

UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
FES



Année 2014

Thèse N° 109/14

**Optimisation de la commande du stock des implants intraoculaires
dans la chirurgie de cataracte au CHU HASSAN II-FES
(A propos de 1000 cas)**

THESE
PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 30/09/2014
PAR

M. OULEHRI HASSAN
Né le 11/08/1987 à rabat

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE

MOTS-CLES :

Chirurgie de la Cataracte-biométrie-implant intra oculaire- stock

JURY

| | |
|--|-------------------------|
| M. TAHRI HICHAM | PRESIDENT ET RAPPORTEUR |
| Professeur d'Ophtalmologie | |
| M. LAKTAOUI ABDELKADER..... | } JUGES |
| Professeur d'Ophtalmologie | |
| M. BENATIYA ANDALOSSI IDRIS..... | |
| Professeur agrégé d'épidémiologie clinique | |
| M. BERRAHO MOHAMED | |
| Professeur agrégé d'Ophtalmologie | |
| Mme. ALAMI LEENA..... | MEMBRE ASSOCIÉ |
| Docteur pharmacien | |

PLAN

| | |
|--|----|
| I. Introduction | 5 |
| II. Etude théorique | 8 |
| 1. Historique : | 8 |
| 2. Rappel anatomique | 17 |
| 2.1. Généralités : | 17 |
| 2.2. Constitution: | 17 |
| 2.3. Anatomie descriptive | 19 |
| 3. Rappel physiologique | 31 |
| 3.1. Fonctionnalité optique de la cornée | 31 |
| 3.2. Physiologie du cristallin : | 32 |
| 3.3. L'optique de l'œil | 37 |
| 4. Chirurgie de la cataracte | 41 |
| 4.1. Préparation à l'intervention : | 41 |
| 4.2. Extraction du cristallin | 42 |
| 4.3. Implantation | 48 |
| 5. Les implants intra-oculaires utilisés dans la chirurgie de la cataracte | 51 |
| 5.1. Introduction | 51 |
| 5.2. Etat des lieux sur les implants intra oculaires | 51 |
| 5.3 Aspects optiques du cristallin artificiel : | 57 |
| 6. Moyens de mesure de la biométrie oculaire et techniques d'usage | 61 |
| 6.1. Aspects optiques: | 61 |
| 6.2. Mesure de la kératométrie | 62 |
| 6.3. Mesure de la longueur axiale. | 67 |
| 6.4. Position de l'implant : | 79 |
| 6.5. Influence de la position de l'implant dans le calcul de la puissance de l'implant : | 80 |

| | |
|--|-----|
| 6.6. Formules de calcul des implants intra-oculaires. | 81 |
| 6.7. Les sources d'erreur dans le calcul de la puissance d'implant. | 85 |
| 6.8. Quelle formule choisir en pratique ? | 87 |
| 6.9. Particularités des biométries. | 88 |
| 7. Gestion du stock..... | 89 |
| 7.1. Généralités | 89 |
| 7.2. Les politiques traditionnelles d'approvisionnement | 90 |
| III. Etude pratique ----- | 93 |
| 1. Matériels et méthodes..... | 93 |
| 2. Résultats..... | 95 |
| 2.1. Âge et sexe des malades..... | 95 |
| 2.2. Paramètres biométriques. | 97 |
| 2.3. Puissance de l'implant | 101 |
| 2.4. Corrélations des paramètres biométriques | 102 |
| IV. Discussion----- | 119 |
| 1. Le pourcentage des implants intra oculaires à commander en fonction de leurs puissances..... | 122 |
| 2. Analyse de nos résultats | 128 |
| 3. Comparaison de nos principaux résultats avec ceux rapportés dans les principales séries internationales | 131 |
| 3.1. Kératométrie..... | 131 |
| 3.2. La longueur axiale. | 132 |
| 3.3. La profondeur de chambre antérieure | 133 |
| 3.4. Epaisseur du cristallin. | 134 |
| V. Conclusion----- | 135 |
| VI. Résumé ----- | 136 |
| VII. Bibliographie----- | 142 |

Liste des abréviations

| | |
|--------------------------------------|------------------------------------|
| ELP: Effective Lens Position | PPA: Punctum proximum |
| US: Ultra-son | d'accommodation |
| CHU: Centre Hospitalier Hassan II | LIO: Lentille intra oculaire |
| JC: Jésus-Christ | TTV: Température de transition |
| PMMA: Polyméthylmétacrylate- acétate | vitreuse |
| AIC: Angle irido-cornéen | OE: L'oxyde d'éthylène |
| ADN: Acide désoxyribonucléique | nm: Nano mètre |
| ARN: Acide ribonucléique | mm: Millimètre |
| NADH: Nicotinamide adénine | UV: Ultraviolet |
| dinucléotide | GO: Globe oculaire |
| NADPH: Nicotinamide adénine | écho: Echographie |
| dinucléotide phosphate | OCT: Tomographie en cohérence |
| NAD: Le nicotinamide adénine | optique |
| dinucléotide | LASIK: Laser-Assisted In-Situ |
| ADP: Adénosine di phosphate | Keratomileusis |
| ATP: Adénosine tri phosphate | PKR: Photo kératectomie réfractive |
| KG: kilogramme | CA: Chambre antérieure |
| MG: Magnésium | Km: kératométrie moyenne |
| Na+:Ion sodium | |
| K+:Ion potassium | |
| N.C: Notation clinique | |
| PPC: Punctum proximum de | |
| convergence | |

I. Introduction

La cataracte de l'adulte correspond à une opacification acquise du cristallin, le plus fréquemment lié au vieillissement du sujet. D'autres étiologies sont possibles notamment métaboliques, traumatiques ou congénitales.

La cataracte est une affection ubiquitaire qui touche de plus en plus de personnes dans le monde chaque année, d'après l'Organisation mondiale de la santé, la cataracte est la première cause de cécité dans le monde. En 2010, la cataracte a été responsable de 17 millions d'aveugles dans le monde et ce chiffre pourrait être augmenté à 40 millions en 2020. (1)

Une enquête nationale sur les causes et la prévalence des déficiences visuelles a été effectuée au Maroc entre le 15 mai et le 30 juin 1992 par le Ministère de la Santé publique. Cette enquête avait permis d'identifier la cataracte liée à l'âge comme principale cause de cécité (45,5%) et de malvoyance (43,1%) (2).

La prévalence de la cataracte responsable d'une déficience visuelle bilatérale (cécité ou malvoyance, opérable ou non opérable) au Maroc est estimée à 2,1%, ce qui représente environ 533 000 personnes. (3)

Le traitement consiste en le remplacement du cristallin opacifié par un implant dit «pseudophaque» qui rétablit la transparence oculaire mais surtout assure une emmétropie. Ceci grâce à la précision du calcul de la puissance de l'implant, ainsi la chirurgie de la cataracte est devenu une chirurgie réfractive.

Chaque patient a besoin d'un implant d'une puissance adaptée, d'où l'intérêt de méthodes de calcul et de techniques chirurgicales de plus en plus précises.

Le but de notre étude est d'optimiser la commande de ces implants en fonction des données biométriques de notre population.

Il convient de mettre en place un système de gestion du stock des implants intra oculaires afin d'obtenir le meilleur rapport coût/efficacité et de réunir les données nécessaires pour faire en sorte que le réapprovisionnement soit fondé sur des besoins spécifiques à notre population.

L'étude des statistiques biométriques de notre population nous permet de préciser le nombre d'implants nécessaires pour chaque puissance dioptrique.

Nous avons exclu de notre étude les implants phaqes, lorsque l'implantation d'une lentille intra oculaire se fait dans un but purement réfractif en gardant le cristallin.

Grâce à la prise en considération des statistiques biométriques nous pourrions améliorer la disponibilité des différents implants en optimisant la commande en fonction du besoin de notre population.

L'objectif de ce travail est de :

- Définir les caractéristiques de la biométrie oculaire de nos patients candidats à une chirurgie de cataracte grâce aux mesures effectuées par interférométrie (biométrie non contacte) et écho biométrie (biométrie contacte) et de les comparer par rapport aux séries décrites dans la littérature.
- Rappeler les différentes techniques de mesure de la biométrie oculaire et clarifier les formules de calcul de la puissance des implants intra-oculaires et leurs indications.

- Corréler les différents paramètres biométriques de l'œil en fonction du sexe, de la profondeur de la chambre antérieure, de l'épaisseur du cristallin, de la profondeur du vitré et de la longueur axiale.
- Calculer la proportion des différentes puissances d'implants à commander permettant de répondre à la demande de notre population.

II. Etude théorique

1. Historique (4) (5) (6) :

Il y a 4 000 ans un chirurgien décida d'enlever cette opacité blanche qui rendait les gens aveugles et il réalisa la première opération de cataracte. On ne connaît pas son nom mais on sait qu'il a existé. Depuis ce temps reculé, l'intervention a progressé, mais d'une façon assez lente. Il faut savoir qu'après l'an 1 000 on pratiquait cette même opération en France par la technique millénaire qu'on appelle «abaissement du cristallin». Il s'agissait de faire basculer dans l'œil (dans le vitré) le cristallin devenu blanc et opaque (la cataracte), au moyen d'instruments pointus qu'on introduisait sans anesthésie dans le globe oculaire. Il en résulte que le pourcentage de complications devait être assez élevé par cette pratique.

Ce n'est qu'à partir de 1750 que le chirurgien français Jacques Daviel put réaliser la première opération «moderne», avec une véritable extraction et non pas un abaissement du cristallin comme cela se faisait jusque là.

Tout laisse à penser que c'est en Inde que furent pratiquées les premières interventions, car nous avons plus de précisions grâce à des textes sanscrits. Les Grecs, quant à eux, méconnurent la cataracte et il a fallu plusieurs siècles pour qu'on accepte enfin l'idée d'opacification du cristallin. Pour eux, le cristallin était le centre de la vision et, ils ne comprenaient pas que c'était là où se trouvait la cause de la mauvaise vision.

Les Grecs appelaient cela «hypochyma» que les Romains traduiront par le terme «suffusio». Les Arabes, quant à eux, l'appelèrent «déluge d'eau» qui fut traduit en latin par «gutta opacta» ou «cataracta».

De nombreux mythes couraient du temps des romains, dont un qui disait que l'accouchement de la cataracte avait été copié des pratiques animales. On racontait que Lorsqu'une chèvre avait la vision qui baissait, elle allait dans un buisson et se perforait l'œil avec une épine pour abaisser la cataracte gênante.

Une description précise de l'opération fut donnée par le romain Aulus Cornelius Celsus (-25/50 après JC) qui vivait du temps de l'empereur Néron. Il présenta, non seulement, les techniques de l'opération mais également les conditions pour qu'elle soit réussie. On installait le patient dans une pièce lumineuse sur une chaise, un assistant se mettait derrière lui pour lui maintenir la tête, l'opérateur se plaçait face au patient et opérait l'œil droit avec la main droite et l'œil gauche avec la main gauche.

Il introduisait une aiguille (non stérile) dans l'œil en perforant à mi distance entre le limbe (périphérie de la cornée) et le canthus externe, perpendiculairement au globe, sur le méridien horizontal. Quand l'aiguille était rentrée dans l'œil il faisait un mouvement de bascule pour faire tomber le cristallin opacifié dans le vitré. Il fallait parfois faire plusieurs mouvements si l'effet désiré n'était pas obtenu de suite.

Durant le Moyen âge, les médecins arabes conseillèrent une méthode supplémentaire qui consistait à introduire une aiguille creuse pour aspirer les débris du cristallin.

En Europe pendant ce temps et jusqu'au milieu du XVIIIe siècle la seule méthode utilisée était l'abaissement ancestral. Durant ces périodes, c'était surtout des barbiers itinérants qui pratiquaient ce type de chirurgie. Ces opérations n'étaient pas jugées dignes de la pratique des médecins et ils les abandonnaient donc aux barbiers. C'est du haut de leur mépris que les médecins considéraient ces

opérateurs ambulants, car ils se considéraient comme les seuls à parler latin et à connaître les aphorismes d'Hippocrate et les enseignements de Galien.

C'est à la demande de Louis XV que La Martinière, Premier chirurgien du Roi, édicte des règles précises pour la réception des nouveaux chirurgiens et les sépare enfin des Barbiers-Perruquiers. Une réorganisation de la chirurgie, tant dans son enseignement que dans ses règles d'exercice, va enfin voir le jour et contribuer sérieusement au progrès.

Petit à petit on se rendit compte que la cataracte était bien une opacification du cristallin lui-même et pas une membrane qui apparaissait. On vit l'allemand Johannes Kepler (1571-1630) prédire que c'était la rétine qui était le siège de la réception des signaux visuels et que le cristallin ne faisait que focaliser les rayons lumineux à ce niveau. Il publia ces idées en 1610 mais il fallut attendre 100 ans plus tard pour qu'elles soient reprises.

Le premier qui comprit que la cataracte était bien une opacification du cristallin fut Pierre Brisseau (1631-1717) qui, dans un court texte de 1705 décrivit ses résultats des autopsies (Fig.1) .



Figure 1: Illustration extraite du traité de Brisseau (1709)

Ce fut confirmé par Antoine Maître-Jean (1650–1725) qui fit d'importantes expériences sur les animaux en 1707. Les résultats ainsi obtenus furent finalement acceptés à l'Académie de Médecine en 1708.

Le chirurgien français Jacques Daviel (1693–1762) était un médecin qui savait pratiquer l'accouchement du cristallin. Il opéra un de ses patients, un ermite monophtalme du Mont-Aiguille, sur le premier œil traité par abaissement une luxation dans la chambre antérieure l'oblige à l'extraction. Les suites sont désastreuses.

Il s'entraîna alors sur des cadavres et sur des animaux, puis passa à l'homme, en 1750. Il coupait la cornée pour extraire la cataracte, sur environ 180 degrés, dans l'hémicorne inférieure. Pour cela Il commençait l'incision avec une spatule large pour élargir ensuite la kératotomie avec des ciseaux. Il pouvait alors extraire le cristallin opacifié sans problème.

De 1745 à sa mort en 1762, Daviel aurait opéré, par extraction, 206 malades dont 182 avec succès mais nous ne savons pas trop quelle est l'acuité visuelle de ces succès (Fig.2).

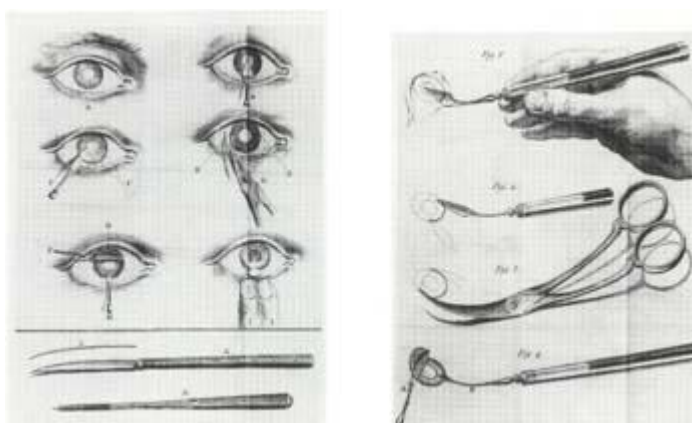


Figure 2 : Technique de Daviel

C'est pendant la célèbre séance du 15 novembre 1752 de l'Académie de Médecine que Daviel décrit son intervention. Cela entraîna des discussions entre les tenants de l'accouchement et ceux de l'extraction du cristallin pendant des dizaines d'années. Il y avait de nombreuses complications par infection ou par hernie de l'iris qui avait tendance à sortir par la kératotomie. Cette technique était réputée être réservée aux chirurgiens habiles: «l'extraction est seulement pour les mains habiles et expérimentées» disait Daviel.

L'animosité entre les deux tendances fut encore plus grande vers la fin du XVIIIe siècle et le début du 19e. Les deux camps s'injuriaient copieusement.

En Angleterre le fameux médecin Percival Pott (1713–1783) s'opposa à cette technique d'extraction. Les chirurgiens se partagèrent en plusieurs clans décrits par Georg Joseph Beer (1763–1821):

« Certains ophtalmologistes anglais rejettent l'extraction pour faire plaisir à M. Pott, d'autres pour sortir de la foule. Un troisième groupe la fit en dépit de la fierté nationale et de la haine de tous les Français. Et un quatrième groupe la fit car ils avaient de mauvais résultats à cause de leurs préjugés ou de leur maladresse». En Italie Antonio Scarpa (1752–1832) penchait pour l'abaissement. Cette technique dura en France jusqu'au milieu du XIXe siècle.

Friedrich Jaeger améliora la méthode d'extraction en faisant une incision de l'hémicornée supérieure, ce qui permettait à la paupière supérieure de maintenir en place le volet cornéen, ce qui entraînait moins d'infections et de complications.

On notait tout de même un assez grand nombre de problèmes, que ce soit une incarceration de l'iris dans la plaie ou une infection (panophtalmie dans 6 à 10% des cas semble-t-il).

Il fallait une large incision pour sortir des cataractes importantes, mais on pouvait alors voir les plus graves complications avec des issues de vitré massives.

Deux modifications importantes ont apportées de grands progrès: Albert Mooren (1828–1899) conseilla de faire une iridectomie et Albrecht Von Graefe (1828–1870) proposa une incision linéaire périphérique qui fut adoptée par tous les ophtalmologistes.

Par la suite plusieurs ophtalmologistes dans le monde reviennent à l'incision courbe appelée « Méthode de Daviel ».

Beer fut le champion de l'extraction en totalité du cristallin (l'extraction intra capsulaire).

L'invention de l'anesthésie générale fut un grand progrès et permit de faciliter grandement la chirurgie dans la seconde moitié du XIXe siècle.

Puis Carl Koller inventa l'anesthésie locale par la cocaïne et celle-ci fut adoptée par beaucoup de chirurgiens.

Ensuite ce fut Henry Willard Williams qui mit des sutures pour fermer l'ouverture de la cornée en 1865.

Anton Elschnig trouva en 1928 une anesthésie locale plus sûre que la cocaïne, la rétrobulbaire qui permettait d'immobiliser l'œil et de bien l'insensibiliser.

Après la deuxième guerre mondiale on assista à l'introduction de la microchirurgie avec les microscopes perfectionnés par Barraquer à Barcelone dans les années cinquante.

On utilisa une enzyme, l'alphachymotrypsine pour détruire la zonule de Zinn et faire une extraction intra capsulaire plus facile (1958). Puis on utilisa

une cryode pour extraire le cristallin une fois que la sonde de cryo l'eut refroidi (1961) (Fig.3).



Figure 3: Extraction de la cataracte à la cryode – Courtesy of the National Library of Medicine – Photo P.Larsen

L'américain Kelman inventa la « phakoémulsification » en 1967 qui permit de fragmenter le cristallin et de ne faire qu'une petite incision (actuellement 1.4 mm à 3.2 mm). On réalise une extraction extracapsulaire du cristallin, en laissant la capsule postérieure qui va maintenir une barrière entre le vitré et le segment antérieur.

