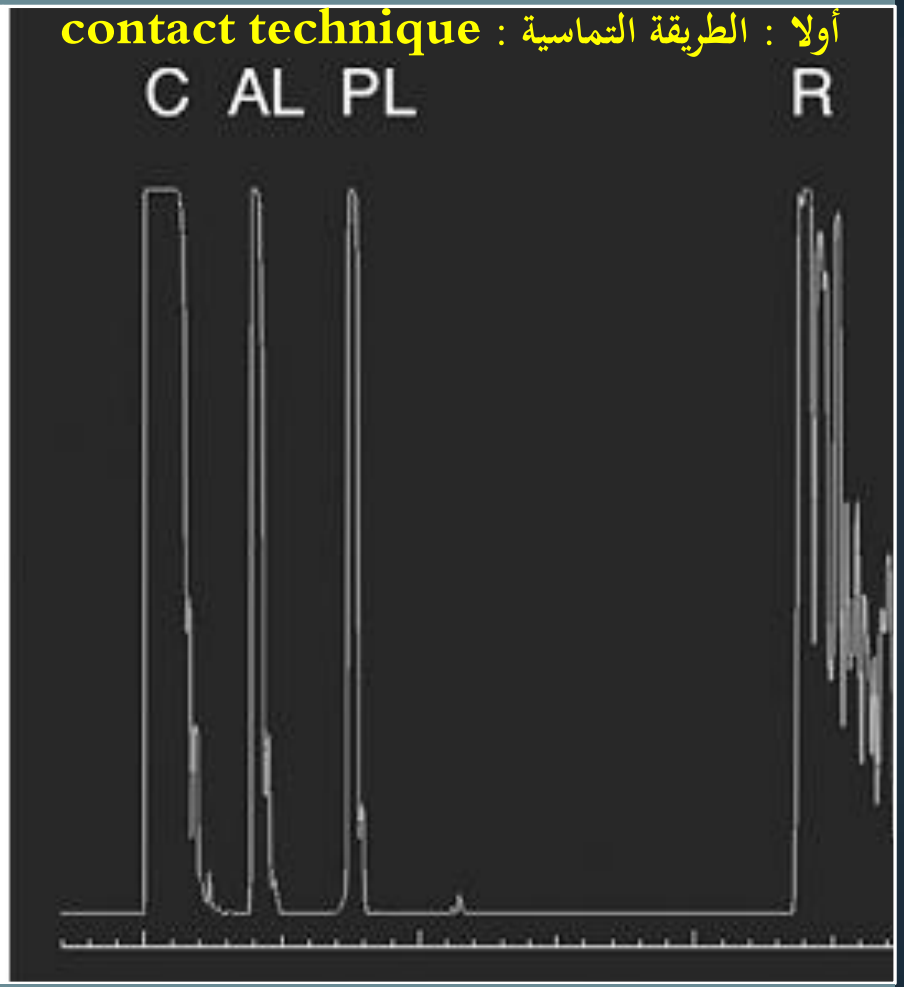


ثانيا: طريقة الغمر Immersion technique:

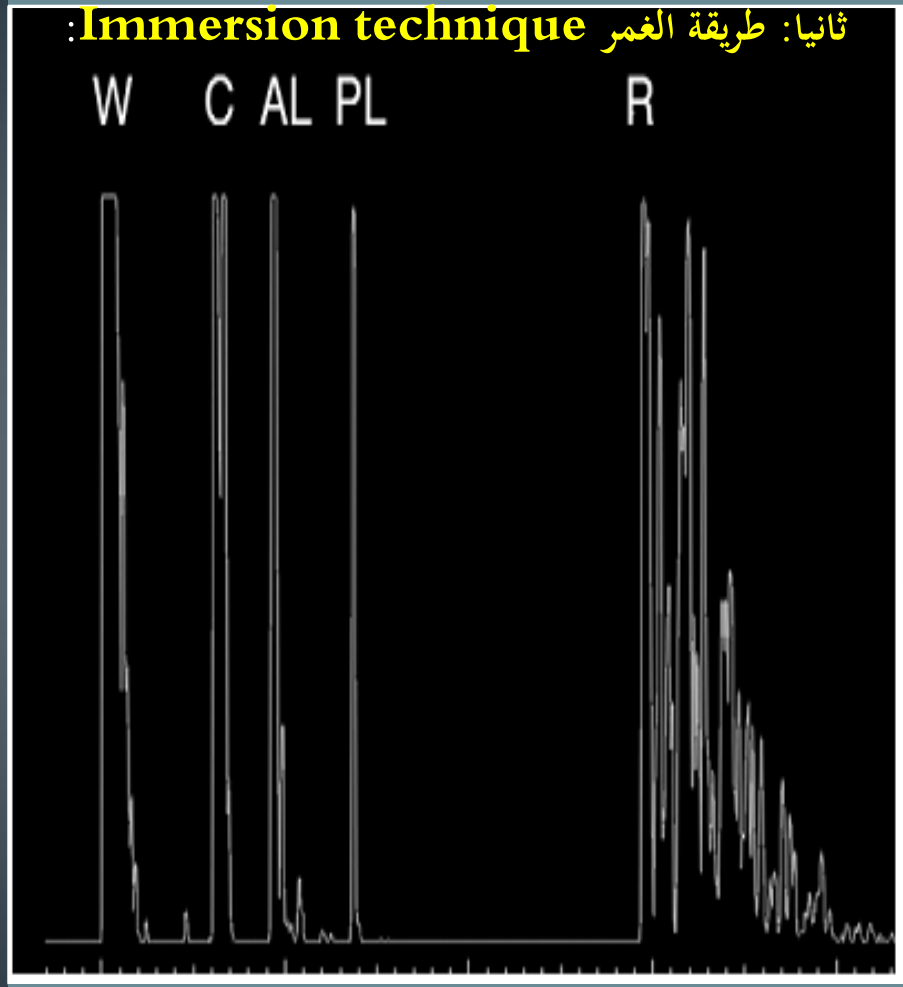


الطرق المستخدمة:

أولا : الطريقة التماسية : contact technique

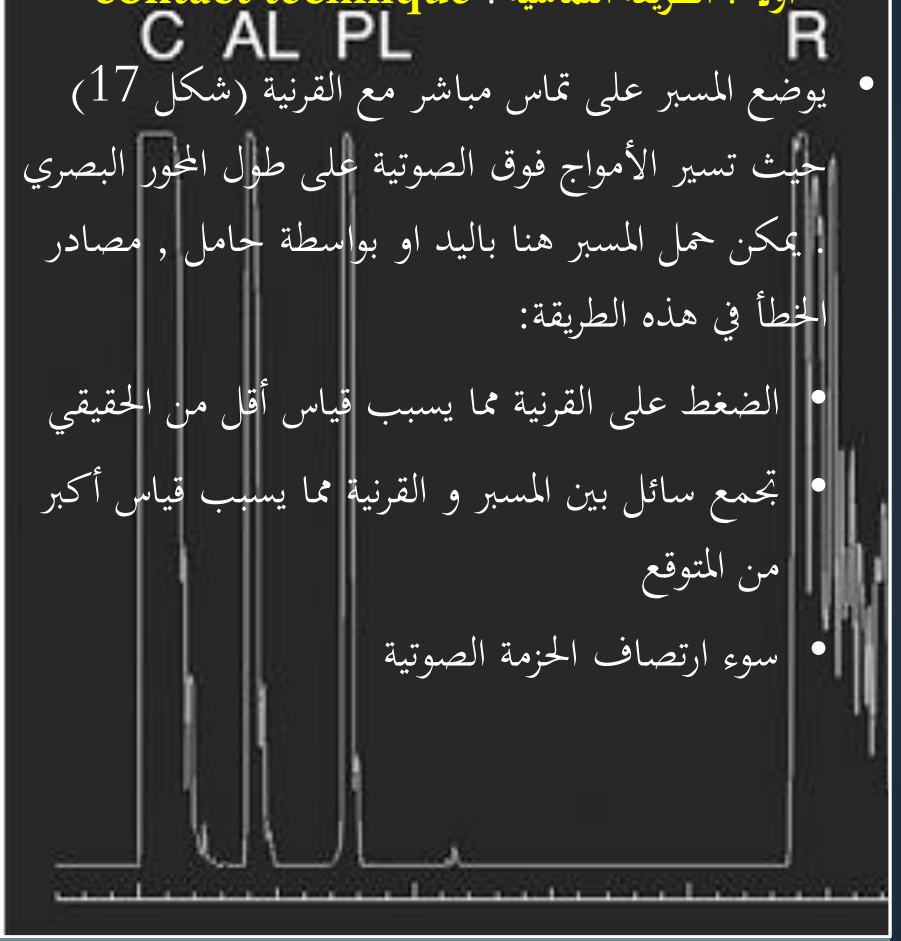


ثانيا: طريقة الغمر Immersion technique:



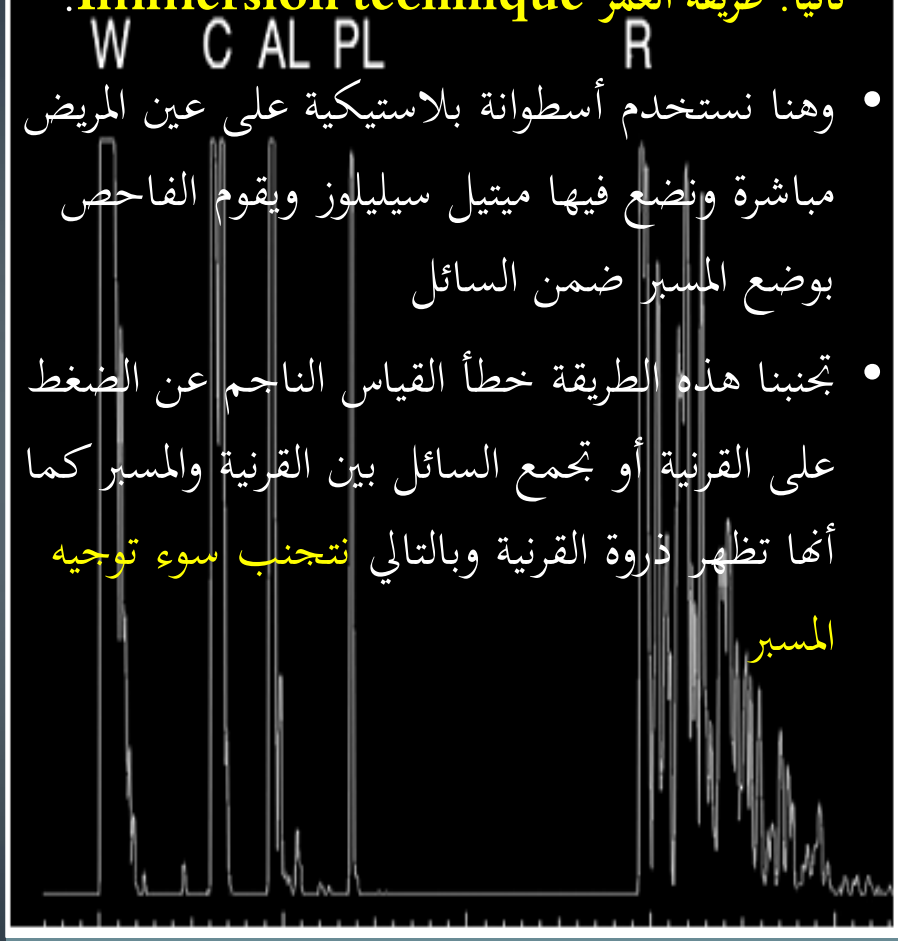
الطرق المستخدمة:

أولا : الطريقة التماسية : contact technique



- يوضع المسبر على تماس مباشر مع القرنية (شكل 17) حيث تسير الأمواج فوق الصوتية على طول المحور البصري . يمكن حمل المسبر هنا باليد او بواسطة حامل , مصادر الخطأ في هذه الطريقة:
- الضغط على القرنية مما يسبب قياس أقل من الحقيقي
- تجمع سائل بين المسبر و القرنية مما يسبب قياس أكبر من المتوقع
- سوء ارتصاف الحزمة الصوتية

ثانيا: طريقة الغمر Immersion technique:



- وهنا نستخدم أسطوانة بلاستيكية على عين المريض مباشرة ونضع فيها ميتيل سيليلوز ويقوم الفاحص بوضع المسبر ضمن السائل
- تجنبنا هذه الطريقة خطأ القياس الناجم عن الضغط على القرنية أو تجمع السائل بين القرنية والمسبر كما أنها تظهر ذروة القرنية وبالتالي نتجنب سوء توجيه المسبر

الفصل الثالث : المعادلات المستخدمة:

معادلات الجيل الرابع:

- أدخل عوامل متعدده فيها و من أمثلتها:
- أولا : Haigis' formula
- ثانيا: Holladay 2

معادلات الجيل الثالث:

- افترض في هذه المعادلات ان موقع العدسة داخل العين يتعلق بالطول المحوري , فالطول المحوري العالي يترافق مع عمق بيت امامي اكبر من الطول المحوري القصير ولكن هذا الافتراض غير صحيح لذا فان هذه المعادلات غير دقيقة بالقيم الحدية للطول المحوري
- وكمثال عليها : Hoffer Q, SRK/T,Holladay 1

معادلات الجيل الثاني:

- وتعتمد على العلاقة التنبؤية predictive relationship بين موقع العدسة بالبيت الخلفي و الطول المحوري للعين وكمثال عليها SRK-II

معادلات الجيل الاول:

- اعتمد في انشائها على التحليل الراجع لقياس عدسات مزروعة سابقا و على الموقع المفترض للعدسة داخل العين , وكمثال عليها SRK التي سبق ذكرها

الفصل الرابع : العوامل المؤثرة على قياس العدسة

البحث الاول : القوة الكاسرة للقرنية:

وهي تتعلق بدقة الجهاز المستخدم للقياس , الجراحات الانكسارية التي تجعل من تحديد القوة الكاسرة في قمة القرنية أمراً صعباً

البحث الثاني: الطول المحوري الامامي الخلفي للعين:

ويتعلق بدقة الجهاز المستخدم لذا يجب معايرة الجهاز قبل الاستخدام والتأكد من ثوابت المعادلات المستخدمة , الطريقة المستخدمة للقياس , المسبر المستخدم , خبرة الفاحص , عوامل متعلقة بالعين كوجود عنبة خلفية في الحسر العالي , الجراحات على العين كوضع طوق صلبة أو زيت سيليكون في جراحة انفصال شبكية

ويعتبر الطول المحوري الأمامي الخلفي للعين العامل الأهم . حيث لوحظ أن كل خطأ مقداره 1 ملم في الطول المحوري يؤدي لحدوث خطأ في حساب قيمة عدسة الزرع داخل العين بمقدار 2.35 كسيرة لدى العين ذات طول محوري 23.5 ملم . وتنخفض قيمة الخطأ إلى 1.75 كسيرة لدى العين ذات طول محوري 30 ملم. بينما ترتفع قيمة الخطأ إلى 3.75 كسيرة لدى العين ذات طول محوري 20 ملم .[15]

البحث الثالث: اختيار المعادلة المناسبة:

تم تطوير معادلات أخرى في السنوات الأخيرة للحصول على أدق قياس للعدسة المراد زرعها. منها SRK II, SRK/T، Holladay، Hoffer Q وقد وجدت عدة دراسات[20,22], أن:

إذا كان الطول المحوري < 21 ملم فان معادلة Hoffer Q أكثر دقة.

إذا كان الطول المحوري 21-24.5 ملم فكل المعادلات متشابهة.

إذا كان الطول المحوري 24.5 – 26 ملم فان معادلة Holladay أكثر دقة.

إذا كان الطول المحوري > 26 ملم فان معادلة SRK/Tأكثر دقة.

الدراسة العملية و الإحصائية

الفصل الأول: الهدف من الدراسة و أهميتها

هناك الكثير من الشركات انتجت أجهزه لقياس الطول المحوري الامامي الخلفي وحساب قوة العدسة المراد زرعها
,منها جهازي :
TOMEY AL -100 (ياباني)
Cinescan Quantel Medical (فرنسي)

وأهمية هذه الدراسة تكمن في معرفة أي من الجهازين أدق في قياس الطول المحوري الأمامي الخلفي للعين وبالتالي أدق في اختيار قيمة العدسة المراد زرعها.