Après la chirurgie de la cataracte, l'inconfort visuel provoqué par les verres d'aphaque et les problèmes d'adaptation et de tolérance des verres de contact ont rendu très séduisante l'idée de corriger l'aphaquerie par un cristallin artificiel.

Après la Seconde Guerre mondiale, le médecin ophtalmologiste anglais Ridley eut l'occasion d'observer, chez des pilotes de chasse ayant subi une plaie du globe par fragments de pare-brise de cockpit, l'excellente tolérance de ceux-ci par les milieux oculaires, plusieurs années après le traumatisme, il n'existait aucun signe d'inflammation de l'œil, ni de réaction contre le matériau qui restait parfaitement transparent, ce matériau était le plexiglas (persplex, transpex) ou polyméthylmétacrylate-acétate (PMMA).

Le docteur Ridley eut l'idée de l'utiliser pour réaliser les premiers cristallins artificiels, et c'est en novembre 1949 que fut posé le premier implant.

Malheureusement, il dut être changé rapidement en raison d'une myopisation excessive due à une erreur de calcul de ses rayons de courbure. Ainsi, le premier cristallin artificiel implanté fut également le premier explanté.

Il faut noter que Ridley avait placé l'implant dans le sac cristallinien, position la plus naturelle, après une extraction extracapsulaire. « L'extracapsulaire moderne donne d'excellents résultats, et la capsule postérieure se comporte comme une séparation utile dans l'œil en maintenant le vitré en place, en réduisant le risque de glaucome de l'aphaque ou de décollement de rétine » (Ridley, 1952).

La réalisation de cette chirurgie, difficile à l'époque, et les complications liées au poids et au dessin de l'implant ont fait abandonner cette technique pendant plusieurs décennies.

Progressivement, les techniques chirurgicales se sont modifiées, certains privilégiant l'extraction intracapsulaire avec implant de chambre antérieure, d'autres proposant la fixation de l'implant à l'iris, ou sa position dans le sulcus ou sa suture à la sclère.

Parallèlement, de multiples dessins d'implants étaient imaginés dans l'espoir d'éviter les complications nombreuses rencontrées par les pionniers de la pseudo-phaque (œdème de cornée, décollement de rétine, instabilité de l'implant...).

Actuellement, la technique de la phacoémulsification, l'utilisation de substances viscoélastiques et la géométrie des implants modernes ont permis de revenir à l'implantation dans le sac, idée première de Ridley.

Les exigences de qualité imposent actuellement une extrême rigueur dans les mesures nécessaires au calcul de la puissance de l'implant et dans le choix des formules. Les techniques de mesure et les formules les plus récentes sont à présent suffisamment fiables et performantes pour donner d'excellents résultats dans la très grande majorité des cas.

2. Rappel anatomique

2.1. Généralités (7) (8):

Le globe oculaire est grossièrement sphérique, son diamètre vertical étant d'environ 23 mm, son diamètre antéro-postérieur est un peu plus long : 23.5 mm chez l'emmetrope (plus court chez l'hypermetrope, plus long chez le myope). Son poids est d'environ 7 g, et son volume de 6,5 cm³. L'axe antéro-postérieur du globe est grossièrement sagittal, et forme aussi un écart de 20° environ avec l'axe de l'orbite qui est oblique en avant et en dehors (Fig.4).

En avant, le pôle antérieur de l'œil est tangent au plan qui unit les rebords orbitaires supérieur et inférieur . Latéralement, il est séparé des parois osseuses de l'orbite par un matelas graisseux, beaucoup plus épais en dedans qu'en dehors. Dans cet environnement se développent vaisseaux et nerfs oculo-orbitaires.

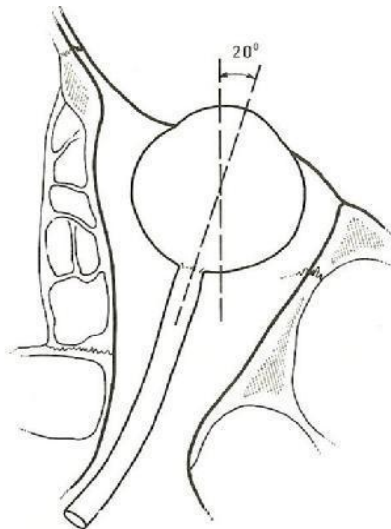


Figure 4 : Situation du globe oculaire dans l'orbite (coupe coronale) (7)

2.2. Constitution (7) (8):

De façon très simple et schématique l'œil est formé d'un contenant et d'un contenu (Fig.5).

Le contenant est représenté par les trois enveloppes de l'œil, qui sont de dehors en dedans :

- un pseudo-squelette : la sclérotique, tissu conjonctif prolongé en avant par la cornée transparente ;
- une tunique intermédiaire essentiellement vasculaire : l'uvée formée en arrière par la choroïde et en avant par le corps ciliaire et l'iris ;
- une membrane profonde, sensorielle et nerveuse, la rétine.

Le contenu de l'œil est représenté par les milieux transparents, qui sont d'avant en arrière :

- l'humeur aqueuse ;
- le cristallin ;
- le corps vitré.

L'ensemble de ces structures est habituellement individualisé, tant sur le plan anatomique que clinique, en deux segments :

Le segment antérieur : comportant d'avant en arrière :

- la cornée;
- l'humeur aqueuse;
- l'iris;
- l'angle irido-cornéen;
- le corps ciliaire;
- le cristallin.

Divisé lui-même en 2 zones :

- la chambre antérieure : entre la cornée et l'iris. Elle est remplie par l'humeur aqueuse.
- la chambre postérieure : entre l'iris et le cristallin.

Le segment postérieur : comportant de dehors en dedans la sclérotique, la choroïde, la rétine et le corps vitré.

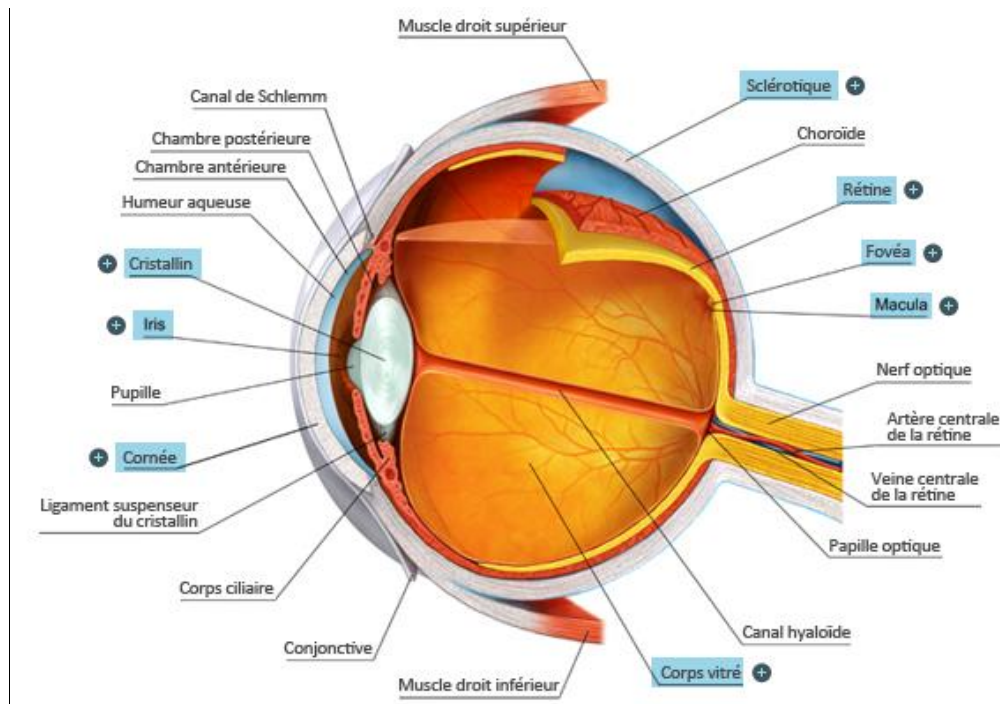


Figure : 5 Éléments constitutifs du globe oculaire (9)

2.3. Anatomie descriptive

2.3.1. Le segment antérieur:

2.3.1.1. La Cornée (10) :

C'est une structure transparente avasculaire, représentant la face antérieure du globe oculaire, premier dioptré optique du système oculaire avec un pouvoir réfractif de 43,5 dioptries, 2/3 du pouvoir réfractif de l'œil, composée de cinq couches tissulaires différentes (Fig.6), sa face antérieure est lisse et convexe, exposé à l'environnement extérieur par l'intermédiaire du film lacrymal protégé par les paupières, Sa face postérieure concave est baignée par l'humeur aqueuse et forme la paroi antérieure de la chambre antérieure de l'œil. En périphérie se trouve le limbe, tissu très vascularisé, réservoir en cellules à haute capacité proliférative.

Ses propriétés optiques dépendent de son anatomie à savoir sa forme elliptique à grand axe horizontale 11 à 12,5 mm, et son axe vertical plus faible de

10 à 11,5 mm, sa courbure avec un rayon de courbure de la face antérieure de 7,8 mm, face postérieure de 6.7 mm (il est mesuré grâce à la kératométrie), l'épaisseur augmente du centre vers la périphérie de 0,45 à 0,7 mm, et la régularité de la surface oculaire et la composition de chaque couche.

Son stroma fait de fibre de collagènes dont l'agencement régulier permet la transparence, ainsi qu'une pompe endothéliale régulant le taux d'hydratation du stroma cornéen.

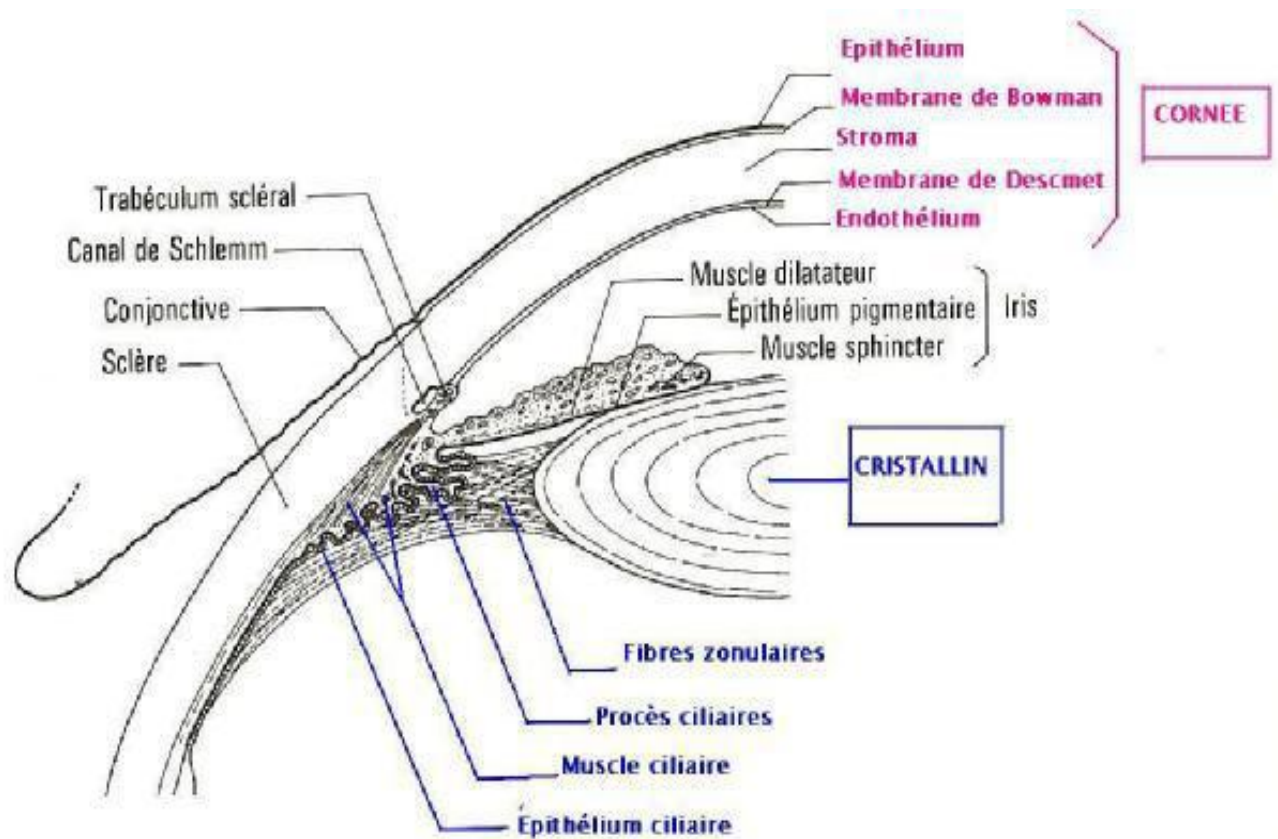


Figure 6 : Anatomie descriptive du segment antérieur (10)

2.3.1.2. Iris (11)

L'iris est une membrane circulaire et contractile de la face antérieure du globe oculaire. Situé dans un plan frontal, coronal, identique à celui du cristallin, l'iris, perforé en son centre par un orifice circulaire, la pupille, sépare les deux chambres

antérieure et postérieure du segment antérieur de l'œil, remplies par l'humeur aqueuse. Il bombe légèrement en avant (Fig. 6).

La contraction et la dilatation de l'iris sont des réflexes physiologiques. Le réflexe photomoteur qui permet d'adapter la vision à la luminosité ambiante, ainsi, quand la luminosité ambiante est forte, l'iris se contracte, ce qui diminue l'intensité lumineuse projetée sur la rétine, et vice-versa. Il s'apparente en cela à un diaphragme [5].

2.3.1.3. La chambre antérieure (10)

Espace compris entre la face postérieure de la cornée et la face antérieure de l'iris, elle reçoit l'humeur aqueuse sécrétée par le corps ciliaire et écoulee dans la chambre antérieure au travers de la pupille (Fig. 7). La chambre antérieure est plus ou moins profonde mesurant 3–4mm [6].

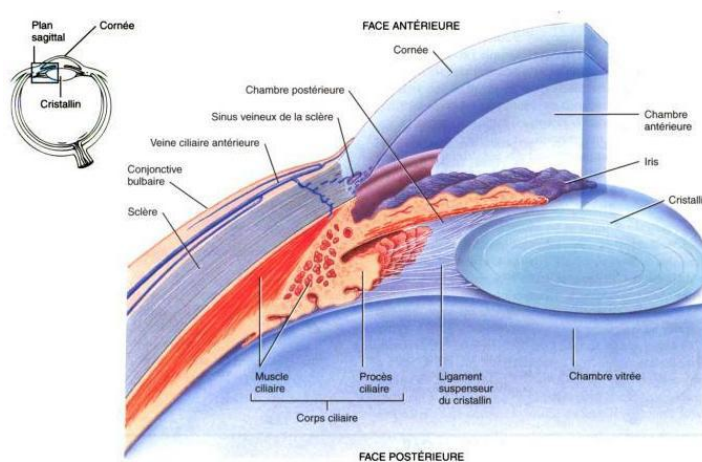


Figure 7 : Chambre antérieure et postérieure de l'œil révélées par une coupe sagittale de l'œil, à la jonction de la cornée et de la sclère (12)

2.3.1.4. L'angle irido-cornéen (13)

C'est l'un des composants majeurs de l'œil formé, par la réunion de trois tissus d'origine embryonnaire différente, la cornée, la sclère et l'iris. Il constitue la

principale voie de résorption de l'humeur aqueuse par le biais d'un de ses éléments essentiels, le trabéculum (Fig. 6).

2.3.1.5. Le cristallin et la zonule

Le cristallin est un élément anatomique du globe oculaire qui appartient au segment antérieur dont il constitue la limite postérieure. C'est une lentille biconvexe, transparente, à focale variable.

Le cristallin n'est ni vascularisé, ni innervé et les échanges se font par diffusion. Il est fixé au corps ciliaire par un système de fibres constituant son ligament suspenseur ou zonule ciliaire de Zinn.

1. Embryologie (14) (15):

Le développement du cristallin se fait en plusieurs stades: (Fig 8)

- Invagination de l'ectoderme en regard de la vésicule optique formant la placode cristallinienne, qui devient la fossette cristallinienne, qui s'approfondit pour former la vésicule cristallinienne, puis la fermeture de cette vésicule sous forme d'un corps sphérique creux c'est l'ébauche du cristallin;
- Les cellules antérieures forment l'épithélium antérieur;
- les cellules de la paroi postérieure forment les fibres primaires qui vont combler progressivement la cavité vésiculaire;
- Les cellules équatoriales, cellules de la zone germinative, donnent naissance aux fibres secondaires qui vont recouvrir progressivement le noyau embryonnaire comme une pelure d'oignon constituent le noyau fœtal, ces deux fibres se réunissent au pôle antérieur et postérieur en dessinant les sutures dites en Y. (Fig 9)

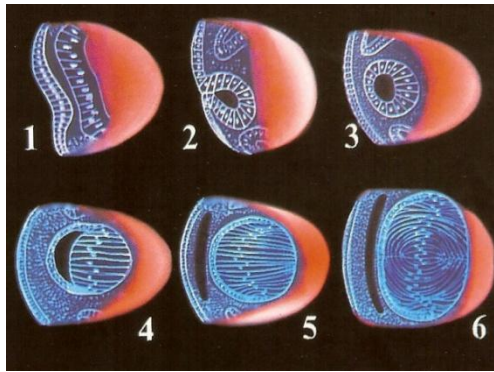


Figure 8 : Développement embryonnaire du cristallin (16)

1 : Stade de la placode cristallinienne – 2 : Formation du puis cristallinien –

3 : Vésicule cristalline – 4 : Allongement vers l'avant des cellules épithéliales postérieures – 5 : Formation des fibres cristallines primaires – 6 : Formation des sutures

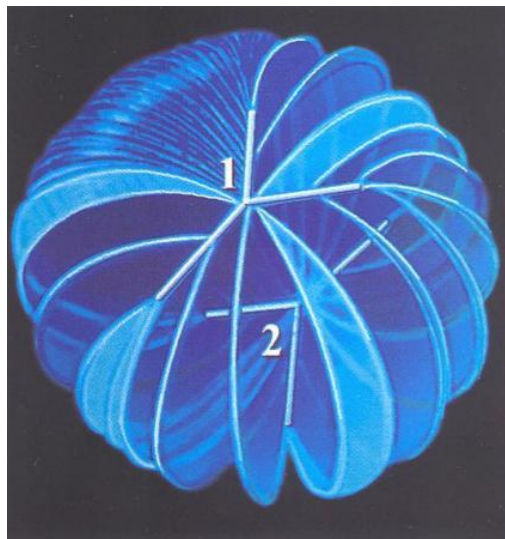


Figure 9 : Cristallin au stade fœtal montrant les sutures en Y (16)

1 : Pôle antérieur-2 : Pôle postérieur

Durant les 4^e et 5^e mois, la zonule vitrénne située entre le corps ciliaire et l'équateur du cristallin est envahie par des fibrilles produites par l'épithélium ciliaire. Ces fibrilles s'organisent en fibres qui s'attachent sur la capsule cristallinienne pour former la zonule définitive.