الفصل الثاني: المرضى والطرائق

قمنا بإجراء هذه الدراسة التقدمية العشوائية في الشعبة العينية - قسم أمراض العين وجراحتها في مستشفى المواساة الجامعي _ جامعة دمشق في الفترة الواقعة بين 1 شباط 2013 و1 شباط 2014 ,وتمت متابعة كل مريض لفترة لا تقل عن 3 أشهر بعد الجراحة. وقد شملت الدراسة مرضى الساد الشيخي المراجعين للشعبة العينية وذلك بعد أخذ موافقة المريض وتطبيق المعايير التالية لقبول واستبعاد المرضى :

معايير القبول:

مرضى مصابين بساد شيخي

عمر المريض لا يقل عن 40 سنه

الطول المحوري الأمامي الخلفي للعين 21-24.5

معايير الاستبعاد:

مرضى بسوابق جراحة انكسارية أو زرع قرنية أو شذوذات بالقرنية (القرنية المخروطية)

مرضى بسوابق أمراض شبكية كانفصال الشبكية أو النزف ضمن الزجاجي

عيون المرضى بأطوال محورية أمامية خلفية لا تقع ضمن المجال المذكور سابقا

عيون باختلاطات أثناء العمل الجراحي :كخروج زجاجي ,عدم القدرة على زرع العدسة ..

الفصل الثاني: المرضى والطرائق

وقد شملت الدراسة 30 عينا ل 25 مريض , بعد أخذ الموافقة المطلعة تمّ أخذ قصة مرضية كاملة من المرضى مع فحص عيني كامل على المصباح الشقي وفحص قعر العين بعد توسيع الحدقة وإجراء قياس لأسواء الانكسار والقدرة البصرية المصححة وغير المصححة وتم تحديد القوة الكاسرة للقرنية باستخدام جهاز Topcon Autorefraktometer,وتم قياس الطول المحوري الأمامي الخلفي و قياس العدسة المراد زرعها باستخدام جهازي Quantel Medical Cinescan و Tomey AL 100,و معادلة SRK/T وتم تقسيم المرضى بشكل عشوائي لمجموعتين

المجموعة الأولى A: ضمت 15 عين وتم اعتماد قياس الطول المحوري الأمامي الخلفي و قياس العدسة من جهاز Quantel Medical Cinescan

المجموعة الثانية B: وضمت 15 عين وتم اعتماد قياس الطول المحوري الأمامي الخلفي وقياس العدسة من جهاز Tomey AL 100

وبعد استخراج الساد بطريقة ال Phaco , تمت متابعة المرضى بعد الجراحة بأسبوع ثم شهر ثم ثلاثة أشهر حيث تم قياس القدرة البصرية غير المصححة والمصححة وتقييم أسواء الانكسار (المكافئ الكروي) لدى المرضى باستخدام Topcon Autorefraktometer

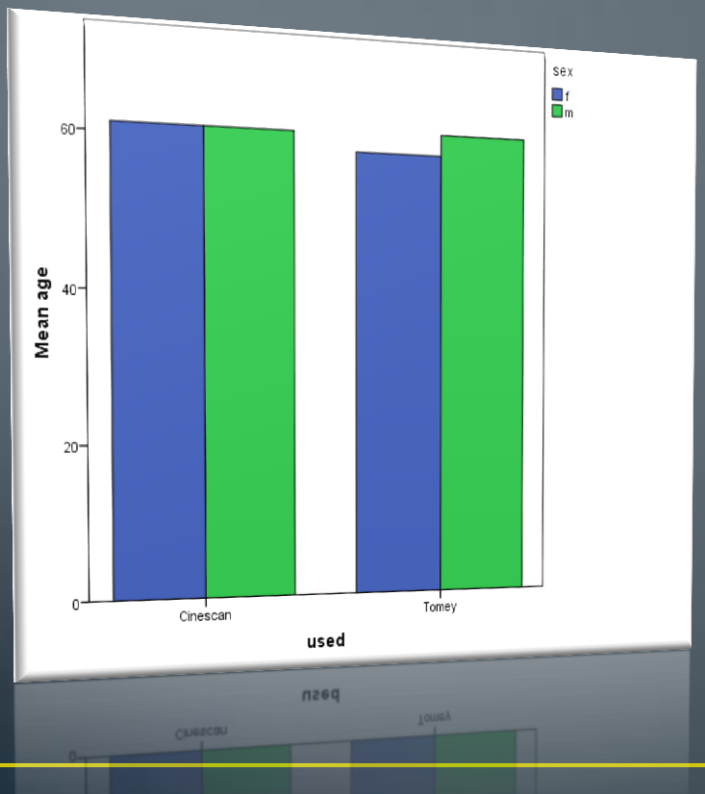
وتم جمع البيانات الناتجة وتحليلها إحصائيا باستخدام برنامج SPSS و اختبار Student t-testواعتبار قيمة P أقل من 0.05 هامة احصائيا.

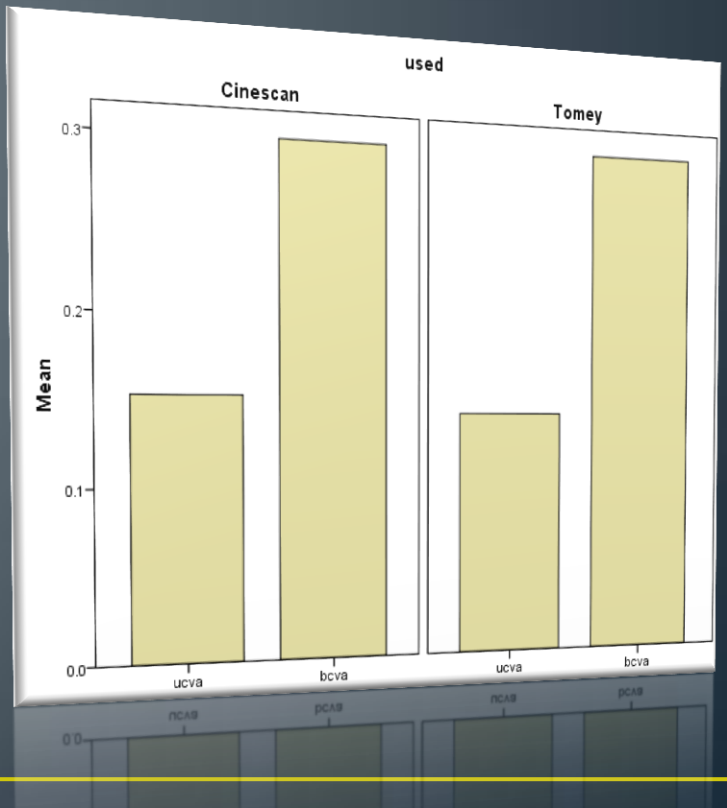
الفصل الثالث: النتائج
البحث الأول : إحصائيات

- تراوحت أعمار المرضى بين 54-70 سنه حيث في المجموعة A تراوحت بين (54-70) سنة وكان وسطي العمر61.2 سنة .
- أما في المجموعة B تراوحت أعمار المرضى بين (54-70) سنة وكان وسطي العمر 60.6 سنة.

- وكانت نسبة الذكور 68% والإناث 32% , وكان 40 % من العيون يسرى و 60 % يمنى

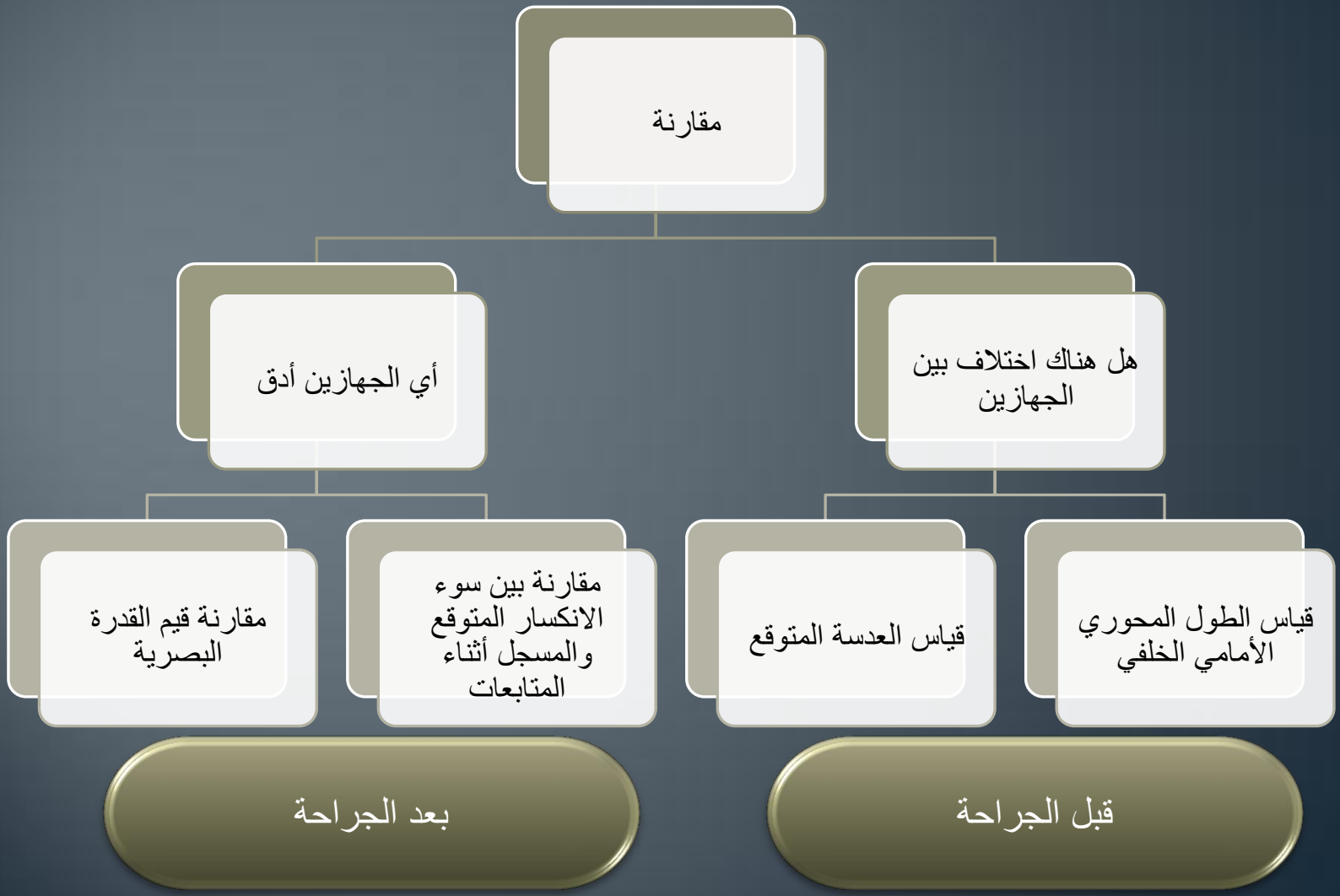
- وكان متوسط القدرة البصرية غير المصححة قبل الجراحة 0.148 ومتوسط القدرة البصرية المصححة 0.3





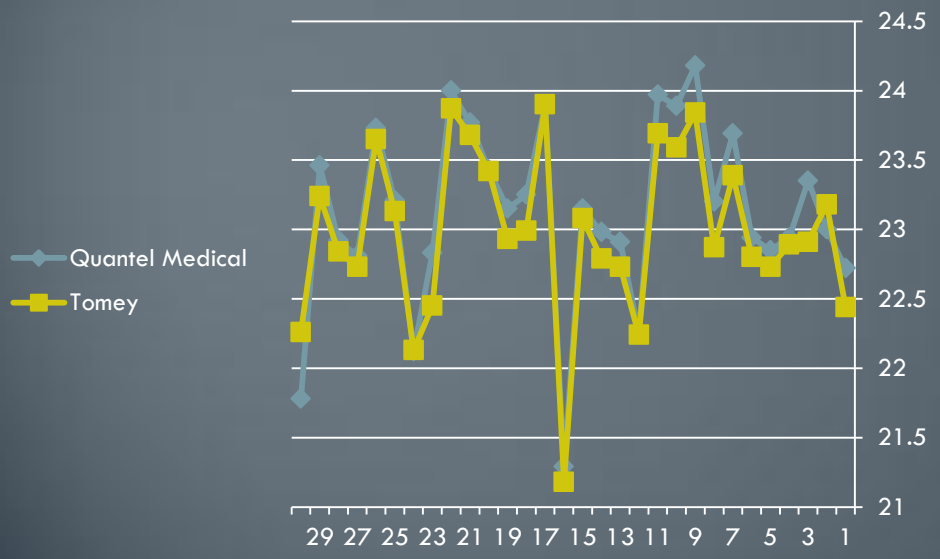
البحث الثاني: القسم العملي

تمت متابعة المرضى بعد الجراحة بأسبوع ثم شهر ثم ثلاثة أشهر حيث قمنا بقياس القدرة البصرية غير المصححة والمصححة و سوء الانكسار



أولا : مقارنة بين الطول المحوري الامامي الخلفي المقاس لدى المرضى بالجهازين :

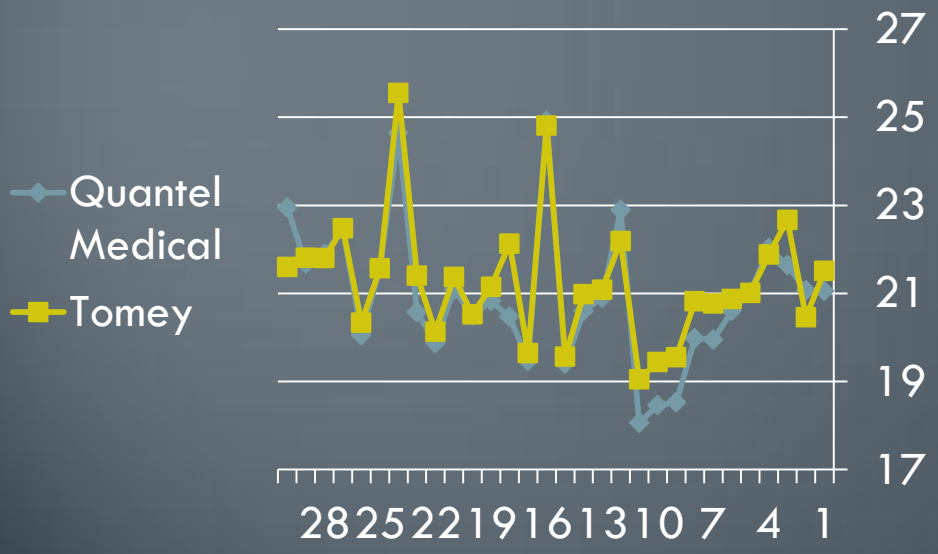
Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	Df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	tlc – tlt	.13667	.17995	.03285	.06947	.20386	4.160	29	.000



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**
كان متوسط الفروق بين القياسين **0.13667** و قيمة
الاختبار **4.16** وقيمة الفا **0** وهي أقل من **0.05**
وبالتالي **هناك فرق هام احصائيا بين المجموعتين**

ثانيا: مقارنة بين قياس العدسة لدى المرضى بالجهازين على اعتبار قيمة سوء الانكسار المتوقعة تساوي الصفر :

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	Df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	iolc0 - iolt0	-.30000-	.60460	.11038	-.52576-	-.07424-	-2.718-	29	.011



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

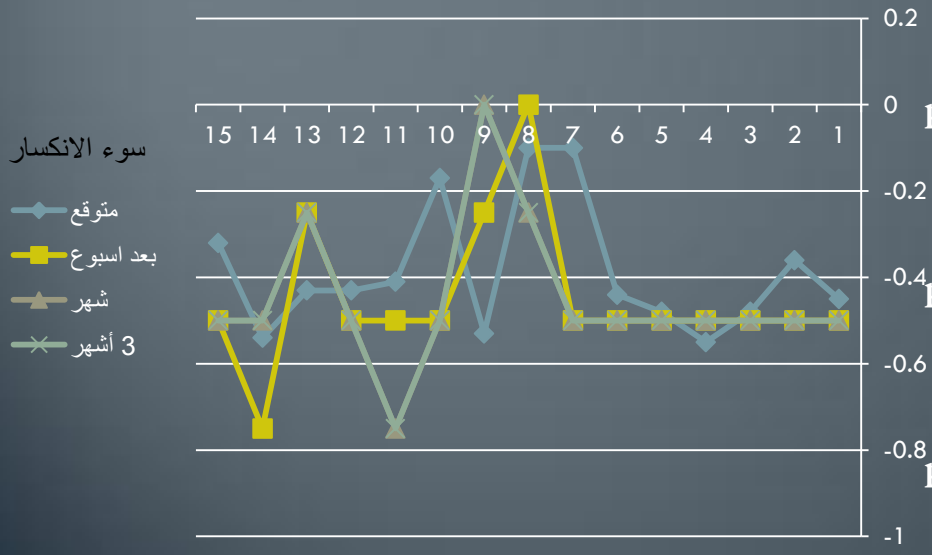
متوسط الفروق بين القياسين –0.3 و قيمة الاختبار –2.718

وقيمة p= 0.011 وهي أقل من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين المجموعتين

ثالثا: مقارنة بين سوء الانكسار المتوقع و المسجل أثناء المتابعات لدى مرضى المجموعة A (الذين تم اعتماد قياس Quantel Medical Cinescan في اختيار قياس العدسة) :