À la naissance, le système vasculaire hyaloïdien rétro-lenticulaire disparaît totalement et persistera une adhérence capsulo-hyaloïdienne solide.

2. Anatomie descriptive : (16) (14) (17)

a. Anatomie macroscopique :

▪ Cristallin :

Le cristallin a la forme d'une lentille biconvexe aplatie en avant, avec 2 faces, une face antérieure et une postérieure reliées par un équateur, chacune de ces faces est centrées par un pôle antérieur en avant et un pôle postérieur en arrière.

Le cristallin est constitué d'une capsule périphérique qui l'enveloppe, d'un épithélium sous la capsule au niveau de la face antérieure, et de fibres cristalliniennes qui forment sa masse essentielle. (Fig. 10)

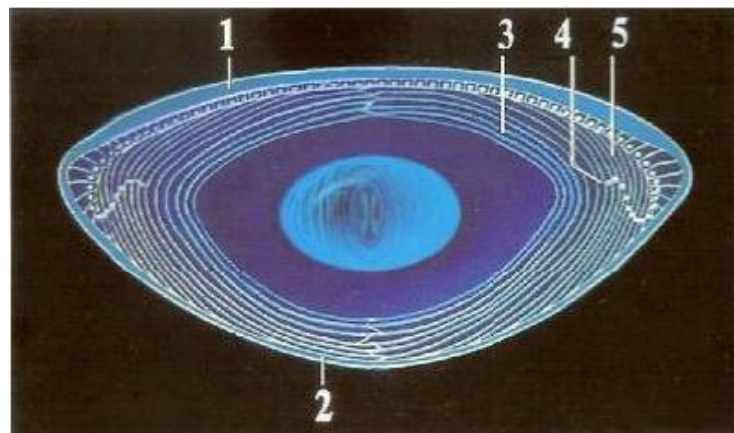


Figure 10 : Coupe horizontale du cristallin adulte (16)

1-Capsule antérieure

2- Capsule postérieure

3-Fibres cristallines

4-Zone de l'arc cristallinien

5-Cortex

- Capsule

C'est une lame basale épaisse qui entoure le cristallin, elle est translucide et rétractile, lieu d'insertion des fibres zonulaires.

- Epithélium

Situé uniquement sur la face antérieure du cristallin, sous jacent à la capsule et s'étendant jusqu'à l'équateur.

- Fibres cristalliniennes

Se juxtaposent au fur et à mesure de leur formation. Juste après la naissance, elles ont pour origine les cellules de l'épithélium antérieur, qui vont basculer au niveau de l'équateur.

L'extrémité des fibres s'allonge pour former des sutures en Y au niveau des deux faces cristalliniennes.

- Zonule ciliaire ou zonula de Zinn:

Ligament suspenseur fixant le cristallin au corps ciliaire, dépourvues d'élasticité il lui transmet l'action du muscle ciliaire.

Elle constitue un anneau de fibres, dites fibres zonulaires allant de la membrane basale du corps ciliaire au niveau de la pars plana, et des vallées des procès ciliaires, jusqu'à la région péri-équatoriale sur la lame basale de la capsule cristallinienne (Fig. 11).

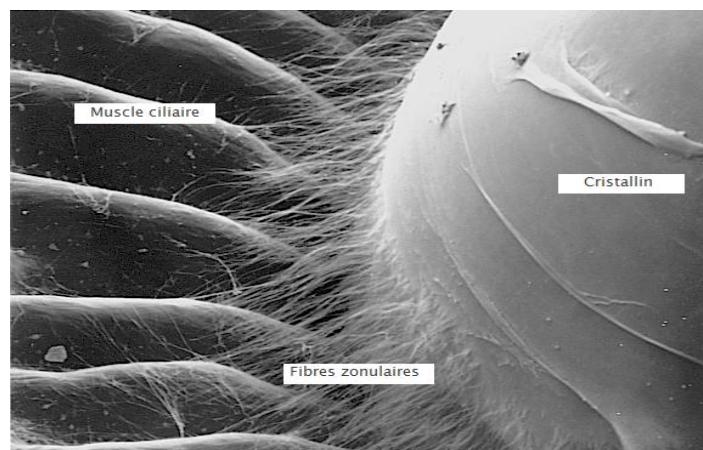


Figure 11: Ultra structure de l'œil, montrant le cristallin la zonule, et le muscle ciliaire (18)

b. Anatomie microscopique :

▪ Cristallin :

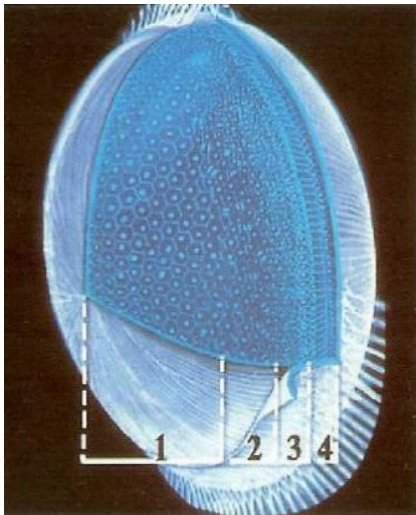
- Capsule cristallinienne : (= cristoalloïde).

Faite de fibres de collagènes sans fibres élastiques de constitution lamellaire avec un aspect homogène, on note aussi la présence de laminines, et de fibronectine.

- Épithélium

Il s'agit d'un épithélium unistratifié dont les cellules sont aplaties et cubiques dans la zone centrale, et allongées et cylindrique dans la région équatoriale. La densité augmente du centre vers la périphérie.

Selon la densité cellulaire ,4 zones sont distinctes : la zone épithélio-centrale, la zone épithélio-distale, la zone mitotique et la zone de protofibres. (Fig. 12)



- 1- Zone centrale
- 2- Zone épithélio-distale
- 3- Zone germinative
- 4- Zone transitionnelle

Figure 12: Les différentes zones de l'épithélium cristallinien (16)

- Fibres cristalliniennes :

Elles présentent une forme hexagonale aplatis, s'étendant toutes de la face antérieure à la face postérieure du cristallin. .

Au cours de la différenciation des cellules épithéliales en fibres cristalliniennes, des protéines spécifiques appelées cristallines (type α , β) synthétisées, s'accumulent dans leurs cytoplasmes, elles augmentent l'indice de réfraction du cristallin. Cet indice de réfraction stable ainsi que l'absence de matrice extracellulaire entre les fibres sont à la base de la transparence et des propriétés optiques du cristallin.

▪ Zonule ciliaire ou zonule de Zinn:

Les fibres sont elles-mêmes constituées de microfibrilles, composées de fibrilline.

c. Anatomie biométrique :

▪ Poids et volume:

Plus lourd chez l'homme que chez la femme, le cristallin subit une croissance linéaire de 30 à 50ans.

▪ Dimensions:

In situ, chez un emmétrope adulte, le diamètre frontal est de 9 à 10mm.

Le diamètre antéropostérieur est de 4 mm, et les rayons de courbures moyennes antérieures et postérieures sont respectivement de 10 mm et 6mm.

Le rayon de courbure antérieur diminue avec l'âge, passant de 15,98 mm à 8 ans, à 8,26mm à 82 ans. La croissance sagittale excède la croissance équatoriale, et après 20 ans, le cristallin devient arrondi.

Les dimensions du noyau demeurant stables, le vieillissement se fait au dépend du cortex cristallinien.

- Variations des dimensions suivant l'accommodation :

Chez le sujet jeune, l'accommodation se fait essentiellement au dépend du dioptre antérieur du cristallin : le rayon de courbure antérieur passe de 10 mm à 6 mm, et le postérieur de 6 à 5,5 mm.

L'accommodation diminue à partir de 45 ans et devient nulle à 70 ans.

3. Rapports du cristallin :

a. Rapports antérieurs :

La face antérieure du cristallin répond à la face postérieure de l'iris. Au centre, celui-ci est percé de l'orifice pupillaire : c'est la zone où le cristallin est explorable cliniquement. À ce niveau, la face antérieure du cristallin est à 4 mm de la face postérieure de la cornée.

Plus en dehors, l'iris d'abord adossé à la face antérieure du cristallin s'en écarte progressivement du fait de la convexité de cette face. Ainsi, se trouve la chambre postérieure limitée entre l'iris et le cristallin.

b. Rapports postérieurs :

En arrière, le cristallin répond au vitré, limité en avant par la hyaloïde antérieure. Cette dernière présente une forte adhérence circulaire à la face postérieure du cristallin par le ligament de Berger-Wierger, fragile chez l'adulte et le sujet âgé, il entoure la fossette patellaire ou area de Vogt. En dehors du ligament de Berger, le cristallin répond à un espace rétro-zonulaire virtuel : le canal de Hannover.

c. Rapports latéraux :

L'équateur du cristallin répond en dehors à la zonule de Zinn qui forme deux plans antérieur et postérieur, séparés par l'espace de Petit.

2.3.1.6. Corps ciliaire [20]

C'est le segment intermédiaire entre la choroïde en arrière et l'iris en avant, au niveau duquel la rétine et la choroïde, nettement différenciées au pôle postérieur, fusionnent. Il donne insertion à la zonule jouant ainsi un rôle essentiel dans l'accommodation. C'est aussi l'organe sécréteur de l'humeur aqueuse.

Le corps ciliaire se présente macroscopiquement comme un anneau asymétrique placé en regard de l'équateur du cristallin. Il est grossièrement triangulaire à la coupe avec une base, une pointe et deux faces.

2.3.2 Le segment postérieur

Il comporte de dehors en dedans la sclérotique, la choroïde, la rétine et le corps vitré.

2.3.2.1. Sclérotique (17) (19)

La sclérotique est une tunique opaque inextensible, faite de tissus fibreux denses, qui recouvrent les 4 /5 postérieurs du globe oculaire qu'elle protège.

Elle donne insertion aux muscles oculo-moteurs, livre passage aux éléments vasculo-nerveux du globe oculaire et contribue à la formation de l'angle irido-cornéen et du limbe .

Ainsi, la sclère assure une rigidité au globe et une protection des milieux intra-oculaires contre les chocs et les rayons lumineux .

2.3.2.2. La choroïde (17)

La choroïde constitue la partie postérieure de l'uvée, elle est située entre la sclérotique en dehors et la rétine en dedans. Elle n'est séparée de la sclère que par une cavité virtuelle, l'espace supra-choroïdien.

La choroïde est richement vascularisée, c'est un organe nourricier qui vascularise l'épithélium pigmentaire et les photorécepteurs de la rétine.

Elle est ainsi la membrane vasculaire de l'œil, qui permet la nutrition des couches internes de la rétine. Elle constitue l'uvée postérieure (l'uvée antérieure étant l'iris et le corps ciliaire).

2.3.2.3. Le corps vitré (17)

Le vitré est une substance semi liquide qui remplit la cavité oculaire en arrière du cristallin. Il représente 6/10 du globe oculaire. Il se moule sur les organes qui l'entourent, épouse donc en arrière le contour sphérique du globe et est déprimé en avant à sa partie centrale par le cristallin en une fossette patellaire.

En microscopie électronique, le corps vitré apparaît constitué de fins filaments répartis au sein d'une matrice extracellulaire amorphe.

2.3.2.4. La rétine (17)

L'enveloppe interne du globe oculaire, la rétine, tapisse les trois quarts postérieurs du globe oculaire et constitue l'amorce de la voie visuelle.

La rétine est un tissu neurosensoriel destiné à recevoir les impressions lumineuses, et à les transmettre au cerveau par le nerf optique, grâce aux photorécepteurs en synergie avec l'épithélium pigmentaire. C'est une fine membrane qui s'étend à partir du nerf optique en arrière, et tapisse toute la face interne de la choroïde pour se terminer en avant en formant une lignée festonnée, nommée « l'ora serrata ».

3. Rappel physiologique

3.1. Fonctionnalité optique de la cornée (20)

La puissance dioptrique de la cornée qui est de 43 dioptries est décomposé d'un dioptre cornéen antérieur de 49 dioptries et un postérieur de -6 dioptries.

En passant d'un milieu à un autre, la trajectoire du faisceau lumineux se dévie selon les lois de Descartes (Fig.13). Le déplacement du faisceau lumineux entraîne différents phénomènes : la diffusion, la réflexion et la réfraction.

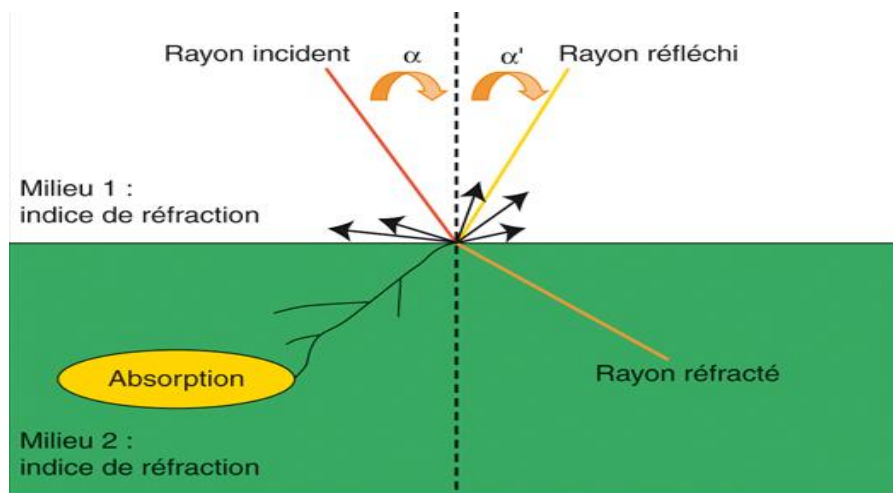


Figure 13: Loi de Descartes

Réflexion : le rayon incident, le rayon réfléchi et la normale appartiennent au même plan : le plan d'incidence. L'angle de réflexion α' est égal à l'angle d'incidence.

Réfraction : le rayon incident, le rayon réfracté et la normale appartiennent au même plan : le plan d'incidence. Il y a un rapport constant entre les sinus des angles d'incidence et de réfraction. $\sin \alpha_1 / \sin \alpha_2 = n_2 / n_1$; n_2 (1 étant l'indice relatif du milieu 2 par rapport au milieu 1). C'est-à-dire $n \sin \alpha = \text{constante}$, c'est l'invariant de Descartes.

La diffusion c'est la perte d'une partie de la lumière transmise par l'interaction des rayons avec la matière, négligeable en condition physiologique (cornée saine).

3.2. Physiologie du cristallin : (16) (21)

Le cristallin est un organe avasculaire et non innervé, sa nutrition est assurée par l'humeur aqueuse et son métabolisme est lent.

Sa propriété essentielle est sa plasticité qui lui permet de modifier ses rayons de courbure et son indice de réfraction lors de l'accommodation, permettant ainsi la mise au point de l'image sur la rétine pour la vision de près.

3.2.1. Principales constantes chimiques du cristallin :

Le cristallin focalise la lumière sur la rétine de façon précise, malgré sa croissance continue. Ceci est assuré grâce à une synthèse protéique permanente permise par un apport constant en aminoacides malgré une faible concentration de ces acides aminés dans le sang à un âge avancé.

3.2.1.1 La teneur en eau :

Le cristallin est relativement pauvre en eau : 65 % ce qui lui confère un indice de réfraction élevé par rapport au milieu aqueux où il baigne. Cette teneur diminue avec l'âge, et du cortex vers le noyau.

Cette eau se trouve sous deux formes :

- 52 % sous forme libre.
- 13 % sous forme liée aux colloïdes.

3.2.1.2 Les acides aminés et les peptides :

Ils sont à une faible concentration dans l'humeur aqueuse et sont transportés activement dans le cristallin.

3.2.1.3 Les acides nucléiques :

La synthèse protéique dépend des acides nucléiques. L'ADN (acide désoxyribonucléique) est présent dans quelques cellules du cristallin, l'épithélium et le cortex.

La durée de vie de l'ARN (Acide Ribodésoxynucléique) messenger est plus importante permettant la poursuite des synthèses protéiques.

3.2.1.4 Les nucléotides pyrimidiques :

Ils sont représentés par NAD⁺ (Nicotinamide Adénine dinucléotide), NADH (Nicotinamide adénine dinucléotide réduit), NADP (NAD phosphate), et NADPH (NAD phosphate réduit).

3.2.1.5 Les phosphates organiques :

L'ATP (Adénosine triphosphate) et l'ADP (Adénosine diphosphate) constituent l'essentiel des phosphates de haute énergie.

Ils sont principalement retrouvés dans l'épithélium et le cortex : régions métaboliquement les plus actives.

3.2.1.6 Les hydrates de carbone :

On trouve principalement le glucose qui est surtout présent dans les espaces extracellulaires sous forme libre, et de petites quantités de fructose, de glycogène et de sorbitol.

Une concentration excessive de sucre dans l'humeur aqueuse est toxique pour le cristallin, conduisant à la cataracte.

3.2.1.7 Les ions inorganiques :

Le cristallin maintient une concentration élevée de potassium (K⁺) (114 à 130 mEq/Kg d'eau) et basse de sodium (Na⁺) (14 à 26 mEq/ Kg d'eau) par rapport à l'humeur aqueuse.

Dans la cataracte, leurs concentrations respectives tendent à se rééquilibrer.

Le Na⁺ et le K⁺ sont essentiellement sous forme libre, échangeables. 15 % sont sous forme liée et le degré de liaison est variable de la capsule au noyau. Les chlorures sont étroitement associés au sodium et représentent 18,5 mEq/Kg d'eau par rapport aux 105 mEq/Kg d'eau dans l'humeur aqueuse.

Le calcium joue un rôle dans la perméabilité cellulaire malgré sa faible concentration (0,14 µg/mg de poids sec) mais augmente dans les cristallins cataractés. Le magnésium demeure constant et joue le rôle d'un cofacteur dans les réactions enzymatiques. On retrouve également les sulfates, et à l'état de trace : le Fer, le Cuivre, le Manganèse, le Zinc, le Sélénium, le Baryum, le Strontium, le Silicone et le Molybdène. Leurs taux variant avec l'âge et la cataracte.

3.2.2. L'accommodation :

L'accommodation est la propriété que possède le cristallin de modifier sa puissance de manière à ce que l'image rétinienne reste nette quand l'objet se déplace entre le punctum remotum et le punctum proximum.

Le punctum remotum est la limite distale de vision, située à l'infini pour un œil emmétrope. Le punctum proximum est le point le plus rapproché qui peut être vu net. La distance en mètres séparant ces deux points s'appelle le parcours accommodatif.

Dans la vision de près, la puissance réfractive du cristallin augmente de 10 dioptries. Cette puissance maximale est appelée la puissance accommodative et elle diminue avec l'âge et atteint pratiquement 0 vers l'âge de 70 ans : c'est la presbytie.

3.2.3. La nutrition du cristallin :

Le cristallin est un tissu exclusivement épithélial et de ce fait avasculaire.

Sa nutrition est donc assurée par l'humeur aqueuse grâce à des échanges qui se font à travers la capsule.

Cette capsule est beaucoup plus perméable surtout vis-à-vis des molécules chargées positivement car elle est chargée négativement, mais la pénétration intracristallinienne est contrôlée par l'épithélium qui règle les échanges en fonction des besoins du cristallin. Cet épithélium est le siège de différentes pompes biologiques.

3.2.4. La synthèse protéique dans le cristallin:

On distingue par ordre de complexité croissante : les acides aminés, les peptides et les protéines qui sont des macromolécules. Ces protéines sont divisées à leur tour en holoprotéines dont l'hydrolyse ne fournit que les acides aminés et les hétéroprotéines qui fournissent, en plus des acides aminés, des groupements non protéiques.

Une quinzaine d'acides aminés sont individualisés par chromatographie dont un est propre au cristallin: c'est l'acide ophtalmique.

La synthèse protéique a lieu principalement dans l'épithélium et le cortex externe du cristallin.

Des cristallines spécifiques apparaissent à des périodes différentes et dans des régions cristalliniennes différentes tout au long du développement. Ainsi la synthèse des Gama cristallines cesse juste après la naissance, la principale cristalline néonatale est l'Alpha cristalline, ensuite vient la Bêta cristalline.

Ces protéines cristalliniennes ont une spécificité d'organe et non d'espèce, et il semble que les Alpha cristallines en soit le support.

La conséquence clinique de cette spécificité d'organe est l'auto sensibilisation possible d'un individu vis-à-vis de ses propres protéines cristalliniennes habituellement isolées par la capsule.

Les anticorps d'un individu peuvent réagir contre ses propres protéines cristalliniennes libérées à cause d'une rupture capsulaire traumatique ou au cours d'une chirurgie de la cataracte. Ceci peut engendrer une réponse inflammatoire sévère.

3.2.5. Fonctions énergétiques au sein du cristallin :

L'apport continu de glucose, d'oxygène et de différents nutriments, permet au cristallin avasculaire de produire l'énergie (sous forme d'ATP) nécessaire au mécanisme de transport actif et à la synthèse protéique.

L'essentiel de la consommation énergétique a lieu dans l'épithélium, site de tous les transports actifs.

Le métabolisme du glucose, par l'intermédiaire de la glycolyse anaérobie, génère les 2/3 de l'ATP nécessaire au cristallin, le reste est produit par le métabolisme oxydatif du cycle de Krebs.

3.2.6. Les bases physiques de la transparence cristallinienne:

La transparence à la lumière est une qualité fondamentale du cristallin.

Cette propriété est assurée grâce au taux élevé de protéines (35% de la masse fraîche).

Dans les fibres intactes, ces protéines sont arrangées régulièrement et de façon serrée. Il n'y a pas de différence de densité de ces protéines diffusant la lumière à l'intérieur du cristallin : c'est la base physique de la transparence cristallinienne.

Le maintien de la transparence est étroitement lié à l'homogénéité parfaite des différents composants du cristallin, c'est-à-dire la régularité de toutes les structures

moléculaires et cellulaires. Chaque trouble de cette régularité mène à un procédé réactif opacifiant le cristallin. L'intégrité de la capsule est également nécessaire au maintien de la transparence cristallinienne.

3.3. L'optique de l'œil (22)

3.3.1. Le mécanisme de la vision

L'œil est l'organe de la vision en tant qu'instrument optique en raison de ses composants anatomique. Pour percevoir une image, plusieurs facteurs et élément entrent en jeu, tels que la cornée, le cristallin, la rétine, le nerf optique, la voie visuelle, et le cerveau.

Le rayon lumineux passe à travers la cornée, la pupille, le cristallin qui le focalise sur la rétine puis l'information de l'image ainsi captée par la rétine sera transmise au nerf optique qui à son tour conduit cette information à travers la voie visuelle jusqu'au cortex cérébral de l'occiput, qui va analyser cette information permettant à la personne de percevoir l'image de la vision.

La vision peut se décrire de plusieurs façons :

- **Acuité visuelle :**

C'est la capacité à discerner de fins détails comme reconnaître un visage au loin ou de lire (c'est la macula qui en est responsable).

- **La réfraction de l'œil**

Le dioptre de l'œil doit donner une image nette sur la rétine d'un objet visuel, sans accommodation surajoutée, lorsque celui-ci est situé à l'infini, ou avec accommodation surajoutée, lorsqu'il est plus rapproché.

La réfraction de l'œil désigne le pouvoir réfractif global de l'ensemble des milieux oculaires. Il est égal à la somme du pouvoir réfractif D des surfaces de

transitions entre les milieux d'indices de réfraction différents qui se succèdent dans l'œil, de la surface antérieure de la cornée à la rétine (Fig.14).

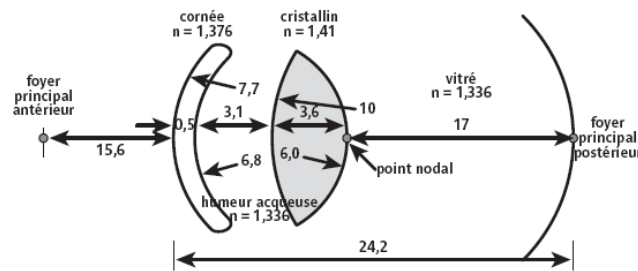


Figure 14 : (GP Paliaga). Coupe de l'optique oculaire et indices de réfraction des milieux oculaires (les chiffres indiquent les longueurs et les rayons de courbure.

Pour le clinicien, cependant, le terme de « réfraction » désigne de façon usuelle le rapport entre la réfraction globale et la longueur axiale de l'œil. Cependant, si les deux grandeurs sont en adéquation, l'œil est emmétrope ; si elles ne le sont pas, l'œil est amétrope, hypermétrope ou myope, sans ou avec un astigmatisme surajouté.

3.3.2. La lentille convergente de l'œil

La lentille convergente de l'œil est une lentille épaisse d'une puissance totale d'un peu plus de 60 dioptries. Elle est composée de deux lentilles principales :

- La face antérieure de la cornée d'une puissance de 40 à 45 dioptries ;
- Le cristallin (une succession de transitions) d'une puissance d'environ 10 dioptries.

Les deux lentilles donnent une image inversée O' d'un objet O .

Lorsque les rayons passant près de l'axe optique sont légèrement moins réfractés que ceux qui passent plus en périphérie, on parle alors d'aberration sphérique.

L'aberration positive ne joue qu'un rôle minime. Elle ne devient un facteur de gêne qu'après une opération de chirurgie réfractive.

3.3.3. L'œil emmétrope et l'œil amétrope

Dans l'œil emmétrope la réfraction globale et la longueur axiale de l'œil sont en adéquation, indépendamment de la dimension du globe oculaire.

En vision de près, le pouvoir d'accommodation du cristallin (qui se bombe), permet d'avancer le point focal devant la rétine pour conserver une concentration sur la rétine des rayons lumineux qui ne sont plus parallèles mais divergents donc l'œil emmétrope fait une mise au point entre le punctum proximum (vers 25 cm pour un œil jeune, plus pour le presbyte) et le punctum remotum (à l'infini).

- **Le Punctum proximum** est le point le plus proche que l'on peut voir distinctement. Il en existe deux types: l'un de convergence et l'autre d'accommodation.
 - Le punctum proximum de convergence (PPC): c'est le point le plus proche pour voir simple l'image des deux yeux, ce point existe en présence d'une vision binoculaire efficace.
 - Le punctum proximum d'accommodation (PPA): C'est le point le plus proche qu'un œil peut voir nettement, en accommodant au maximum mais avec l'âge, ce point s'éloigne progressivement de l'œil, c'est la presbytie.
- **Le punctum remotum** est le conjugué de la rétine à travers l'œil quand celui-ci n'accommode pas. C'est-à-dire que c'est le point le plus éloigné que puisse voir l'œil sans mettre en jeu son accommodation.

L'image d'un objet visuel situé à l'infini se forme sur la rétine dans l'œil non accommodant (c'est-à-dire désaccommodant). L'œil emmétrope voit mieux au loin, sans aucune lentille devant l'œil. Il voit plus mal si l'on place une lentille sphérique ne serait-ce que de +0,25 dioptries devant lui (fig 15 E, a-b).

Dans l'œil myope la réfraction globale est trop forte par rapport à la longueur axiale de l'œil (fig 15 M). L'image d'un objet visuel situé à l'infini se forme en avant de la rétine, même dans l'œil non accommodant.

Dans l'œil hypermétrope la réfraction globale est trop faible par rapport à la longueur axiale de l'œil (fig 15 H). L'image d'un objet visuel situé à l'infini se forme en arrière de la rétine dans l'œil non accommodant.

L'optique est « stigmatte », si la réfraction globale est la même selon tous les méridiens. Si, au contraire, la réfraction globale varie progressivement selon les méridiens, en passant d'une valeur minima à une valeur maxima, l'optique est « astigmatte ».

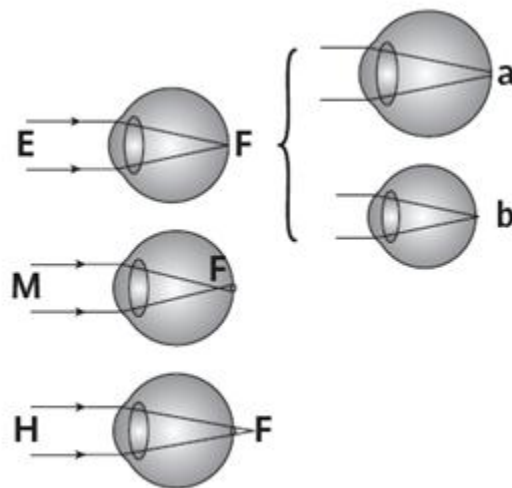


Figure 15 : (d'après G.P.Paliga). E a et b : l'œil emmétrope ; M : l'œil myope ;
H : l'œil hypermétrope

4. Chirurgie de la cataracte

4.1. Préparation à l'intervention : (23)

Afin d'obtenir une mydriase per opératoire efficace et un bon relâchement zonulaire on procède à l'instillation répétée toutes les dix minutes pendant l'heure qui précède l'intervention d'une goutte de collyre tropicamide (Mydriaticum®) et une goutte de collyre au sulfate neutre d'atropine à 0,5 %.

4.1.1. L'anesthésie

L'anesthésie est essentiellement délivrée de façon locale, sauf dans certaines situations particulières (cataracte de l'enfant, déficience mentale, etc...). Elle consiste soit en l'injection orbitaire de produits anesthésiques (injection péri ou rétro bulbaire), soit en l'administration de gouttes d'anesthésiques locaux (anesthésie topique).

La réalisation d'une anesthésie locale ou topique conjuguée à la réduction de la taille de l'incision oculaire ont permis d'accélérer la récupération visuelle, et de réduire le taux de certaines complications rétinienne ou infectieuses. Ainsi, la chirurgie de la cataracte peut être effectuée en routine avec une gestion ambulatoire. Sa durée est aujourd'hui proche d'une quinzaine de minutes en moyenne.

4.1.2. Antisepsie

La chirurgie de la cataracte est effectuée sous contrôle visuel indirect, à travers l'oculaire du microscope opératoire. Afin de réduire le risque d'infection postopératoire (endophtalmie), cet acte s'effectue dans des conditions d'asepsie chirurgicale strictes.

4.2. Extraction du cristallin

L'extraction du cristallin et des masses cristalliniennes doit se faire de façon la plus totale possible, de manière à éviter les phénomènes inflammatoires phacoantigéniques ainsi que le risque d'hypertonie oculaire.

Pour cela plusieurs méthodes sont possibles selon les cas : l'extraction intra capsulaire emportant toute la masse cristallinienne ainsi que la capsule et la zonule ; l'extraction extracapsulaire respectant la zonule et la capsule postérieure.

4.2.1. Extraction intra capsulaire : (23)

Elle correspond à l'extraction du cristallin avec sa capsule, c'est-à-dire dans sa totalité.

L'extraction intra capsulaire a été pratiquée durant plusieurs décennies avant d'être progressivement abandonnée. Elle nécessite une incision large d'environ 160 degré. L'extraction du cristallin à la pince, à la cryode ou à l'anse pouvait se compliquer dans certains cas d'une issue de vitré difficile à gérer à une époque où la vitrectomie se faisait « à la mouillette ». Il était indispensable de pratiquer systématiquement une iridectomie périphérique pour éviter un blocage pupillaire secondaire sur la hyaloïde antérieure ou le vitré.

Les indications actuelles de cette chirurgie sont devenues exceptionnelles.

4.2.2. Extraction extra capsulaire (EEC): (24) (25)

Selon l'âge du patient, l'état du segment antérieur et la consistance du noyau, on peut l'effectuer de plusieurs façons:

a) EEC manuelle

Consiste à pratiquer une petite incision cornéenne à 12 h (Fig. 17), dilatation pupillaire à l'adrénaline, coloration capsulaire, injection de méthyle cellulose en chambre antérieure permettant l'introduction d'un kystitome pour effectuer une capsulotomie antérieure large en « timbre de poste » (Fig. 16). La kératotomie limbique est ensuite élargie aux ciseaux courbes sur 160° (Fig. 18). L'extraction du noyau se fait après mobilisation par massages pression contre pression (Fig. 19). Le cortex est ensuite retiré par aspiration à la canule de Charleux ou après mise en place d'une canule double courant, puis implantation (Fig. 20) et enfin mise en place de points de suture au monofilament 10/0 (Fig. 21-22).

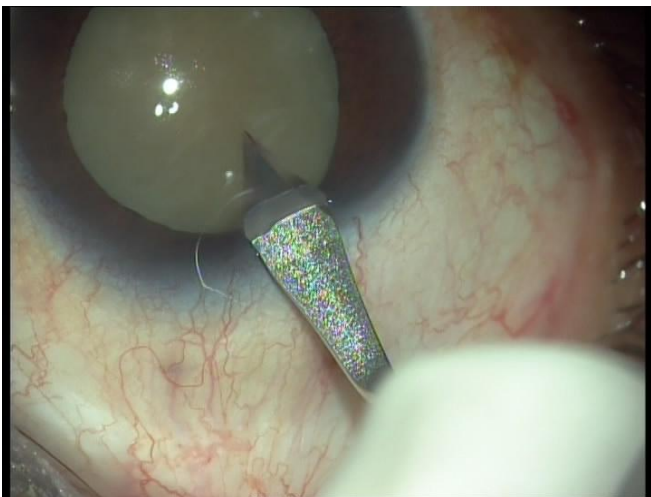


Figure 17: Incision cornéenne (photo du service)

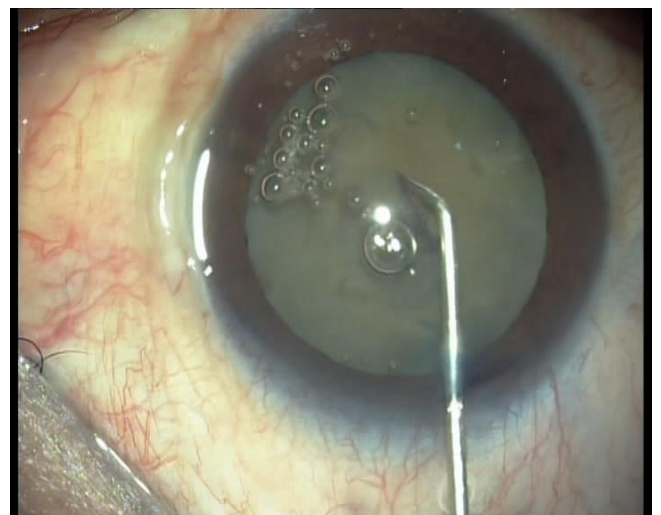


Figure 16: Capsulotomie antérieure en timbre-poste (photo du service)

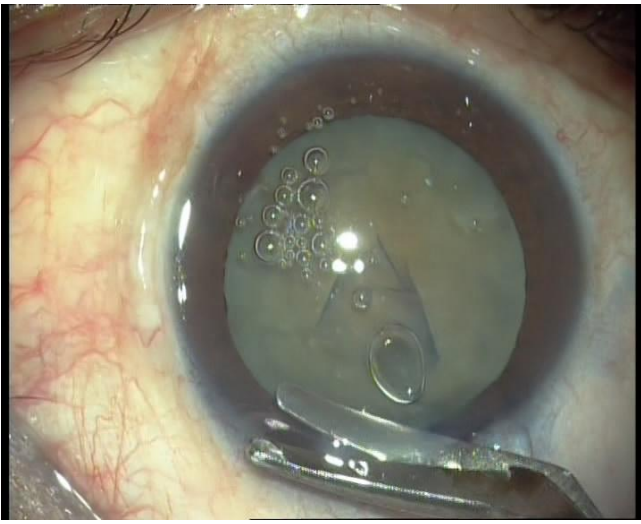


Figure 19: Elargissement limbique de la kératotomie (photo du service)

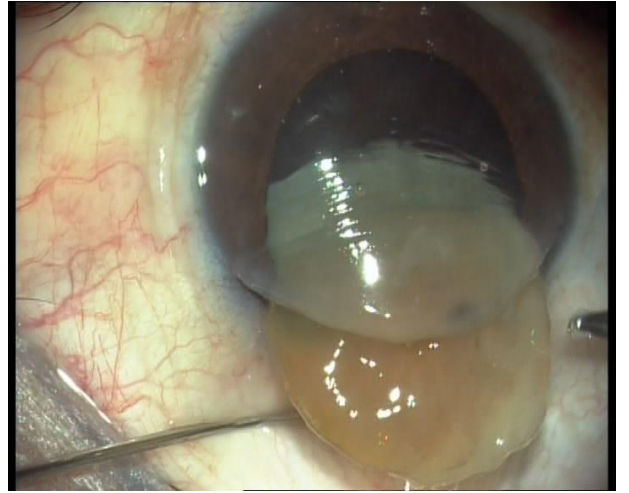


Figure 18: Accouchement du cristallin (photo du service)

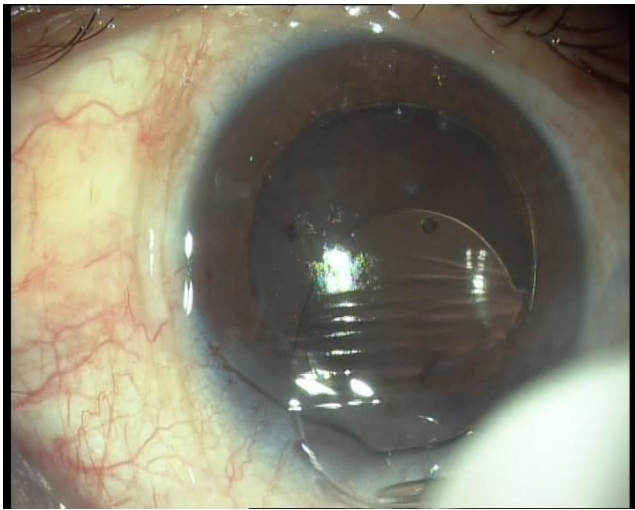


Figure 20: Implantation (photo du service)