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	pred_ref - ref_1st_week	.06400	.17864	.04612	-.03493-	.16293	1.388	14	.187
Pair 2	pred_ref - ref_1st_month	.06400	.22784	.05883	-.06217-	.19017	1.088	14	.295
Pair 3	pred_ref - ref_3th_month	.06400	.22784	.05883	-.06217-	.19017	1.088	14	.295



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار أول أسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين 0.064 و قيمة الاختبار 1.388 وقيمة p= 0.187

وهي أكبر من 0.05

وبالتالي ليس هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار أول شهر :

متوسط الفروق بين القياسين 0.064 و قيمة الاختبار 1.088 وقيمة p= 0.295

وهي أكبر من 0.05

وبالتالي ليس هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار 3 أشهر :

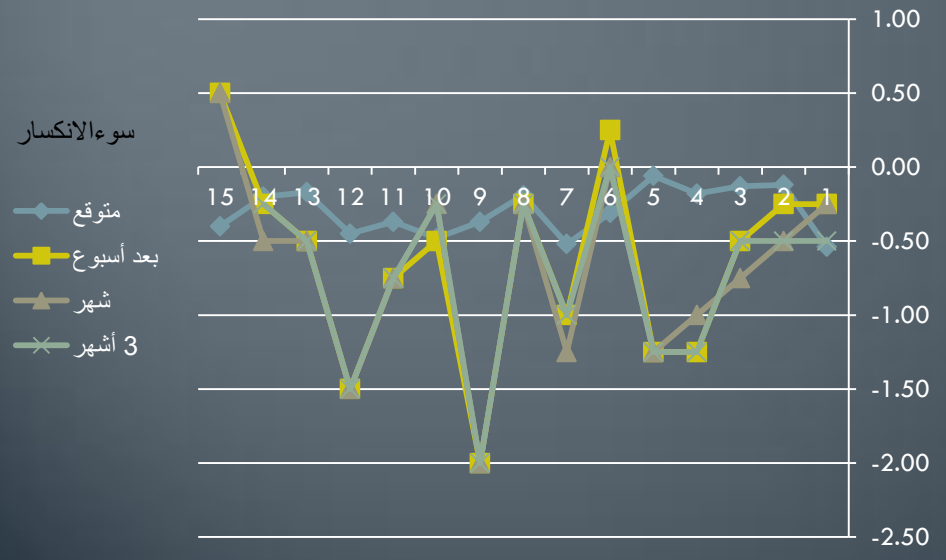
متوسط الفروق بين القياسين 0.064 و قيمة الاختبار 1.088 وقيمة p= 0.295

وهي أكبر من 0.05

وبالتالي ليس هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

رابعا : مقارنة بين سوء الانكسار المتوقع و المسجل أثناء المتابعات لدى مرضى المجموعة B (الذين تم اعتماد قياس Tomey AL 100 في اختيار قياس العدسة) :

Paired Samples Test									
		Paired Differences					T	Df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	pred_ref - ucva_1st_week	-1.02533-	.22200	.05732	-1.14827-	-.90239-	-17.888-	14	.000
Pair 2	pred_ref - ref_1st_month	.38467	.65990	.17039	.01923	.75011	2.258	14	.040
Pair 3	pred_ref - ref_3th_month	.38467	.62488	.16134	.03862	.73071	2.384	14	.032



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار أول أسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين **1.02533–** و قيمة الاختبار **– 17.888** وقيمة **p= 0** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار أول شهر :

متوسط الفروق بين القياسين **0.38467** و قيمة الاختبار **2.258** وقيمة **p= 0.04** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القيمة المتوقعة وقيمة سوء الانكسار 3 أشهر :

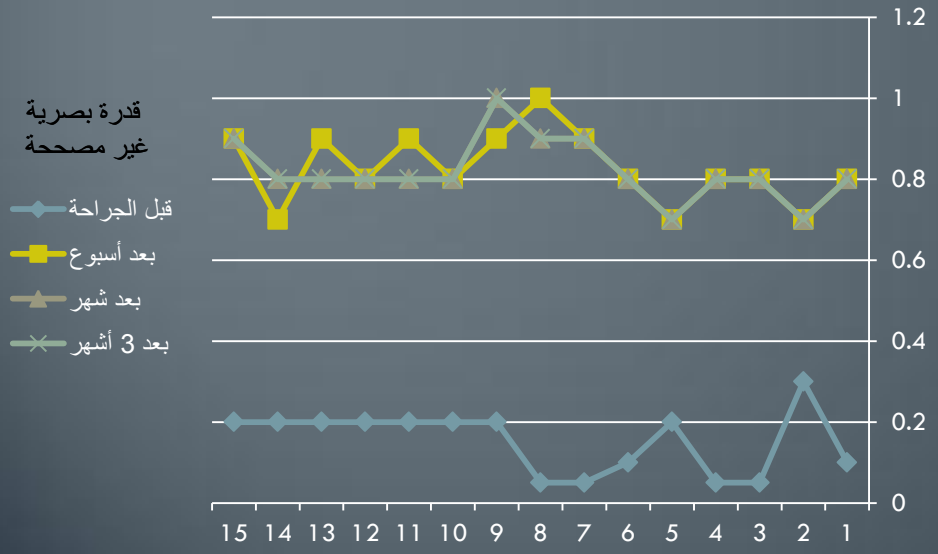
متوسط الفروق بين القياسين **0.38467** و قيمة الاختبار **2.384** وقيمة **p= 0.032** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

خامسا : مقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل وبعد الجراحة لدى مرضى المجموعة A (الذين تم اعتماد قياس Quantel Medical Cinescan في اختيار قياس العدسة) :

Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	ucva - ucva1w	-.67333-	.13870	.03581	-.75014-	-.59652-	-18.802-	14	.000
Pair 2	ucva - ucva1m	-.66667-	.12630	.03261	-.73661-	-.59672-	-20.443-	14	.000
Pair 3	ucva - ucva3m	-.66667-	.12630	.03261	-.73661-	-.59672-	-20.443-	14	.000



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

•المقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بأسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين **0.6733–** و قيمة الاختبار **18.802–**

وقيمة **p= 0** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر :

متوسط الفروق بين القياسين **0.666–** و قيمة الاختبار **20.433–** وقيمة **p= 0** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

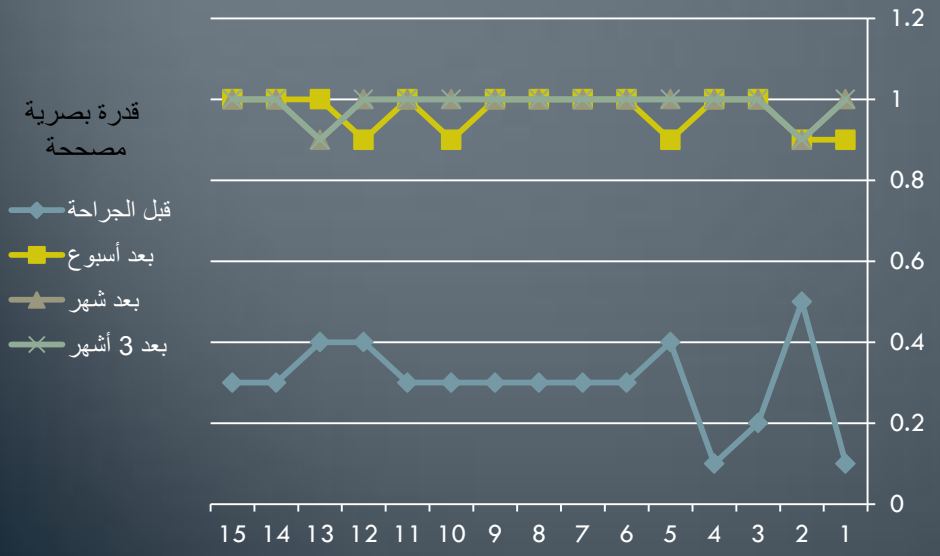
•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة ب **3** أشهر :

متوسط الفروق بين القياسين **0.666–** و قيمة الاختبار **20.433–** وقيمة **p= 0** وهي أصغر من **0.05**

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

سادسا : مقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل وبعد الجراحة لدى مرضى المجموعة A (الذين تم اعتماد قياس Quantel Medical Cinescan في اختيار قياس العدسة) :