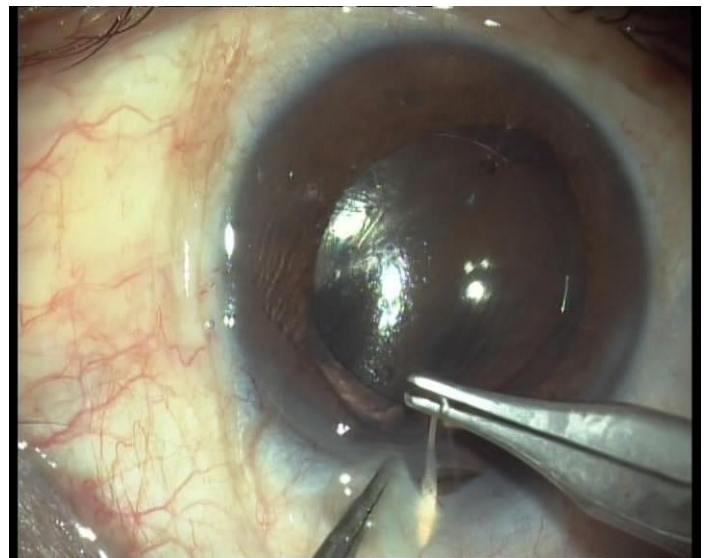


Figure 21: Suture aux monofilament 10/0 (photo du service)

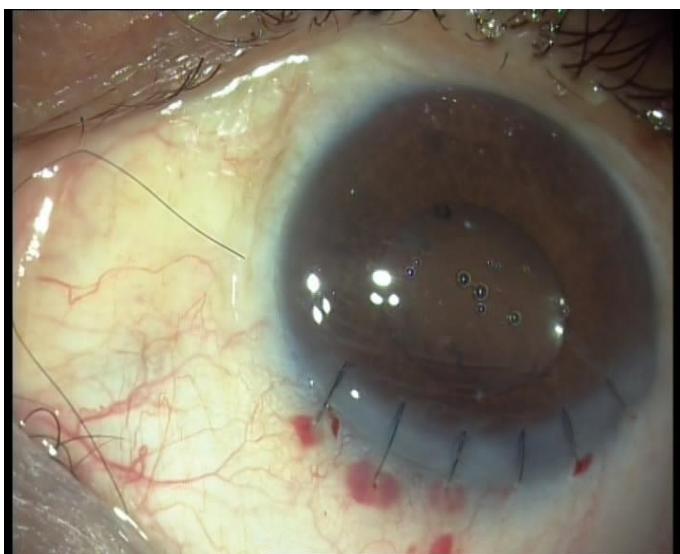


Figure 22: Résultat en fin d'intervention (photo du service)

b) Phacoémulsification avec aspiration du cortex

Toujours après incision cornéenne de plus en plus réduites de nos jours effectuée par un instrument calibré en micro-incision, cette incision est étroite : 1.8 mm. Elle permet le passage des instruments et canules utilisés pour la chirurgie. Une deuxième incision latérale (<1 mm) est réalisée pour le passage du micro manipulateur, puis on procède à l'injection d'adrénaline, coloration capsulaire, et injection de produit viscoélastique lourd dispersif permettant la réalisation d'une ouverture de la capsule antérieure, cette capsule est « déchirée » au centre, puis cette déchirure est guidée par une micro-pince de manière à réaliser une ouverture circulaire centrée dont le diamètre est proche de 5.5 mm, cette étape est appelée le capsulorhexis (Fig. 23).

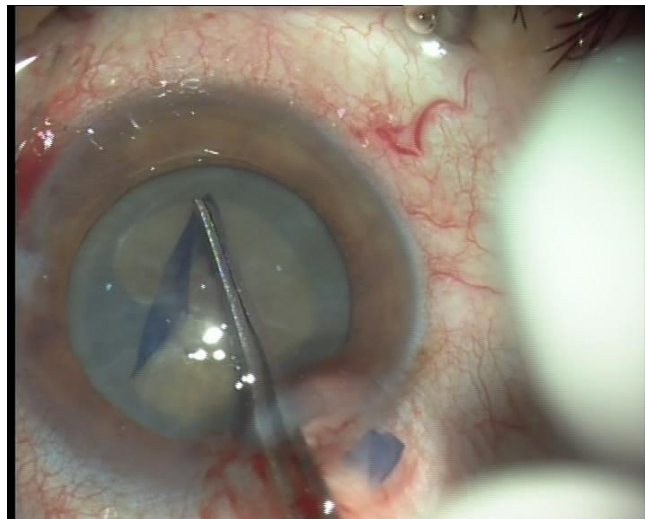


Figure 23: Capsulorhexis réalisé à l'aide d'une pince (photo du service)

Puis la fragmentation du noyau cristallinien qui est provoquée par l'énergie mécanique délivrée au contact du cristallin sous la forme de vibrations de fréquence ultrasonique par la tête métallique du phacoémulsificateur (Fig. 25). Elle est également aidée par des manœuvres chirurgicales endoculaires dites de « cracking » ou de « chop » (Fig. 24).

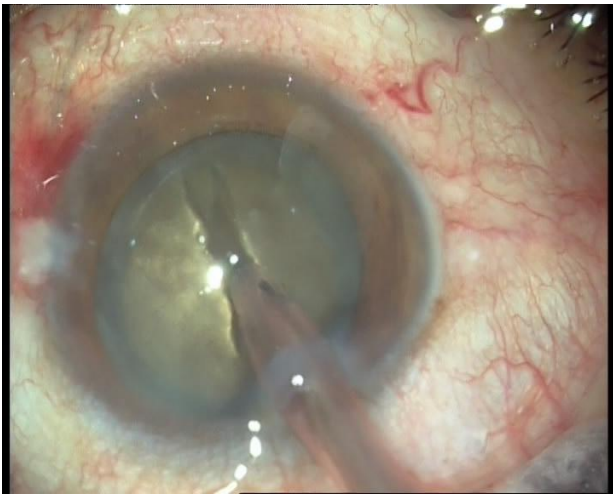


Figure 25: La phacoémulsification: réalisation des sillons (photo du service)

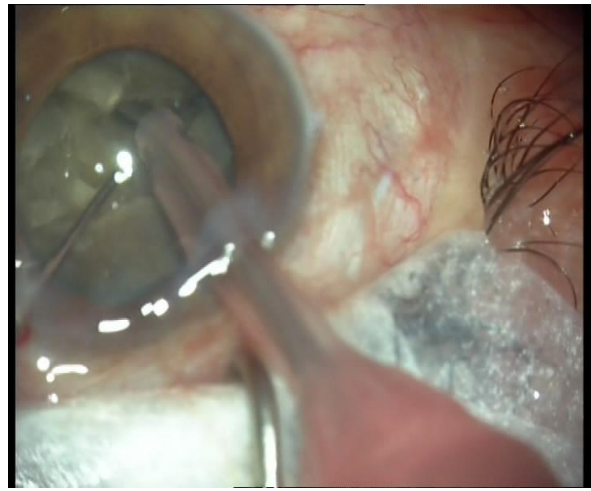


Figure 24: la manœuvre de « cracking » (photo du service)

Une irrigation permanente de solution saline isotonique évite l'affaissement des chambres postérieures et antérieures. Vibrations, aspiration et irrigation peuvent être introduite dans la chambre antérieure de l'œil par l'extrémité d'une pièce à main unique (chirurgie coaxiale) (Fig. 26), ou peuvent être accomplies par deux embouts séparés et introduits par deux incisions latérales (chirurgie dite bi-manuelle). La gestion de l'intensité des ultrasons, des débits d'aspiration et d'irrigation des fluides est contrôlée en permanence par la console de phacoémulsification, sur laquelle sont reliée les tubulures et l'alimentation électrique de la pièce à main. Au cours de l'acte chirurgical, le chirurgien dispose de substances viscoélastiques injectables participant au maintien des volumes oculaires et assurant la protection de la couche endothéliale cornéenne.

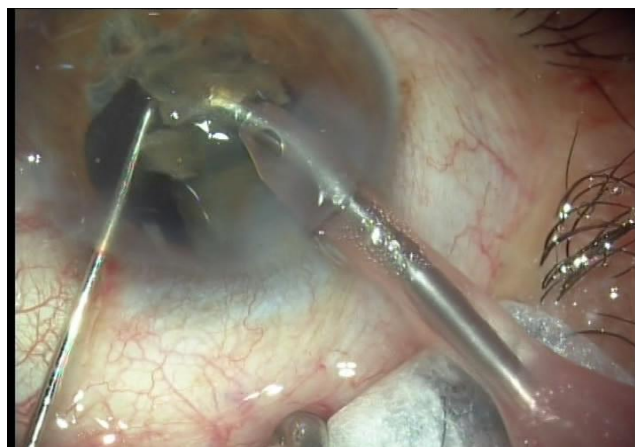


Figure 26: Phacoaspiration des masses (photo du service)

Le respect de cette tunique cellulaire fragile et qui ne peut se régénérer est essentiel pour éviter un œdème cornéen transitoire ou définitif en postopératoire.

Ensuite ablation du cortex cristallin par irrigation aspiration à l'aide d'une deuxième pièce à main.

Après un bon nettoyage et mise en place de produit viscoélastique cohésif, on réalise l'injection d'un implant pliable dans le sac (Fig. 27).

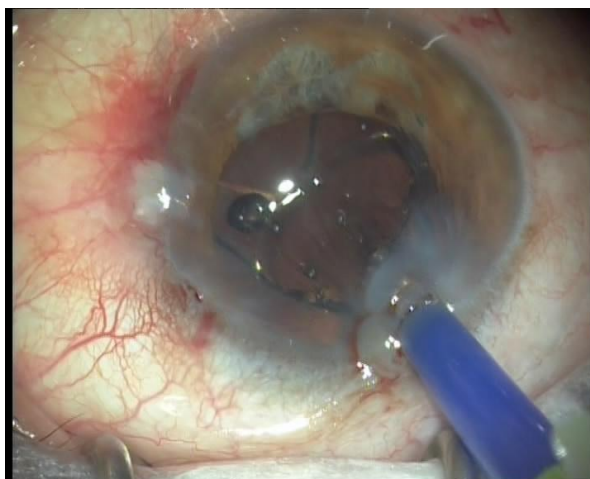


Figure 27: Injection d'un implant pliable dans le sac (photo du service)

En fin d'intervention on procède à un lavage du produit viscoélastique, hydrosuture (Fig. 28) et injection de cefuroxim 1 mg/0.1 ml en intra-camérulaire.

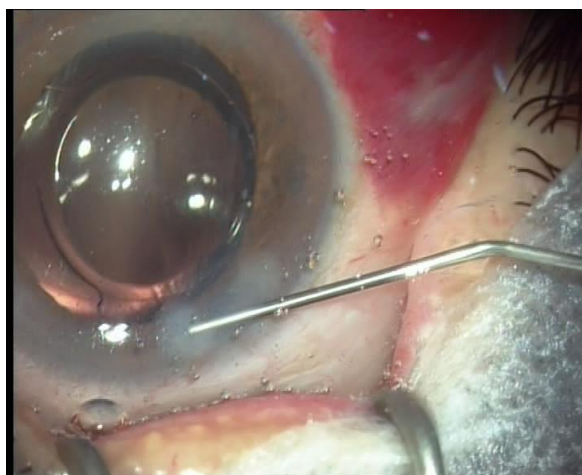


Figure 28: Hydrosuture (photo du service)

4.3. Implantation

L'implantation d'un cristallin artificiel est la suite logique à l'ablation du cristallin opacifié, afin de restaurer une fonction visuelle utile.

Elle peut être réalisée dans le même temps opératoire que l'extraction de la cataracte : implantation primaire, ou à distance : implantation secondaire.

Le choix de la technique d'implantation diffère selon le type d'extraction du cristallin, le type d'implant choisi, mais aussi selon qu'il s'agit d'une implantation primaire ou secondaire, d'une intervention compliquée ou bien non compliquée (10).

4.3.1. Implantation en chambre antérieure

a) Implants à appui angulaire

Il s'agit d'implant monoblocs rigide trois pièces en PMMA pourvus d'anses ouvertes à angulation postérieure. Leur diamètre varie habituellement de 12 à 13.75 mm.

Ces implants ont été quasiment abandonnés dans la correction de l'aphaquie en raison du taux élevé de complication à long terme (23).

b) Implants à fixation irienne

Les implants aphaques à fixation irienne sont des implants monoblocs de forme navette en PMMA munis d'haptiques de positionnement permettant le clippage à l'iris (Fig.29).

Il s'agit d'implants de troisième intention lorsque, ni le sac, ni le sulcus ne sont exploitables. Deux implants assez proches sont commercialisés sous l'appellation Artisan. Leur diamètre total de 8.5 mm. Des versions souples en silicone sont en cours d'évaluation permettant la préservation d'une petite taille

d'incision. Le système de fixation irien reste quant à lui rigide et constitué de PMMA (23).



Figure 29: Implant Iris Claw « Artisan »

4.3.2. Implantation en chambre postérieure

a) Implantation endo-capsulaire

Le meilleur siège d'implantation, tant au plan anatomique, physiologique, qu'optique est le sac capsulaire (24). L'implantation endo-capsulaire nécessite la présence d'un sac parfaitement intact de tout refend ou rupture, et une zonule relativement préservée. Les anneaux endo-capsulaires apparus au début des années 1990 servent à retendre et à stabiliser le sac capsulaire permettant ainsi, d'implanter dans le sac (26) .

b) Implantation dans le sulcus ciliaire

L'implantation dans le sulcus ciliaire nécessite la présence d'un rideau capsulaire antérieur suffisant. Elle peut être décidée en première intention en cas d'extraction extra capsulaire, de phacoémulsification compliquée de rupture capsulaire, ou bien lors d'une implantation secondaire (24).

c) Implantation en chambre postérieure avec suture trans-sclérale de l'implant

Il s'agit d'une technique délicate. Le temps opératoire est long et la manipulation intraoculaire est excessive malgré l'utilisation des techniques opératoires les plus récentes (27). La mise en place d'un implant de chambre postérieure suturé à la sclère peut être indiquée :

- En première intention : en cas de rupture capsulaire peropératoire majeure et lorsque l'implantation en chambre antérieure est contre-indiquée.
- Secondairement : isolément ou en association à une kératoplastie transfixiante.

5. Les implants intraoculaires utilisés dans la chirurgie de la cataracte

5.1. Introduction

La chirurgie de la cataracte ne se conçoit plus sans le remplacement du cristallin opacifié par un implant de puissance équivalente ou permettant de corriger tout ou partie des amétropies préopératoires éventuelles. Ces lentilles intraoculaires sont principalement caractérisées par leur matériau, leur dessin et leurs capacités optiques.

Du fait des avancées technologiques et des connaissances scientifiques acquises ces dernières années, le marché de l'implant est en constante évolution, permettant ainsi une amélioration de la prise en charge et de la qualité de vie des patients opérés.

5.2. Etat des lieux sur les implants intraoculaires (28) (29) (30)

5.2.1. Structure générale des implants intraoculaires

Un implant est constitué d'une partie optique, et d'une partie haptique (destinée à positionner et stabiliser l'implant dans l'oeil). Le diamètre de l'optique est proche de 6 mm. Les implants peuvent être constitués de 3 pièces (une optique et deux haptiques), ou « monobloc »: haptiques et optiques sont « moulées » ou taillées dans un même bloc, et donc constituées du même matériel (Fig. 30).

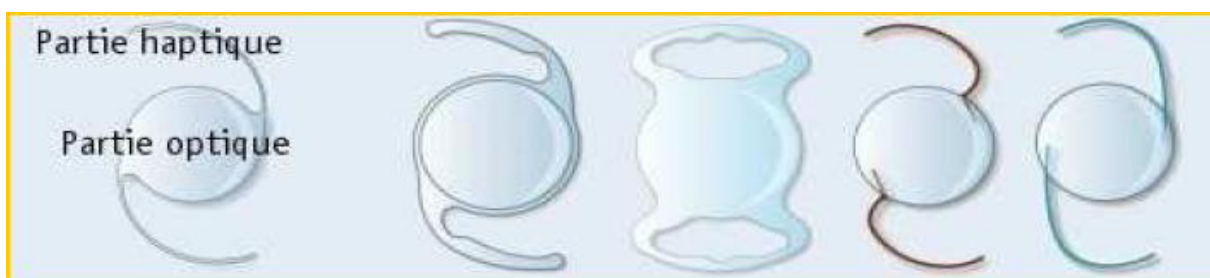


Figure 30: structure générale des implants

5.2.2. Les grandes familles de matériaux

Actuellement les différents matériaux composant les lentilles intra oculaires sont le polyméthylmétacrylate (PMMA), le silicone, les acryliques et les hydrogels. Par ailleurs, ces produits après traitement, présentent des propriétés hydrophile ou hydrophobe.(Tableau 1)

5.2.2.1. Lentilles intraoculaires en PMMA (31)

Synthétisé dans la première moitié du XXème siècle (1927–1933), le PMMA a été le premier matériau utilisé pour la fabrication des LIO. Ce produit de référence est un dérivé polyacrylique plus connu sous le nom de « plexiglass ».

Ce sont des implants rigides, transparents, amorphes avec un indice de réfraction élevé (1,49).

Le principal inconvénient du PMMA est d'être rigide, ce qui oblige une large incision lors de l'acte chirurgical à l'origine d'astigmatisme résiduel postopératoire.

Cette limite du PMMA, l'obligation d'une stérilisation à l'oxyde d'éthylène et la généralisation de la phacoémulsification, ont contribué à l'évolution vers les implants souples.

5.2.2.2. Lentilles intra-oculaires en silicone

Copolymère de diphényl-diméthysiloxane et du polyméthylsiloxane, le silicone a une biocompatibilité et des caractéristiques optiques équivalentes au PMMA.

Les LIO en silicone ont été introduites en chirurgie de la cataracte dans les années 1980.

Ces lentilles souples, insérées dans l'œil par une petite incision, permettent aux patients opérés de récupérer rapidement une vision normale, de diminuer significativement l'astigmatisme postopératoire observé avec le PMMA et de réduire les réactions inflammatoires. Ce type de lentilles a permis de développer la

technique par capsulorhexis (incision circulaire continue dans la capsule antérieure pour permettre la phacoémulsification du noyau cristallin) actuellement utilisée.

Ces implants, monoblocs (anses et partie centrale dans le même matériau) ou trois pièces, sont souples, pliables, stérilisables à la vapeur d'eau et possèdent un indice de réfraction élevé (1,46).