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	bcva - bcva1w	-.6667-	.1291	.0333	-.7382-	-.5952-	-20.000-	14	.000
Pair 2	bcva - bcva1m	-.6867-	.1302	.0336	-.7588-	-.6146-	-20.426-	14	.000
Pair 3	bcva - bcva3m	-.6867-	.1302	.0336	-.7588-	-.6146-	-20.426-	14	.000



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بأسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين –0.6667 و قيمة الاختبار –23.205 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر :

متوسط الفروق بين القياسين –0.6867 و قيمة الاختبار –22.4 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

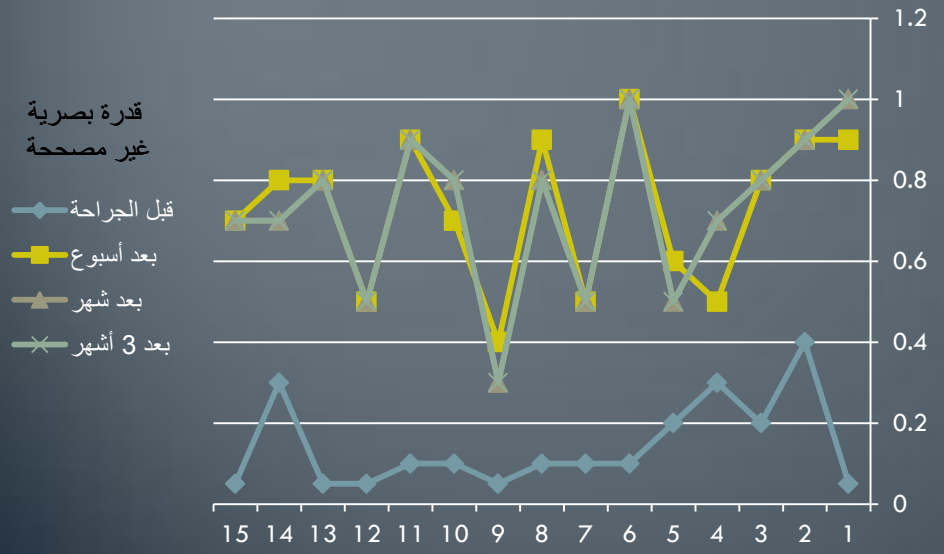
•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة ب 3 أشهر :

متوسط الفروق بين القياسين –0.6867 و قيمة الاختبار –22.4 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

سابعا: مقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل وبعد الجراحة لدى مرضى المجموعة B (الذين تم اعتماد قياس Tomey AL 100 في اختيار قياس العدسة) :

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	ucva - ucva1w	-.58333-	.20673	.05338	-.69782-	-.46885-	-10.928-	14	.000
Pair 2	ucva - ucva1m	-.58333-	.21685	.05599	-.70342-	-.46325-	-10.418-	14	.000
Pair 3	ucva - ucva3m	-.58333-	.21685	.05599	-.70342-	-.46325-	-10.418-	14	.000



بتطبيق اختبار **paired sample t student test**

•المقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بأسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين –0.5833 و قيمة الاختبار –10.928 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر :

متوسط الفروق بين القياسين–0.5833 و قيمة الاختبار –10.418 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

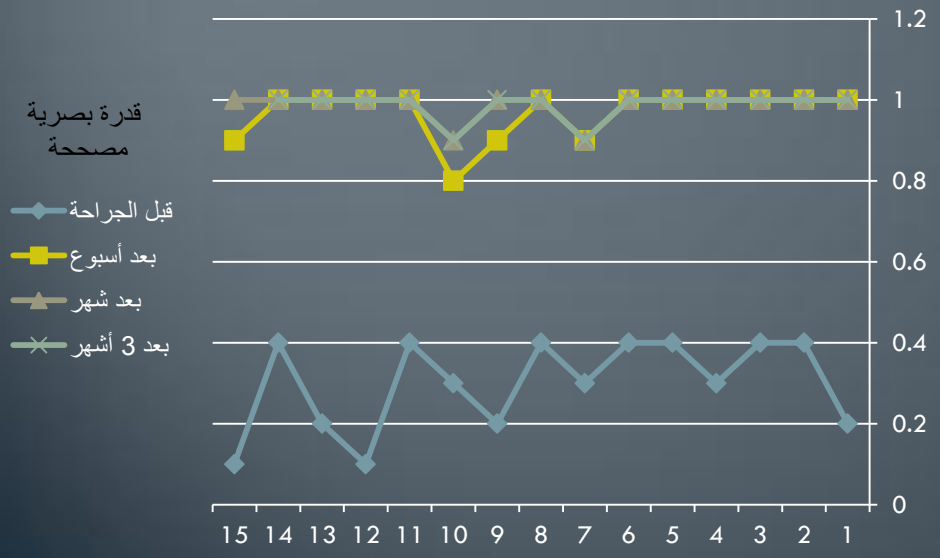
•المقارنة بين القدرة البصرية غير المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة ب 3 أشهر :

متوسط الفروق بين القياسين –0.5833 و قيمة الاختبار –10.418وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

ثامنا: مقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل وبعد الجراحة لدى مرضى المجموعة B (الذين تم اعتماد قياس Tomey في اختيار قياس العدسة) : AL 100

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	Df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	bcva - bcva1w	-.6667-	.1113	.0287	-.7283-	-.6050-	-23.205-	14	.000
Pair 2	bcva - bcva1m	-.6867-	.1187	.0307	-.7524-	-.6209-	-22.400-	14	.000
Pair 3	bcva - bcva3m	-.6867-	.1187	.0307	-.7524-	-.6209-	-22.400-	14	.000



بتطبيق اختبار paired sample t student test

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بأسبوع :

متوسط الفروق بين القياسين –0.6667 و قيمة الاختبار –23.205

وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة بشهر :

متوسط الفروق بين القياسين –0.6867 و قيمة الاختبار –22.4 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

•المقارنة بين القدرة البصرية المصححة قبل الجراحة وبعد الجراحة ب 3 أشهر :

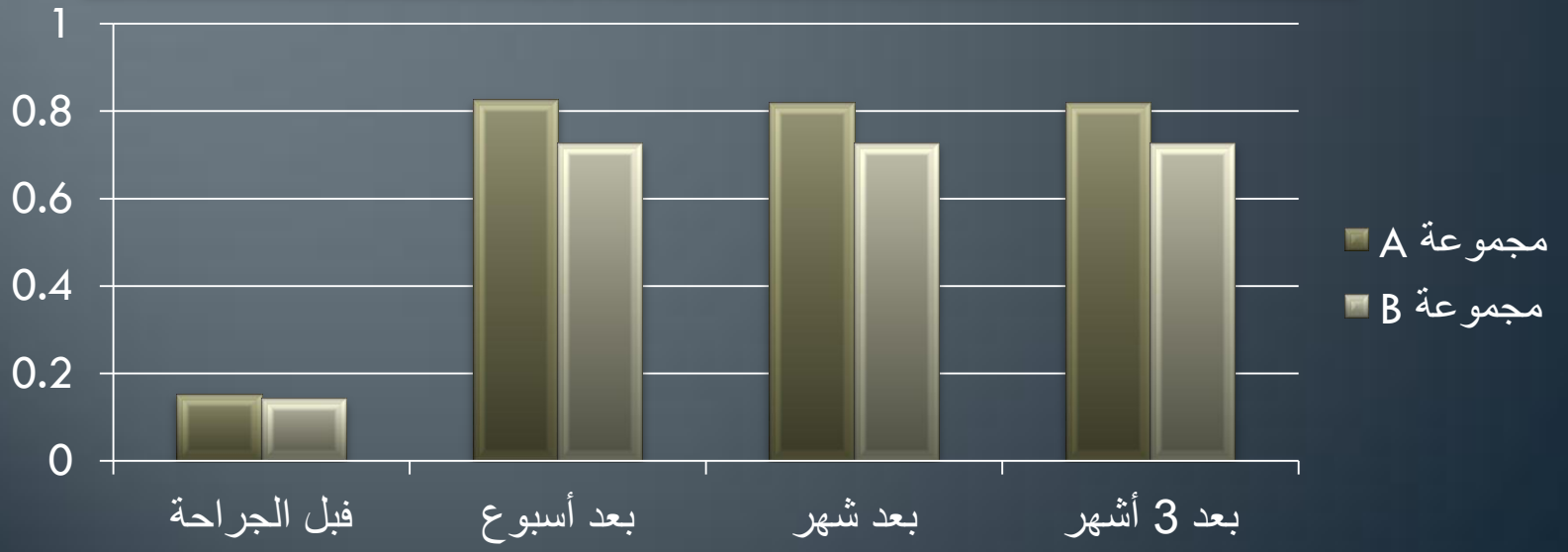
متوسط الفروق بين القياسين –0.6867 و قيمة الاختبار –22.4 وقيمة p= 0 وهي أصغر من 0.05