Comme pour le PMMA, les propriétés de surface du silicone peuvent être modifiées en vue de changer ses caractéristiques. Le silicone présenterait l'inconvénient de vieillir prématurément par la dénaturation de sa structure. Elle est caractérisée par des phénomènes de jaunissement, de calcification et d'émulsification.

5.2.2.3. Lentilles intra-oculaires en acrylique

Dans les années 1990, sont apparus les matériaux en acrylique hydrophile et hydrophobe possédant de nombreux avantages face aux matériaux en PMMA, comme notamment de hauts indices de réfraction, des caractéristiques optiques excellentes. Une importante particularité des implants acryliques est leur température de transition vitreuse (TTV), température au delà de laquelle le matériau change de phase et devient souple. D'autre part, la structure moléculaire de ces matériaux dérivés de la famille du PMMA en trois dimensions, permet à la lentille une fois introduite dans l'œil, de retrouver plus lentement que celles en silicone, leurs dimensions originelles (mémoire de forme de la lentille). Mais leur surface est fragile et les manœuvres d'insertion lors d'un acte opératoire peuvent laisser des marques permanentes.

Ce sont des matériaux souples, de qualité optique appréciée et permettant d'optimiser dans un meilleur rapport qualité/prix les technologies récentes de fabrication. Elles représentent le type de produit privilégié actuellement pour cet acte opératoire.

5.2.2.4. Acrylique hydrophobe

Il s'agit d'implants contenant moins de 1 % d'eau, conservés à l'état sec et stérilisés à l'oxyde d'éthylène. Leur pliage et dépliage sont dépendants de la température.

Les implants en acrylique hydrophobe sont actuellement les plus étudiés sur le plan clinique et sont à ce titre très utilisés.

5.2.2.5. Acrylique hydrophile

Ce sont des implants avec un taux d'hydratation supérieur à 20 %. Par ailleurs, il existe des lentilles intra oculaires en acrylique hydrophile copolymère d'acrylamide et d'acide acrylique, dont la structure réticulée particulière permet une absorption importante d'eau, jusqu'à 40 % de son poids.

Les lentilles intra oculaires en acrylique hydrophile sont très souples et nécessitent un conditionnement en milieu hydraté. Ainsi, les lentilles intra oculaires en acrylique hydrophile sont stérilisées par la vapeur d'eau. (32)

| | Années 30 | Années 80 | Années 90 | |
|----------------------|--|--|---|---|
| Type de matériau | PMMA | Silicones | Acryliques hydrophobes | Acrylique Hydrogels |
| Composition | Dérivé polyacrylique ou <plexiglass> | Copolymères de diphénylméthylsiloxane et de polyméthylsiloxane | Copolymères réticulés d'acrylates | Poly-HEMA |
| Caractéristiques | Rigide PMMA hépariné | Souple/pliable Stérilisables à la vapeur d'eau | Souple contient moins de 1% d'eau pliage/dépliage en fonction de la température | Très souple taux d'hydratation >20% Stérilisables à la vapeur d'eau |
| Hydrophilie | Non | Non | Non | Oui |
| Indice de réfraction | 1.49 | 1.46 | 1.49 à 1.56 | 1.47 à 1.55 |
| Inconvénients | Large incision Tolérance relative Stérilisation OE | Vieillesse prématuré | Stérilisation OE diminution de la sensibilité au contraste | Fragilité au pliage |

Tableau 1 : Les grandes familles de matériaux

OE : l'oxyde d'éthylène

5.2.3. Les différents types d'implants

5.2.3.1. Les implants mono focaux (23)

Les implants intraoculaires monofocaux (IOL Monofocal) représentent le type d'implants le plus classique. Ils sont dotés d'un seul plan de vision et ne corrigent généralement que la vision de loin.

D'où la nécessité, pour les patients, de porter des lunettes correctrices pour la vision intermédiaire et la vision de près.

5.2.3.2. Les implants premiums

Les lentilles classiques monofocales restaurent la vision de loin mais non la vision de près. Ces implants ont donc perdu le pouvoir d'accommodation du cristallin. Les innovations actuelles tendent vers une restauration de cette capacité d'accommodation pour permettre au patient de ne plus porter de lunettes en vision de près.

Deux grands types d'implants ont été développés dans cette optique les implants multifocaux et les implants accommodatifs. (23)

a) Les implants multifocaux

Grâce à la présence de zones concentriques d'épaisseurs différentes, ces implants sont capables de diviser la lumière en 2 faisceaux et de la focaliser sur le foyer proche et le foyer éloigné de la rétine. Cette innovation peut néanmoins entraîner pour certains d'entre eux d'avantage d'éblouissements ou de halos lumineux que les implants monofocaux. (23)

b) Les implants accommodatifs

Sous l'effet de la contraction du muscle ciliaire, il se produit une augmentation de la pression exercée par le gel vitréen en arrière de l'implant qui suffit à pousser

l'implant vers l'avant et à augmenter ainsi sa puissance optique pour la vision de près.

Leur implantation nécessite un centrage impeccable et stable de l'implant.

c) Les implants toriques

Un implant torique permet de corriger l'astigmatisme après chirurgie de la cataracte. Plus de 40% des yeux opérés de cataracte présentent un astigmatisme cornéen régulier supérieur à 1 Dioptrie. Pour améliorer l'acuité visuelle obtenue par l'œil opéré sans lunettes, il est logique d'envisager la correction de l'astigmatisme de la cornée par l'insertion d'un implant torique, conçu pour corriger cet astigmatisme, l'implant torique génère en fait un astigmatisme de direction opposée à celui de la cornée, ceci permet de neutraliser l'astigmatisme de l'œil entier. La chirurgie de la cataracte avec implant torique s'inscrit ainsi comme une des modalités de la chirurgie de l'astigmatisme. (23)

5.3 Aspects optiques du cristallin artificiel : (6)

5.3.1 Puissance :

En cas d'implant en PMMA dont l'indice de réfraction est de 1,4492, la puissance de la lentille varie selon son rayon et son épaisseur.

Il en est de même pour les implants en matériau différent.

- Soit n' l'indice de l'implant. Soit n l'indice du milieu dans lequel est situé l'implant,
- ($n = 1$ pour l'air, 1,336 pour l'humeur aqueuse). Soient r le rayon de courbure de l'implant (en mm) et P la puissance de l'implant (en dioptries).

$P = n' - n / r$ Soit, pour un implant en PMMA, $P = 0,1132 / r$.

5.3.2. Aberrations optiques du cristallin artificiel :

5.3.2.1. Aberrations de sphéricité :

Elles sont mesurées en déterminant les variations de la distance focale image avec des faisceaux lasers parallèles réfractés par l'implant, plus ou moins excentrés par rapport à son axe optique. Par cette méthode, Sivak et AL démontrent que les aberrations sphériques sont minimales.

L'importance des aberrations de sphéricité dépend du rapport des rayons de courbure de la lentille intraoculaire. Le meilleur rapport est obtenu avec des implants biconvexes dont la courbure la plus forte est tournée vers la cornée.

5.3.2.2. Astigmatisme d'obliquité :

L'astigmatisme d'obliquité est provoqué par la bascule de l'implant par rapport au plan frontal, situation rencontrée en cas de luxation de l'implant par malposition des anses ou lors de rétraction capsulaire.

L'inclinaison de l'optique provoque une augmentation de la puissance périphérique qui s'exerce essentiellement sur la focale tangentielle. Il en résulte un astigmatisme myopique qui se retrouve dans le verre correcteur sous forme d'un cylindre positif à 90° de l'axe de bascule de l'implant.

La bascule doit cependant être de 15° à 20°, au moins pour provoquer un astigmatisme significatif.

5.3.3 Pouvoir de résolution du cristallin artificiel :

Le pouvoir de résolution des cristallins artificiels est variable, mais avoisine le plus souvent celui de l'œil humain.

5.3.4 Spectre d'absorption du cristallin artificiel :

Dans l'œil normal, la cornée et le film lacrymal arrêtent la quasi totalité des radiations infrarouges et ultraviolettes de longueur d'onde inférieure à 280 nm (appelées UVC).

Le cristallin est un filtre efficace pour les ultraviolets avec une longueur d'onde comprise entre 280 et 400 nm.

Le cristallin artificiel en PMMA a un pouvoir d'absorption plus faible que celui du cristallin naturel et laisse passer les UVA (entre 320 et 400 nm).

5.3.5 Rôle nocif des ultraviolets :

▪ **Effets photochimiques sur la rétine :**

La composition spectrale de la lumière irradiant la rétine du pseudophaque est différente de celle de l'œil normal.

Sa richesse excessive en UVA expose les photorécepteurs rétiniens des aphaques et des pseudophaques à des photo-traumatismes parce que les UV transportent plus d'énergie par photon que la lumière visible, et parce qu'ils ne provoquent pas le réflexe pupillaire protecteur.

Cet effet nocif des UVA n'apparaît qu'à la faveur de temps d'exposition prolongé, condition réalisée dans certaines circonstances particulières :

- Environnement très lumineux, mer ou montagne, avec majoration de l'effet par la réflexion des rayons sur la mer ou la neige ;
- Photo-traumatisme rétinien par l'éclairage du microscope opératoire lors de la chirurgie de la cataracte avec pose d'implant.

Les conditions qui favorisent la lésion rétinienne sont : le survoltage, la lumière coaxiale, la lumière incandescente qui délivre plus d'UV que la lumière froide, la longue durée de l'intervention, et la focalisation de la lumière par l'implant.

La réalité de ce risque est prouvée :

- Expérimentalement chez l'animal ;
- En clinique humaine : dans les suites opératoires, chez des pseudo-phaques, on observe d'abord un œdème rétinien qui évolue ensuite vers une cicatrice pigmentée située heureusement le plus souvent dans la partie inférieure de la région maculaire, en raison de la bascule du globe vers le bas par le fil de traction dans le droit supérieur.

Les implants traités anti-UV ont prouvé leur efficacité chez l'animal.

▪ **Œdème cystoïde de la macula :**

Le rôle des UV a été incriminé dans la survenue de l'œdème cystoïde maculaire chez le pseudophaque, mais cela n'est pas formellement prouvé.

Cependant, un implant traité anti-UV entraînerait moins d'œdème maculaire au 4e mois postopératoire qu'un implant non traité.

Les implants traités pour arrêter les radiations lumineuses inférieures à 400 nm ne modifient pas la visibilité.

En cas de pose d'un implant non traité, il faut protéger la rétine pendant l'opération par l'usage d'un filtre présent dans les microscopes actuels ou par l'injection d'une bulle d'air dans la chambre antérieure lorsqu'une suture cornéenne est nécessaire.

Par ailleurs, il faut conseiller vivement aux patients pseudo-phaques des verres filtrant les UV efficaces (type UVX).

En effet, les verres solaires de type courant ne filtrent pas assez les rayons nocifs de courte longueur d'onde et diminuent le réflexe pupillaire.

6. Moyens de mesure de la biométrie oculaire et techniques d'usage

6.1. Aspects optiques:

La puissance du cristallin artificiel dépend de la puissance de la cornée, de la longueur axiale et de sa position dans l'œil. En raison de sa position dans l'œil, le cristallin artificiel possède un plan principal image plus antérieure que celui du cristallin naturel. Ainsi, sa puissance est moins importante que celle du cristallin naturel et ce, d'autant plus si sa position est plus antérieure. Le plan principal image de l'œil pseudophaque ainsi avancé, il s'ensuit un allongement de la distance focale image qui provoque un agrandissement de l'image rétinienne par rapport à celle de ce même œil phaque.

Cette différence de taille d'image rétinienne est minime en cas d'implant de chambre postérieure. Si l'autre œil n'est pas opéré, et si sa longueur axiale est comparable à celle de l'œil pseudophaque, l'anisétropie provoquée est très faible et non perceptible. En revanche, l'anisétropie peut être éventuellement gênante avec un implant de chambre antérieure.

L'égalité de la taille des images rétiniennes droite et gauche est obtenue en posant un implant myopisant, associé à un verre de lunettes divergent qui, en réduisant la taille de l'image, a pour effet de neutraliser cette anisétropie.

Ainsi, la puissance de l'implant doit être adaptée aux différentes situations optiques qui se présentent et l'implant est choisi pour être emmétropisant, amétropisant ou isétropisant selon les cas, dans le but d'obtenir le meilleur équilibre binoculaire. (6)

6.2. Mesure de la kératométrie.

6.2.1. Kératomètres manuels et automatiques

La mesure des rayons de courbure de la cornée représente un des éléments essentiels du calcul d'implant. Cette mesure peut être réalisée par différents instruments, mais la kératométrie sur le principe de Javal représente la référence de nombreuses formules de calcul d'implant.

Avec un kératomètre de Javal, les mesures sont prises en projetant, sur la zone cornéenne centrale, deux mires distantes d'environ 3 mm. Cette distance entre les deux mires varie en fonction de la courbure cornéenne : plus la cornée est courbe et plus la mesure s'éloigne du centre. La rotation à 90° des deux premières mires permet d'obtenir une mesure supplémentaire portant à quatre points de mesure les informations données par les kératomètres de type Javal (Fig 31).



Figure 31 : Kératométrie de type javal de HAAG STREIT

Comme les kératomètres manuels, les kératomètres automatiques mesurent les quatre points de kératométrie sur les 3 mm centraux. La tendance actuelle est

d'utiliser les valeurs obtenues par les systèmes automatiques pour le calcul d'implant(Fig. 32).

Plusieurs publications montrent que la reproductibilité et la précision de ces appareils autorisent leur utilisation pour le calcul d'implant, à condition de vérifier la valeur de l'indice de conversion entre millimètres et dioptries (33) (34).

Tous les réfractomètres mesurent le rayon de courbure cornéen antérieur puis le convertissent en puissance pour traduire l'association des deux dioptries cornéens antérieur et postérieur. Cette conversion se fait par le biais d'un indice qui représente, encore à l'heure actuelle, une source de discussion.

L'indice de réfraction utilisé par les appareils de type Javal est de 1,3333, alors que les appareils HAAG-STREIT utilisent un indice de 1,3375. D'autres indices sont utilisés pour différents appareils, rendant un peu plus complexe la standardisation des mesures.



Figure 32 : Auto-réfracto-kératomètre automatique type KR-8900 de chez TOPCON (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II – Fès)

Il est donc nécessaire de vérifier cette valeur sur l'instrument de kératométrie ou bien d'utiliser les données de la kératométrie en millimètres dans le calculateur d'implant pour limiter le risque de fluctuation.

Une erreur de mesure de 0,1 mm dans la valeur de la kératométrie entraîne une erreur de 0,5 d dans la réfraction postopératoire.

La modification de la kératométrie moyenne induite par la chirurgie de la cataracte est habituellement négligeable (Hoffer, 1981). Ainsi, la valeur de la kératométrie peut être utilisée sans correction dans les formules de calcul.

6.2.2. Kératométrie associée aux systèmes par infrarouge

6.2.2.1. IOLMaster® (Zeiss-Meditec) :

La kératométrie par IOLMaster® est prise sur 6 points de mesure sur un diamètre de 2,5 mm avec un système automatique d'aide à la fiabilité des mesures. Ces mesures sont prises sur 3 axes fixes permettant ensuite, par calcul, de déterminer la puissance et l'axe des deux méridiens principaux. La comparaison avec les résultats obtenus par kératométrie se fait souvent sur des moyennes, avec de bonnes corrélations entre les deux systèmes de mesure. Cependant, les variations individuelles des mesures peuvent être importantes, témoignant ainsi de la différence de principe de mesures prises, de surcroît, sur des diamètres sensiblement différents (2,5 mm contre 3 mm). Cette différence générée par le système IOLMaster® est intelligemment compensée par l'adaptation de la constante A, incluant les différences de mesure de kératométrie et de longueur axiale par rapport au mode de calcul fondé sur la kératométrie classique et le mode ultrasonore. Cet élément est d'autant plus optimisé que l'important déploiement de

ces appareils a permis une certaine standardisation des mesures ainsi qu'une analyse comparable des mesures prises sur de nombreux sites de consultation.

6.2.2.2. Lenstar® (Haag-Streit) :

L'appareil Lenstar® apporte une majoration du nombre de points de mesure, avec des mires projetées sur deux cercles concentriques de 1,7 et 2,1 mm de diamètre bénéficiant chacun de 16 points de mesures soit 32 points de mesure en tout. Les méridiens principaux et leurs puissances sont alors recalculés. Les approximations entre deux points de mesure sont moins importantes qu'avec l'IOLMaster® mais la mesure est prise de façon plus centrale que l'IOLMaster® et nettement plus centrale que les kératomètres. Une adaptation de la constante A est nécessaire pour tenir compte de cet élément.

6.2.3. Topographie cornéenne

Le développement des systèmes de topographie cornéenne, avec la possibilité de prendre des mesures de rayons de courbure en de très nombreux points de la cornée (35), donne une meilleure appréciation du pouvoir optique de l'aire centro-cornéenne. Cependant, la valeur à retenir pour le calcul d'implant n'est pas encore clairement définie. La valeur la plus couramment utilisée est la moyenne du rayon de courbure sur les 3 mm centraux (36). On peut aussi utiliser la moyenne des points en regard de l'aire pupillaire ou l'équivalent de la kératométrie. À la difficulté du choix de la valeur à retenir pour le calcul d'implant se rajoute le problème de la diversité des appareillages. Les publications qui comparent les différents résultats le font en utilisant un kératomètre de référence dont les valeurs sont rapportées aux mesures de topographie cornéenne réalisées avec un appareil donné. Les conclusions des articles qui traitent de ce sujet ne valent donc que pour un couple d'appareillage donné.

Pour transposer en pratique courante l'utilisation d'un système de topographie cornéenne, il est donc souhaitable de comparer les différentes valeurs kératométriques du vidéokératoscope à celles couramment obtenues avec l'appareil classique habituellement utilisé.

Les progrès des appareils récents de topographie cornéenne portent sur des cartographies d'élévation entre une sphère idéale et la courbure de la cornée soit sur sa face antérieure soit sur sa face postérieure. Cette possibilité est offerte par différents appareils dont les plus connus sont le topographe Orbscan® (Baush&Lomb) et le Pentacam® (Oculus) (Fig.33). Les mesures dérivées du rayon de courbure postérieur peuvent venir en support de l'appréciation de la puissance cornéenne, notamment en cas de calcul d'implant après chirurgie réfractive.

La kératométrie reste un élément important du calcul d'implant, avec une nécessité de précision accrue du fait de l'amélioration de la précision de toute la chaîne de mesure, laissant un peu plus apparaître les imprécisions relatives de chaque mesure. La diversité des principes de mesure rajoute une variable sur le résultat réfractif postopératoire. De façon à limiter cette variabilité, il semble prudent, sur un site donné, d'utiliser un appareil de référence et d'adapter la constante A en fonction de l'appareil utilisé.

En marge du calcul de la puissance de l'implant, les appareils de topographie cornéenne permettent une très bonne qualification de la puissance et de l'axe de l'astigmatisme cornéen. Cet élément est crucial lors du recours aux implants toriques.