وبالتالي هناك فرق هام إحصائيا بين القيمتين

تاسعا : مقارنة بين متوسطي القدرة البصرية غير المصححة لدى مرضى المجموعتين:

بتطبيق اختبار **one sample t student test** واعتبار قيمة **P** أقل من **0.05** هامة احصائيا

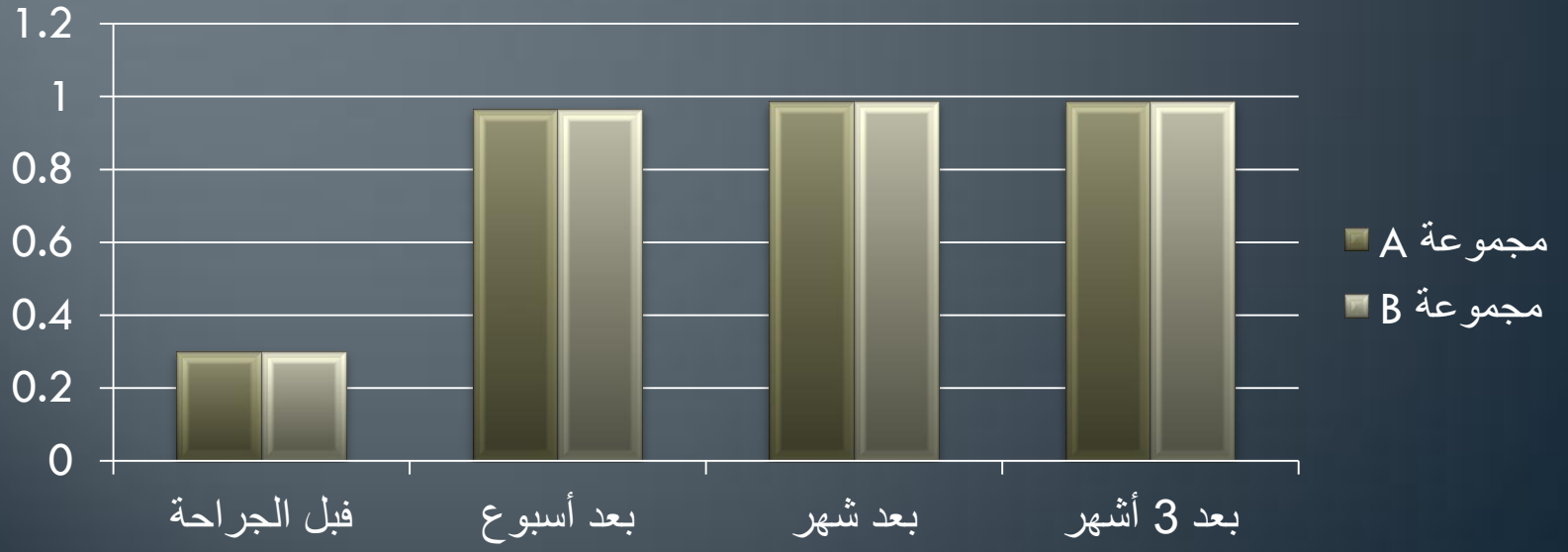
	متوسط المجموعة A	متوسط المجموعة B	قيمة الاختبار	قيمة P	النتيجة
قبل الجراحة	0.1533	0.1433	0.492	0.63	ليس هناك فرق هام احصائيا
الأسبوع الأول بعد الجراحة	0.827	0.727	4.368	0.001	هناك فرق هام احصائيا
الشهر الأول بعد الجراحة	0.82	0.727	4.65	0	هناك فرق هام احصائيا
3 أشهر بعد الجراحة	0.82	0.727	4.65	0	هناك فرق هام احصائيا



عاشرا : مقارنة بين متوسطي القدرة البصرية المصححة لدى مرضى المجموعتين:

بتطبيق اختبار **one sample t student test** واعتبار قيمة **P** أقل من **0.05** هامة احصائيا

	متوسط المجموعة A	متوسط المجموعة B	قيمة الاختبار	قيمة P	النتيجة
قبل الجراحة	0.3	0.3	0	1	ليس هناك فرق هام احصائيا
الأسبوع الأول بعد الجراحة	0.967	0.967	0.026-	0.979	ليس هناك فرق هام احصائيا
الشهر الأول بعد الجراحة	0.987	0.987	0.037-	0.971	ليس هناك فرق هام احصائيا
3 أشهر بعد الجراحة	0.987	0.987	0.037-	0.971	ليس هناك فرق هام احصائيا



الفصل الرابع : المناقشة

- تبين من نتائج الدراسة أن هناك فرق هام إحصائيا بين قياسي الطول المحوري الامامي الخلفي للجهازين وكذلك بين قياسي قوة العدسة المراد زرعها, وهذا يشير لوجود اختلاف بدقة القياس بين الجهازين بما ان كل المتغيرات ثابته عدا الجهاز المستخدم للقياس
- بمتابعة مرضى المجموعتين بعد الجراحة تبين وجود تحسن بالقدرة البصرية غير المصححة والمصححة بعد الجراحة مقارنة بهما قبل الجراحة خلال المتابعات المتتالية في كل من المجموعتين
- وبالمقارنة بين سوء الانكسار المتوقع والمقيس بالمتابعات في مرضى المجموعتين تبين عدم وجود فرق هام احصائيا في مرضى المجموعة A و وجود فرق هام احصائيا في مرضى المجموعة B
-

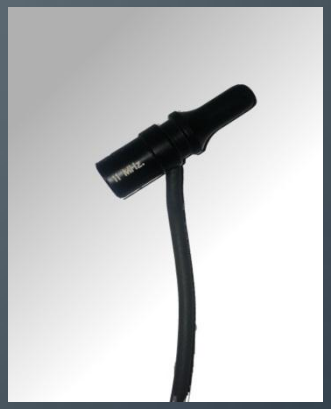
الفصل الرابع : المناقشة

- وللتأكد من أن هذا الفرق له أثر على القدرة البصرية تم مقارنة قياسات القدرة البصرية ووجد أن هناك اختلاف هام إحصائيا خلال المتابعات المتتالية بالقدرة البصرية الغير مصححة بعد الجراحة في المجموعتين لصالح المجموعة A (Quantel Medical Cinescan) وهذا الفارق بالقدرة البصرية غير المصححة لم يكن موجود قبل الجراحة ,بينما لم نجد فرق هام احصائيا بالقدرة البصرية المصححة سواء قبل أو بعد الجراحة بين المجموعتين وبالتالي الفرق بالقدرة البصرية غير المصححة بعد الجراحة بين المجموعتين عائد لوجود سوء انكسار هام بصريا .
- وبالتالي فان القياس المأخوذ بجهاز Quantel Medical Cinescan أدق من القياس المأخوذ بجهاز Tomey AL 100
- بالعودة لمتوسط الفروق بقياس الطول المحوري الامامي الخلفي نلاحظ أنه موجب وبالتالي قياس الطول المحوري الامامي الخلفي بجهاز Quantel Medical Cinescan أكبر من قياس جهاز Tomey AL 100 , كما أن متوسط الفروق بقياس العدسة سالب (-0.3) وبالتالي قياس العدسة المتوقع بجهاز Quantel Medical Cinescan أصغر من جهاز Tomey AL 100
- مما سبق نستنتج أن قياس العدسة باستخدام جهاز Tomey AL 100 أكبر من القياس الحقيقي وهذا يعود لقياس طول محوري أمامي خلفي أقل من الطول الحقيقي

الفصل الرابع : المناقشة

- بالعودة للباب الثالث الفصل الرابع ومناقشة العوامل المؤثرة على قياس العدسة واستبعاد العوامل المتعلقة بقياس القوة الكاسرة للقرنية والمعادلة المستخدمة نجد أن العوامل المؤثرة على قياس الطول المحوري الامامي الخلفي كما يلي:
  - **معايرة الجهاز والثوابت المستخدمة** وقد تم التأكد منها قبل بدء الدراسة بحسب الدليل المرفق بكل جهاز.
  - **الطريقة المستخدمة للقياس** وهي التماسية في كلا الجهازين
  - **المسبر المستخدم** وهناك فرق واضح في تصميم المسبر وكيفية استخدامه بين الجهازين ففي جهاز Quantel Medical Cinescan شكل المسبر يشبه حرف (T) الذي يمكن من إمساك الشريط الموصول مع المسبر مما يسمح بتماس بين المسبر والقرنية مع ضغط أصغري مقارنة بمسبر جهاز Tomey AL 100 والذي له شكل القلم مما يجبر الفاحص على إمساك المسبر وتطبيق التماس بشكل مباشر على القرنية وبالتالي امكانية تطبيق ضغط اكبر على القرنية (شكل 19).
  - **خبرة الفاحص** : تم إجراء القياس من قبل الفاحص نفسه في كلا المجموعتين.
  - **عوامل تتعلق بالعين:** تم استبعاد هذه الحالات .

Tomey AL 100 Probe



Quantel Medical Cinescan Probe

الفصل السادس : الخلاصة

وجدنا بالدراسة فرق هام إحصائيا في قياس الطول المحوري الأمامي الخلفي و قياس العدسة المتوقع بين جهازي Quantel Medical Cinescan و Tomey AL 100, إضافة لكون قياس جهاز Quantel Medical Cinescan أدق من قياس جهاز Tomey AL 100 وهذا الفارق بين الجهازين من المحتمل ان يكون عائد لشكل المسبر المستخدم بعد استبعاد العوامل الأخرى حيث تم معايرة الجهازين بحسب الدليل المرفق بهما والتأكد من الثوابت واجراء القياس من قبل نفس الفاحص واستخدام الطريقة التماسية في كلا الجهازين واستبعاد الحالات الخاصة التي قد تسبب خلل بالقياس

ففي جهاز Quantel Medical Cinescan للمسبر شكل حرف T مما يسمح بإمساك الشريط عوضا عن المسبر أثناء اجراء القياس وبالتالي تطبيق ضغط أصغري على القرنية . بينما مسبر جهاز Tomey AL 100 له شكل القلم مما يجبر الفاحص على امساكه مما قد يؤدي لضغط أكبر على القرنية.

وبناءً على ما سبق نوصي باستخدام جهاز Quantel Medical Cinescan في اختيار قياس العدسة المراد زرعها في جراحة الساد , وتوخي الحذر عند استخدام جهاز Tomey AL 100.

الباب الخامس : ملخص باللغة الأجنبية

A Comparison study of ocular antero-posterior axial length measurement between Tomey and Quantel Medical A scan devices

Introduction:

Axial length measurement is important part of IOL power calculation and small error in the measurement leads to major mistakes in calculation according to SRK formula

$$P = A - (2.5L) - 0.9K$$

P=power **A=constant related to iol** **L= axial length** **K=keratometry**

The goal of research:

Comparative Study for the difference in the Axial length measurement between Quantel Medical Cinescan (QMC) device and Tomey AL 100 device to determine accurate one .

Patients and methods:

We undertook this study in the Department of eye diseases in Al-mouassat University Hospital of Damascus in the period between 1 FEB 2013 and 1 FEB 2014, and all patients were followed up for at least 3 months after surgery.

The study included 30 eye for 25 patients with compliant of age related cataract, where we take the full story with full eye examination and measure of keratometry and Axial length using both QMC and Tomey AL 100 devices and then we divide the patients into two groups:

15 eyes in the first group, in which we calculate IOL power according QMC measurements

15 eyes in the second group, in which we calculate IOL power according Tomey AL 100 measurements

We follow up patients and measure refractive error ,uncorrected visual acuity and corrected visual acuity after week – month -3 months of surgery

Results:

The mean age was 61.2 ± 8.8 years in the first group and, 60.6 ± 9.4 years in the second group. The mean of difference of Axial length is 0. 13667 and it is statically important p=0 . After 3 months of follow up , there is significant difference between preoperative predicted refractive error and measured postoperative refractive error in Tomey AL 100 group (p=0.032) ,whereas there is not any difference in QMC group (p=0.295) .And The postoperative uncorrected visual acuity in both groups are significantly difference (p=0) whereas there was no significant difference preoperative (p=0.63)

Conclusion:

We find significant difference in axial length and predicted IOL power measurements between QMC and Tomey AL 100 ,besides QMC is more accurate . after we subside other causes of error like calibration ,settings ,examiner ,special cases ,we find that the cause of this results probably due to difference in the shape of probe which is like (T) in QMC and like pen in Tomey AL 100 . So the examiner in QMC can catch the wire instead of the probe with minimal pressure on cornea ,whereas he/she have to catch the probe which may lead to more pressure on cornea .

الباب السادس : المراجع

1. Kuszak JR, Costello MJ. Embryology and anatomy of human lenses. In: Tasman W, Jaeger EA eds. Duane's Clinical Ophthalmology. Vol I. Philadelphia: Lippincott; 2002:chap 7IA, pp
2. Eustis HS, Guththrie ME. Postnatal development. In: Wright KE and Spiegel PH, eds. Pediatric Ophthalmology and Strabismus. 2nd ed. New York: Springer-Verlag; 2003:39-53.
3. RONALD L. GREEN MD. Physics and Instrumentation. In SANDRA FRAZIER BYRNE and RONALD L. GREEN, M.D. ULTRASOUND OF THE EYE AND ORBIT nd احة المناسبة: كما ورد ذكره سابقا بحسب الطول الاماي الخلفيام والتأكد من ثوابت المعادلات المستخدمة , الطريقة المستخدمة للقياسMosby-Year Book; 1992:1-16.
4. Lizzi FL. Feleppa EJ. Practical physics and electronics of ultrasound. Int Ophthalmol Clin 1979;19:35–63.
5. Fledelius HC. Ultrasound in ophthalmology. Ultrasound Med Biol 1997;23(3):365–75.
6. Lizzi FL. Feleppa EJ. Practical physics and electronics of ultrasound. Int Ophthalmol Clin 1979;19:35–63.
7. Byrne S. A-scan axial eye length measurements:a handbook for IOL calculations. Mars Hill (NC):Grove Park Publishers; 1995.
8. Fisher YL. Contact B-scan ultrasonography: a practical approach. Int Ophthalmol Clin 1979;19(4):103–25
9. Williamson TH, Harris A. Color Doppler ultrasound imaging of the eye and orbit. Surv Opthalmol67–40:255;1996
10. Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy of the eye. In: Byrne SF, Green RL, editors. Ultrasound of the eye and orbit. St Louis (MO): Mosby; 2002.p. 223–35
11. Drexler W, Findl 0, Menapace R, et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. Am J Ophthalmol. 1998;126(4):524-534.
12. Hoffer KJ. Modern 10L power calculations: Avoiding error and planning for special circumstances. Focal Points: Clinical Modules for Ophthalmologists. San Francisco: American Academy
13. Retzlaff J: Posterior chamber implant power calculation: Regression formulas. Am Intraocular Implant Soc J 6:268, 1980
14. Sanders DR, Kraff MC: Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. Am Intraocular Implant Soc J 6:263, 1980
15. Basic and Clinical Science Course,2009-2010, Section 3 (Clinical Optics), American Academy of Ophthalmology, The Eye M.D Association.213.
16. Olsen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. Acta Ophthalmol (Copenh) 1989;67:101–2
17. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, et al. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK implant power prediction formulas. J Am Intraocul Implant Soc 1981;7:337–40

18. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. J Cataract Refract Surg 1988;14:136–41
19. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al. A three part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1988;14:17–24
20. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Re-fract Surg 1993;19:700–12
21. Haigis W. Strahldurchrechnung in Gau(beta)scher Optik. In: Proceedings of the fourth DGII-Kongress. Berlin Heidelberg New York: Springer; 1991. p.233–46
22. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. J Cataract Refract Surg2000;26:1233–7
23. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes thathave undergone LASIK. Ophthalmology 2004;111:1825–31
24. Zaldivar R, Shultz MC, Davidorf JM, et al. Intraocular lens power calculations in patients with extreme myopia. J Cataract Refract Surg 2000;26:668–74
25. Habibabadi HF, Hashemi H, Jalali KH, et al. Refractive outcome of silicone oil removal and intraocular lens implantation using laser interferometry. Retina2005;25:162–6
26. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC: Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16:333, 1990 [Errata: J Cataract Refract Surg 16:528, 1990; J Cataract Refract Surg 19:442, 1993]
27. Retzlaff J: Posterior chamber implant power calculation: Regression formulas. Am Intraocular Implant Soc J 6:268, 1980
28. Sanders DR, Kraff MC: Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. Am Intraocular Implant Soc J 6:263, 1980
29. Basic and Clinical Science Course,2009-2010, Section 3 (Clinical Optics), American Academy of Ophthalmology, The Eye M.D Association.213

شكرا لإصغائكم ...