Figure 33: Topographe cornéen de type Pentacam de chez oculus (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II – Fès)

6.3. Mesure de la longueur axiale.

La mesure de référence pour la longueur axiale a longtemps été obtenue par échographie en mode A (Fig.34). Cette technique échographique, très largement utilisée, peut bénéficier d'un gain en précision par recours au mode B. Les progrès récents en matière d'interférométrie et la large diffusion de l'appareil IOLMaster®, et plus récemment du Lenstar®, permettent d'améliorer la précision des mesures de longueur axiale et leur reproductibilité, devenant progressivement la référence par rapport aux systèmes de mesure par ultrasons (37) (38). Les enquêtes des membres la Société Américaine de Cataracte et de Chirurgie Réfractive (ASCRS) entre 1998 et 2009 montrent que l'usage de la biométrie ultrasonore a baissé de 10% au-profit d'une augmentation de la biométrie optique de 80 % (Fig.35).



Figure34:Pachymètre–biomètre OcuscanRxP de chez Alcon (image du service d’ophtalmologie CHU HASSAN II – Fès)

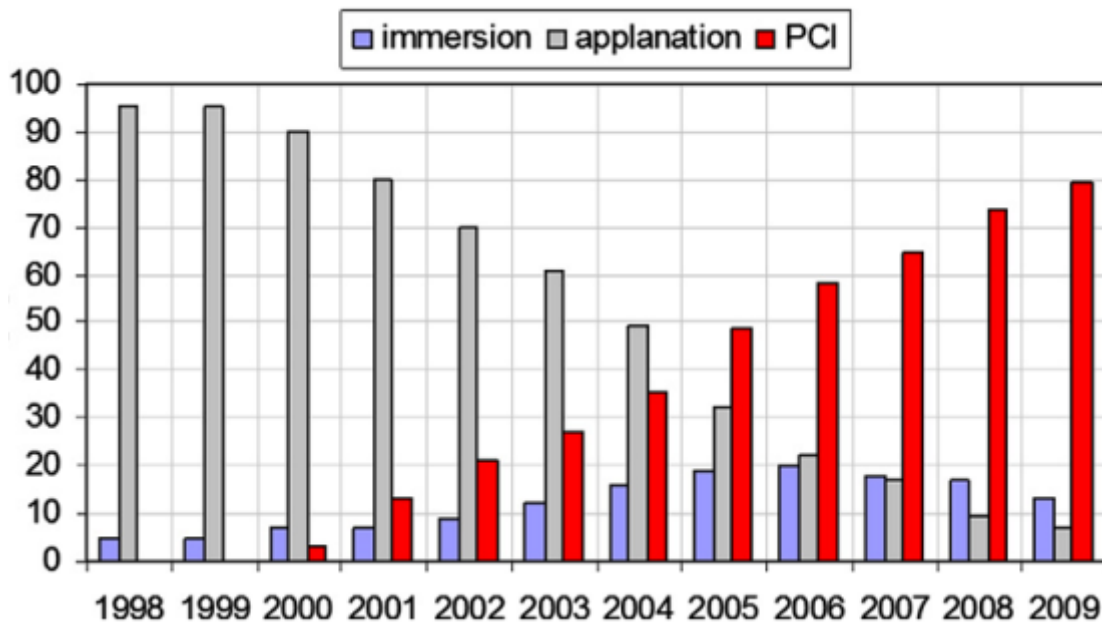


Figure 35 : Techniques biométriques utilisées aux états unis. (Ultrasonore par immersion et l'applanation), (Optique : IOM MASTER) Données 1998-2003 (39) , 2004 (40), 2005 (41)et 2006-2009 (42)

6.3.1. Échographie en mode A.

Pendant de nombreuses années, les biomètres les plus utilisés ont été les appareils d'échographie en mode A qui traduisent en pics de différentes hauteurs les structures plus ou moins échogènes traversées par le faisceau ultrasonore.

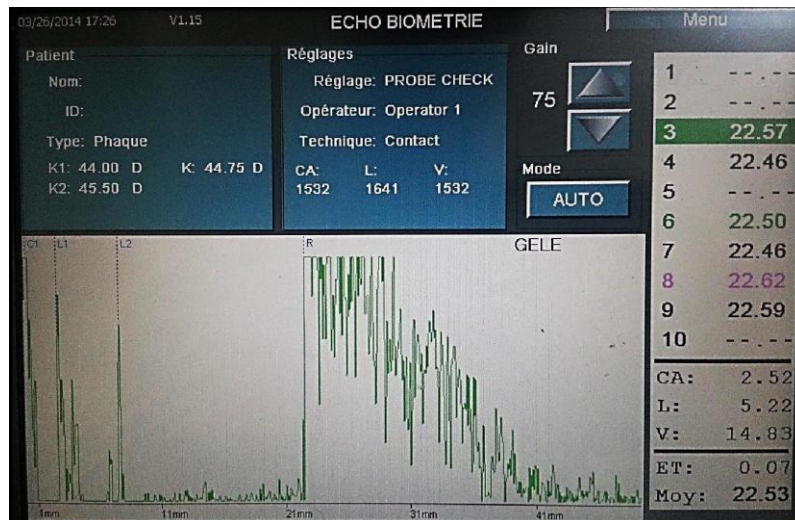


Figure 36 : Exemple de biométrie mode ultrasonore A par un appareil OcuscanRxP de chez Alcon (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès).

Nous identifions les pics des différentes interfaces avec des montées très abruptes témoignant d'une bonne perpendicularité du faisceau ultrasonore par rapport aux interfaces du cristallin et de la rétine(Fig.36)

▪ Principe

La longueur axiale mesurée par échographie doit correspondre à la distance entre l'interface cornéenne antérieure et l'interface rétinovitréenne sur l'axe visuel.

Les formules théoriques de calcul d'implant utilisent une valeur légèrement différente, la longueur axiale optique, qui est la distance entre le plan principal optique secondaire de la cornée et le plan des photorécepteurs rétiniens. La position du plan principal optique secondaire de la cornée fait l'objet d'un relatif consensus à 50 μm en arrière de la face cornéenne antérieure. Au contraire, la position du plan

des photorécepteurs fait l'objet de quelques controverses autour de l'épaisseur de la rétine maculaire : la valeur de 250 μm , choisie par Binkhorst, est la plus communément utilisée depuis 1981. Les formules de calcul rajoutent automatiquement cette valeur à la longueur axiale obtenue car la mesure de longueur axiale par échographie est prise au niveau de l'interface vitréorétinienne.

- **Réalisation** (6)

- **Techniques d'examen :**

Avec les biomètres ultrasonores en mode A ou mode « d'amplitude », trois méthodes sont habituellement utilisées.

- **Technique de contact :**

La sonde, tenue par l'opérateur, est posée directement sur la cornée, les larmes assurant le contact. Les différentes interfaces visibles sur l'écran, quand la sonde est bien positionnée, sont: la face antérieure de la cornée, les faces antérieures et postérieures du cristallin, l'interface vitréorétinienne et la sclère.

L'écho de la face antérieure de la cornée se confond avec celui de la sortie de la sonde. Les pics correspondant à ces structures doivent avoir l'amplitude maximale obtenue avec un réglage du gain au plus bas.

La sonde posée sur la cornée ne doit exercer aucune pression pour ne pas fausser les mesures. Si une pression est effectuée sur la cornée, la profondeur de la chambre antérieure sera diminuée et la mesure de la longueur axiale sera plus courte qu'elle n'est réellement.

En pratique, seules les plus grandes valeurs de la longueur axiale sont retenues pour le calcul de l'implant.

Inversement, si un ménisque de larmes se forme entre la sonde et la cornée, la longueur axiale mesurée est plus longue qu'elle n'est réellement. Un tel ménisque provoque un artefact de fins échos projetés dans la chambre antérieure. La vérification de l'absence de ces échos permet d'éviter une telle situation.

Plusieurs mesures doivent être effectuées. La moyenne des mesures les plus concordantes est retenue comme valeur de la longueur axiale.

- **Technique par aplanation :**

Cette technique, dérivée de la précédente, s'effectue à la lampe à fente, la sonde étant introduite à la place du cône du tonomètre à aplanation. Elle a pour but de limiter les mouvements du patient et de la dépression de la cornée par la sonde.

- **Technique par immersion :**

Elle impose que le patient soit en décubitus. Un petit cylindre, adapté à la taille du segment antérieur, est placé sur la conjonctive autour du limbe. Il est rempli de sérum physiologique stérile ou de larmes artificielles en gel. La sonde, introduite dans le sérum (ou le gel) est maintenue à distance de la cornée sans risquer de la déprimer. L'écho cornéen d'entrée apparaît alors séparé de celui de la sortie de la sonde. Les faces antérieures et postérieures de la cornée sont bien individualisées. Cette méthode est la plus fiable et la plus précise.

Cette technique est avantageusement améliorée en remplaçant simplement le cylindre par une goutte de gel de larmes artificielles déposée au bout de la sonde.

- **Avantages et limites**

La biométrie en mode A est une technique assez simple qui est réalisée en position assise lors de l'examen à la lampe à fente. Les appareils modernes enregistrent rapidement une série de mesures grâce au mode automatique. Cependant, il est nécessaire de contrôler cet automatisme, notamment pour le positionnement des surbrillances, qui peut parfois être imprécis. En effet, que ce soit en mode manuel ou automatique, il est parfois difficile d'individualiser les différentes interfaces pour positionner les repères de mesures. Cela est le cas lorsqu'une cataracte dense se traduit par plusieurs échos intra-cristalliniens. Le principal écueil du mode A est la difficulté à réaliser la mesure sur l'axe visuel, qu'aucun repère ne permet d'identifier, en dehors des montées franches des différents pics. Cette difficulté devient très pénalisante lorsqu'il s'agit de globes myopes avec un aspect de pôle postérieur déformé.

6.3.2. Échographie en mode B.

- **Principe**

En cas de myopie, la longueur axiale peut atteindre 40 mm. Si la paroi postérieure est oblique, une inclinaison de la sonde de 5° par rapport à l'axe optique peut provoquer une erreur de mesure de plus de 1,5 mm alors que cette même inclinaison n'entraîne qu'une erreur minime sur un œil emmétrope où la paroi postérieure est le plus souvent perpendiculaire au faisceau ultrasonore.

En cas de myopie connue ou de découverte fortuite, en cas de dispersion importante des résultats, ou encore en cas de mauvaise qualité de l'échogramme, il faut recourir à une mesure oculaire guidée par le mode B ou mode « de brillance » qui donne une coupe de l'œil en deux dimensions (Fig.37).

Celle-ci doit être pratiquée impérativement quand les milieux sont trop opaques et empêchent l'analyse ophtalmoscopique du fond d'œil. (43)

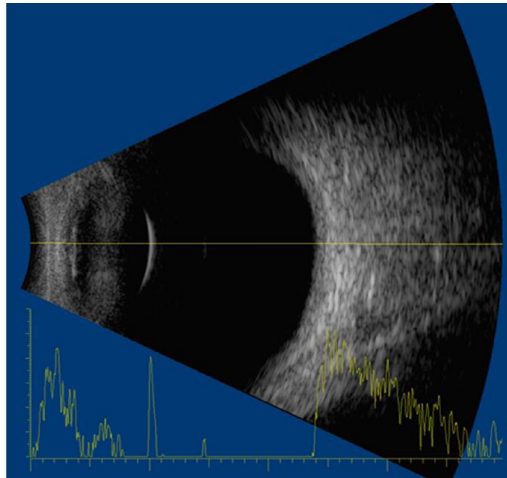


Figure 37 : Exemple de biométrie en mode B réalisée en pseudo-immersion par interposition d'un gel de contact entre la sonde et la cornée du patient (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès)

L'avantage de la biométrie en mode B réside dans la possibilité de guider l'axe de mesure de la longueur axiale et de recueillir toutes les mesures sur l'axe visuel sans limitation en fonction des différentes pertes de transparence des milieux.

▪ Réalisation

On utilise la technique dite en immersion simplifiée imaginée par O Berges : le patient en décubitus, les paupières sont maintenues ouvertes par l'examineur et, après anesthésie cornéenne, une couche de gel de larmes artificielles est appliquée sur la cornée pour assurer une bonne transmission des ultrasons dans l'œil. La sonde est maintenue sur le gel, à distance de la cornée, et les faces antérieures et postérieures de celle-ci sont bien visibles. Il n'y a pas de risque de compression cornéenne. On obtient ainsi une coupe de l'œil en deux dimensions.

Cette technique permet la localisation précise de la fovéa qui est située à 15° en temporal de la papille et à environ 5° sous une ligne horizontale passant par celle-ci.

En cas de myopie forte, le pôle postérieur est souvent déformé par un important staphylome qui peut gêner souvent la localisation précise de la fovéa. Si la mesure est faite en mode A, la plus grande longueur axiale sera celle correspondant au fond du staphylome et non celle correspondant à la fovéa. Il pourrait en découler de très grandes erreurs dans le calcul de l'implant.

▪ **Critères de réussite d'une bonne mesure échographique :**

En mode A, le faisceau ultrasonore doit être perpendiculaire aux interfaces rencontrées. Il faut obtenir la plus grande longueur axiale et des pics de la plus grande amplitude. Une mesure n'est considérée comme juste que si elle est retrouvée à plusieurs reprises. Le nombre de trois fois est considéré comme un minimum avec un écart entre les mesures qui ne doit pas excéder 0,1 mm. Il faut également retrouver sur ces mesures les mêmes valeurs pour la profondeur de la chambre antérieure que pour l'épaisseur du cristallin.

En mode B, les critères sont similaires, le vecteur de contrôle qui donne une analyse linéaire de l'échogramme selon une incidence choisie doit passer exactement au milieu du double arc cornéen, au milieu des images des cristalloïdes antérieures et postérieures et aborder la paroi postérieure à 15° en temporal de la papille qui sert de point de repère.

Ce vecteur de contrôle permet de reconstituer un échogramme de mode A dont chaque pic correspond exactement à une structure oculaire précisément identifiée sur l'image obtenue en mode B.

En cas de paroi postérieure oblique ou très déformée par un staphylome, il faut multiplier les mesures et comparer celles obtenues sur les coupes transversales et sagittales passant par l'axe optique.

Cette méthode présente l'avantage de permettre l'analyse du segment postérieur en reconnaissant une pathologie vitrénne ou rétinienne passée inaperçue ou rendue inaccessible en raison de cataracte dense.

Une extrême rigueur est nécessaire dans la réalisation de la biométrie ultrasonore, qu'elle soit faite en mode A ou en mode B.

- **Avantages et limites**

La biométrie en mode B est une technique d'échographie qui donne une meilleure appréciation de la position de l'axe de mesure par rapport au mode A, ce qui améliore la précision de la mesure de longueur axiale et par conséquent la précision du calcul d'implant. Cet avantage est surtout évident pour les globes déformés par un staphylome irrégulier (Fig.38) (44) (45) .

Les limites du mode B résident dans l'impossibilité de visualiser la véritable position de l'axe visuel et de la fovéola.

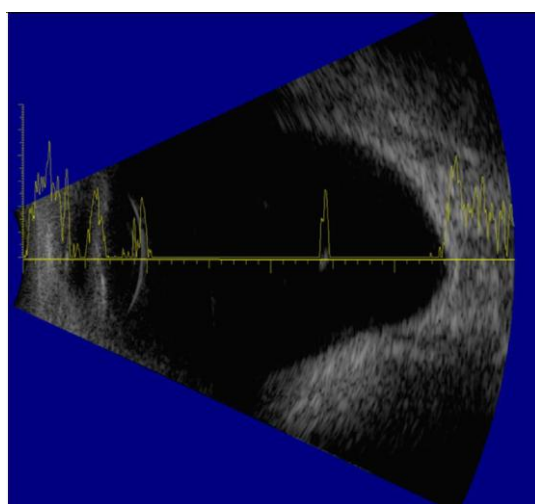


Figure 38: La biométrie en mode B (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN

Il Fès).

Elle permet de rendre fiables les mesures de longueur axiale, notamment en cas de staphylome myopique, avec l'avantage de réaliser un bilan des relations vitréo-rétiniennes. L'autre avantage est d'obtenir des mesures même en cas de perte de transparence des milieux.

6.3.3. Les Moyens optiques basés sur l'interférométrie à cohérence partielle.

En utilisant le principe de l'interférométrie déjà intégré dans la tomographie en cohérence optique (OCT), il est possible de prendre une mesure de la longueur axiale par la voie d'un système optique. Cette technique, plus récente, est pratiquée en position assise avec une aide à la fixation du patient qui donne une meilleure coïncidence avec l'axe visuel. La précision de cette méthode de mesure dépend de la possibilité du système de traverser un cristallin opacifié, dont l'indice de réfraction optique peut varier en fonction du type de cataracte. La mesure de longueur axiale est réalisée entre la face antérieure de la cornée et l'interface entre photorécepteurs et épithélium pigmentaire. Ceci correspond à une longueur axiale plus longue que celle mesurée par échographie.

Une compensation est alors apportée systématiquement par les différents systèmes actuellement sur le marché.

Le premier appareil commercialisé a été l'appareil IOLMaster® (Zeiss-Meditec), avec une importante avance technologique au moment de son lancement, cet appareil compact est capable de prendre toutes les mesures nécessaires pour le calcul d'implant et de réaliser les différents calculs en incluant les principales formules. La kératométrie est mesurée sur six points, la longueur axiale est mesurée par interférométrie avec une reproductibilité et une précision très élevées, la profondeur de chambre antérieure est mesurée par reconnaissance de forme, la

mesure de blanc à blanc est possible et les différents calculs sont possibles avec une interface conviviale.

Cet appareil ne mesurant pas exactement les mêmes valeurs que la biométrie classique, l'intelligence a été de proposer une personnalisation de la constante A et une formule entièrement adaptée à cette machine, en l'occurrence la formule de Haigis (46).

Un appareil plus récent, le Lenstar® (Haag-Streit), apporte un plus grand nombre de mesures par interférométrie (épaisseur cornéenne, profondeur de la chambre antérieure, épaisseur du cristallin et longueur axiale). Toutes ses mesures sont également mesurées par le mode ultrasonore, mais l'interférométrie, grâce à sa meilleure résolution, apporte un gain en précision très appréciable. La mesure de kératométrie se fait aussi différemment de l'appareil IOLMaster®. Ces éléments poussent à utiliser les constantes A avec prudence en début d'utilisation de cet appareil. La possibilité de mesurer l'épaisseur du cristallin ouvre la voie à l'utilisation des formules plus récentes, comme la formule de Holladay II ou la formule d'Olsen, pour prévoir au mieux la position de l'implant après chirurgie de la cataracte.

Les appareils de mesure de longueur axiale fondés sur le principe de l'interférométrie souffrent cependant d'une limitation des possibilités de mesure en cas de perte de transparence des milieux (cataracte, hémorragie) ou de nystagmus. L'absence de réponse varie de 5 % à 12 % en fonction des séries publiées, avec une dépendance notable par rapport au recrutement de patients présentant des cataractes plus ou moins denses.

Il est probable que les avancées techniques actuelles soient annonciatrices d'autres évolutions de ces appareils ainsi que de l'arrivée d'autres fabricants pour le plus grand bénéfice de l'amélioration du calcul d'implant.

Chaque technique ayons ces avantages et ses inconvénients ce tableaux (Tableau.2) permet un aperçu pratique des méthodes actuelles de calcul d'implant.

| Appareils | Avantages | Inconvénients |
|---------------------------|--|--|
| Echographie mode A | <ul style="list-style-type: none"> - Large disponibilité - Bonne pénétration - Fondement des formules de calcul classique avec la kératométrie | <ul style="list-style-type: none"> - Contact « risque d'aplanation » - Pas d'analyse morphologique « difficulté d'identification de l'axe visuel » |
| Echographie mode B | <ul style="list-style-type: none"> - Indépendants des opacités - Indépendants de la fixation - Analyse du segment postérieur (décollement de rétine, staphylome, grandes longueurs axiales) | <ul style="list-style-type: none"> - Courbes d'apprentissage - Examen en position allongée |
| Interférométrie | <ul style="list-style-type: none"> - Non-contact - Confort, rapidité - Reproductible - Appareil complet et pour toutes les mesures - Peut être déléguée - Nouveau standard de mesure | <ul style="list-style-type: none"> - Limite de pénétration par opacités des milieux - Limite de mesure pour les grandes longueurs axiales - Pas d'analyse du segment postérieur (décollement de rétine, staphylome ...) - Coopération nécessaire |

Tableau 2 : Aperçu pratique des méthodes actuelles de calcul d'implant

6.3.4. Importance de la précision de la mesure sur le résultat :

Une erreur de mesure de 0,1 mm entraîne une erreur réfractive de 0,25 d dans le verre de lunettes en postopératoire. Si la valeur de la longueur axiale est sous-estimée, la puissance de l'implant emmétropisant sera trop forte et le patient sera en fait myopisé.

Les échographes actuels mesurent la longueur axiale à 0,1 mm près, mais l'erreur de calcul ne dépend pas uniquement de l'erreur absolue commise dans la mesure de la longueur axiale, en faite, une erreur de 0,3 mm est bien plus préjudiciable dans un œil court de 20 mm que dans un œil myope d'une longueur de 28 mm.

En conséquence, l'équation $0,1 \text{ mm} = 0,25 \text{ d}$ n'est qu'une équation moyenne, valable pour les longueurs axiales les plus courantes.

Certains auteurs ont proposé de majorer la longueur axiale de 0,20 mm pour tenir compte de l'épaisseur de la rétine (Oguchi et Van Balen, 1984). Les formules plus récentes actuellement utilisées tiennent compte de l'épaisseur de la rétine. Il convient donc de ne pas majorer la longueur axiale de cette valeur.

Hoffer a démontré, en s'appuyant sur une analyse statistique, que le geste opératoire ne modifiait pas la longueur axiale. Il utilise cette valeur sans correctif.

6.4. Position de l'implant :

Cette valeur correspond à la distance qui sépare la surface frontale en avant de la cornée du plan principal objet de la lentille intra-oculaire.

En pratique, la position de l'implant est assimilée à la distance qui sépare l'apex cornéen du sommet de l'implant dans l'axe visuel. Cette distance est appelée

« distance à l'apex cornéen » par Hoffer (1982) pour la distinguer de la valeur de la profondeur de la chambre antérieure qui, au sens anatomique du terme, ne prend pas en compte l'épaisseur de la cornée. Ce paramètre est difficile à apprécier en préopératoire.

Les valeurs habituellement retenues sont de 3 mm pour un implant de chambre antérieure et de 4 mm pour un implant de chambre postérieure.

6.5. Influence de la position de l'implant dans le calcul de la puissance de l'implant :

L'écart entre la réfraction finale réelle prévue dans le verre de lunettes et celle obtenue en réalité est de l'ordre de 1 d par mm d'erreur dans la position de l'implant (Leonard et Rommel, 1981). Cependant, cette correspondance ne se vérifie que dans les yeux proches de l'emmétropie.

L'erreur de calcul est d'autant plus grande que l'implant est plus puissant et peut atteindre 2,5 d par mm. Il en va de même dans les cas où la cornée est de faible puissance (hypermétropie de courbure).

De même, l'erreur de calcul est plus importante lorsque la chambre antérieure est plus profonde : si l'erreur de calcul est d'environ 1 d par mm pour une distance à l'apex de 2 à 3mm, elle peut atteindre 1,25 d par mm pour une distance de 3 à 4mm.

Ainsi, les risques d'erreur liés à une mauvaise prédiction de la position de l'implant sont plus importants avec les implants de chambre postérieure qu'avec les implants de chambre antérieure et avec les yeux hypermétropes qu'avec les yeux myopes.

Le matériau de l'implant a aussi son importance : en cas d'implant souple, la rétraction du sac cristallinien, en modifiant la position de l'implant, peut expliquer certaines variations notables de la réfraction, plusieurs mois après la chirurgie.

6.6. Formules de calcul des implants intraoculaires.

Toutes les formules biométriques ont montré la nécessité, pour une meilleure précision dans le calcul de la puissance de l'implant, de prédire correctement la position postopératoire effective de l'implant.

Le choix de la formule biométrique se fera par conséquent en fonction de la longueur axiale, mais aussi des paramètres (kératométrie, profondeur de la chambre antérieure...) pris en compte pour estimer cette position.

Les formules Hoffer Q et Holladay II seront privilégiées pour les yeux courts, les formules Holladay I et SRK-T pour les yeux longs, la formule Holladay II sera utile pour les yeux ayant des paramètres anatomiques et biométriques atypiques. (6)

6.6.1. Formules SRK et SRK-II

▪ Principes :

La mise en commun des conclusions de plusieurs travaux a donné naissance à la formule de SRK, dont le nom correspond aux initiales de leurs auteurs Sanders, Retzlaff et Kraff (1980). (6)

Dans cette formule, une relation linéaire unit la puissance de l'implant emmétropisant aux paramètres biométriques principaux :

▪ La formule SRK : $P = A - 2,5L - 0,9K.$

P : puissance de l'implant

A : constante de 115 si ICA ou de 119 si ICP

L : longueur axiale en millimètres

K :kératométrie moyenne en dioptries

▪ **Résultats :**

La formule SRK et les formules théoriques donnent sensiblement les mêmes résultats quand les yeux ont une longueur comprise entre 22,5 et 24 mm. En dehors de ces valeurs, il convient d'apporter des corrections tant aux formules théoriques qu'aux formules de régression.

En effet, pour les yeux hypermétropes, la formule SRK sous évalue la puissance de l'implant, il en résulte une hypermétropisation du patient. Inversement, dans les yeux myopes, la puissance de l'implant est donnée trop grande et le patient est myopisé.

Ces deux formules sont fondées sur les résultats de la réfraction de plusieurs grandes cohortes de patients opérés de chirurgie de la cataracte avec les mêmes implants. Ces formules sont fondées sur l'analyse par régression statistique sur de larges échantillons. Ce sont Sanders, Retzlaff et Kraff qui ont établi, en 1980, la formule SRK qui sera modifiée quelques années plus tard et deviendra la formule SRK-II, en adaptant le calcul de la puissance de l'implant à la longueur axiale de l'œil:

- si $L < 20$ mm, on ajoute +3 à la valeur de A,
- si $20 < L < 21$ mm, on ajoute +2 à la valeur de A,
- si $21 < L < 22$ mm, on ajoute +1 à la valeur de A,
- si $L > 24$ mm, on retire 0,5 à la valeur de A,
- si $L > 26$ mm, on retire 1,5 à la valeur de A.

Le passage de la formule SRK à SRK II est emblématique du problème posé par la prédiction de l'ELP, chez les yeux « courts », qui présentent souvent une variabilité accrue des dimensions du segment antérieur en comparaison avec les yeux « longs ». Toutes les formules de calcul biométrique utilisent une ("A" dans

cet exemple) ou plusieurs variables dont la valeur est ajustable afin d'accroître la précision du calcul. Dans les formules modernes, la valeur du paramètre équivalent à A est affinée grâce à la prise en compte (ou l'exclusion selon le contexte) de diverses variables (diamètre blanc à blanc, épaisseur du cristallin, etc). (6)

6.6.2. Formule SRK-T

Les mêmes auteurs (Sanders, Retzlaff et Kraff) ont établi une formule « théorique » en associant des éléments empruntés aux formules de Hoffer-Collenbrander et Binkhorst : prise en compte de la profondeur de la chambre antérieure « postopératoire » (calculée à partir d'études rétrospectives postopératoires et associée à la constante A de l'implant), de l'indice de réfraction de la cornée et de l'épaisseur rétinienne. Elle est considérée comme une formule de troisième génération dans laquelle la position effective de l'implant (ELP) est estimée en fonction de la longueur axiale et des kératométries qui déterminent la flèche cornéenne (distance de l'endothélium au plan irien) (6).

Formule SRK-T :

$$P = \frac{1000 \times n_h \times A \times (n_h \times r - n_c \times L_c)}{(L_c - ACD) \times (n_h \times r - n_c \times ACD)}$$

P : puissance de l'implant

n_h : indice de réfraction de l'humeur aqueuse = 1,336

r : rayon de courbure de la cornée

n_c : indice de réfraction de la cornée

L_c : longueur axiale en mm corrigée de l'épaisseur rétinienne

ACD : profondeur de la chambre antérieure postopératoire calculée

d'après la constante A

6.6.3. Formule Hoffer Q

C'est une formule de troisième génération dans laquelle la position effective de l'implant est « personnalisée ». Elle est également estimée à partir de la longueur axiale et des kératométries, mais un facteur modérateur est ajouté dans les yeux très longs (longueur axiale supérieure à 26 mm) ou très courts (longueur axiale inférieure à 22 mm) (47) (48).

6.6.4. Formule Holladay

C'est aussi une formule de troisième génération qui a la particularité d'intégrer le *surgeon factor*, défini comme la distance en millimètre entre le plan irien antérieur et le plan optique de l'implant. Ce facteur varie en fonction du type d'implant utilisé (matériau, diamètre, angulation éventuelle).

La position effective de l'implant est également estimée à partir de la longueur axiale et des kératométries.

6.6.5. Formule Holladay II :

C'est une formule de dernière génération qui prédit la position effective de l'implant en fonction d'au moins 7 facteurs différents : la longueur axiale, les kératométries maximales et minimales, la profondeur de la chambre antérieure préopératoire, l'âge, l'épaisseur cristallinienne, la réfraction préopératoire et le diamètre cornéen. Le nombre élevé de paramètres dédiés à l'estimation de l'ELP explique que cette formule est intéressante pour le calcul biométrique sur des yeux « atypiques » (exemple : en chirurgie de cataracte après chirurgie réfractive). L'équation exacte de cette formule n'a pas été publiée.

6.6.6. Formule de Haigis

C'est une formule de dernière génération qui introduit trois nouvelles constantes ajustables (en fonction du type d'implant, des résultats initialement obtenus), qui ont là encore pour but d'optimiser les résultats. Une importance accrue est donnée à la profondeur préopératoire de la chambre antérieure. Cette formule fournit une estimation de la position de l'implant en fonction des mesures de la profondeur de la chambre antérieure préopératoire et de la longueur axiale, sans tenir compte des mesures kératométriques.

De ce fait, cette formule est utile pour les yeux opérés de chirurgie réfractive cornéenne, et dont la kératométrie n'est plus prédictive de la profondeur du segment antérieur.

6.7. Les sources d'erreur dans le calcul de la puissance d'implant.

Il a été établi que les sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant chez les patients n'ayant pas subi de chirurgie réfractive cornéenne sont représentées par la mesure de la longueur axiale (54 % des cas), puis la mesure de la position effective de l'implant (38 % des cas) et enfin la mesure des kératométries (8 %) lorsqu'on utilise la biométrie par ultrasons (échographie en mode A ou B) (49).

En revanche, d'après Olsen, lorsque la biométrie par rayonnement infrarouge (exemple : IOL Master, Carl Zeiss, Iéna) est utilisée, la position effective de l'implant arrive en première position (42 % des cas) des sources d'erreur de calcul d'implant, suivie par la mesure de la longueur axiale (36 %) et enfin la mesure des kératométries (22 %) (50).(Fig.39)

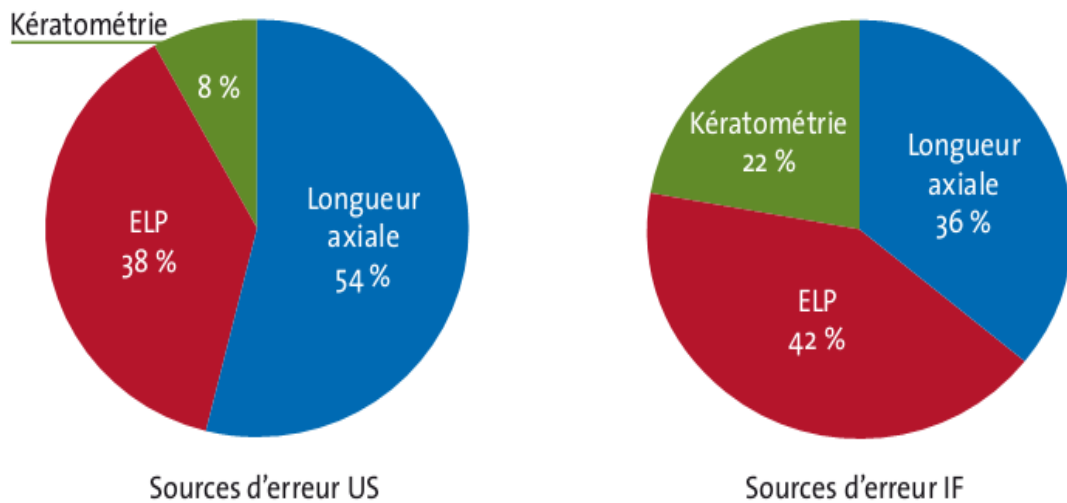


Figure 39 : Sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant en fonction de la technique de biométrie utilisée, biométrie ultrasonore (US) versus biométrie par rayonnement infrarouge (IF).

La fiabilité des mesures biométriques réalisées par échographie et par interférométrie à cohérence optique est équivalente. Néanmoins, on utilisera préférentiellement l'une ou l'autre technique en fonction des pathologies rencontrées. On privilégiera la biométrie ultrasonique en présence d'opacités le long de l'axe visuel (dystrophie ou taie cornéenne, cataracte très dense, hémorragie intravitréenne), en cas de pathologie rétinienne (détachement de rétine, perte de fixation) et en cas de nystagmus. En revanche, la biométrie par interférométrie à cohérence optique sera privilégiée en cas de tamponnement par huile de silicone et en présence de staphylome chez les patients myopes forts (51).

6.8. Quelle formule choisir en pratique ?

Les recommandations de choix de la formule en fonction de la longueur axiale de l'œil sont résumées dans ce tableau (Tableau. 3) (52).

| Longueur axiale | Formule |
|--------------------------|--------------------------------|
| $L < 22 \text{ mm}$ | Hoffer Q, Holladay II |
| $22 < L < 24 \text{ mm}$ | SRK-T, Holladay I, Hoffer Q |
| $24 < L < 26 \text{ mm}$ | SRK-T, Holladay I |
| $L > 26 \text{ mm}$ | SRK-T, Holladay II |

Tableau 3: Choix de la formule de calcul d'implant la plus adaptée en fonction de la longueur axiale du globe oculaire

Il convient néanmoins d'apporter une nuance à cette standardisation : les yeux atypiques présentant une discordance entre leur longueur axiale et leurs kératométries ou une profondeur de chambre antérieure étroite par bombement du plan irido-cristallinien méritent une attention toute particulière. On privilégiera dans ces cas-là les formules de dernière génération (Haigis ou Holladay II) qui prennent en compte le plus grand nombre de paramètres.

6.9. Particularités des biométries.

6.9.1. Les fortes amétropies.

6.9.1.1. Myopie

La myopie forte se traduit par une déformation du pôle postérieur par le staphylome myopique qui peut entraîner des erreurs de biométrie, car les repères de mesure en échographie en mode A deviennent imprécis.

La technique de cohérence optique, grâce à son point de fixation, permet une mesure sur l'axe visuel, limitant ainsi les aléas de mesure de longueur axiale.

Les appareils optiques sont cependant limités dans la mesure des grandes longueurs axiales avec une limite technique à 40 mm pour le IOLMaster® et 32 mm pour le Lenstar®.

6.9.1.2. Hypermétropie

Le calcul d'implant en cas de forte hypermétropie pose différents problèmes. En ce qui concerne la biométrie, il est fortement recommandé d'utiliser une technique sans contact par interférométrie ou un mode ultrasonore en immersion pour éviter la compression de la cornée, qui se traduit par une erreur relative plus importante sur les globes courts.

6.9.2. Biométrie optique sur les yeux opérés pour chirurgie endo-oculaire avec tamponnement interne à l'huile de silicone.

Pour les yeux opérés pour chirurgie endo oculaire avec tamponnement à l'huile de silicone il vaudrait mieux utiliser la technologie de l'interférométrie à cohérence partielle pour calculer la longueur axiale de l'œil. Celle-ci est basée sur la réflexion du signal d'interférence de l'épithélium pigmentaire rétinien. Le chemin optique est transformé en distances géométriques en fonction d'un indice de réfraction moyen.

Dans la biométrie optique on effectue les mesures chez les patients en position assise permettant d'éliminer le phénomène du remplissage incomplet.

En effet, sur plusieurs études, la biométrie optique par interférométrie à cohérence partielle a montré sa fiabilité chez les malades opérés pour chirurgie endo-oculaire avec tamponnement interne à l'huile de silicone (53).

6.9.3. Biométrie et kératoplastie.

Le problème se pose essentiellement lors d'une chirurgie combinée de kératoplastie transfixiante avec cure de cataracte. Effectivement, il n'existe actuellement aucune méthode qui peut prédire avec précision la puissance d'implant à mettre en place lors d'une chirurgie combinée de kératoplastie transfixiante associée à une chirurgie de cataracte.

Dans cette situation pour une meilleure précision il est suggéré de réaliser dans un premier temps opératoire une kératoplastie associée à une cure de cataracte en gardant le sac capsulaire puis l'implantation est réalisée comme une procédure secondaire (54).

7. Gestion du stock

7.1. Généralités

La prévision des approvisionnements est déterminée par le budget de production. L'objectif de la gestion des stocks est d'éviter toute rupture dans l'approvisionnement, tout en diminuant les coûts de stockage. Il s'agit de trouver une solution optimale.

Pour éviter toute rupture normale (lorsque la production est discontinuée) ou accidentelle (rupture d'approvisionnement, panne, composants défectueux), la gestion des stocks a pour objectif de déterminer le niveau de stock optimum pour un minimum de coût.

7.2. Les politiques traditionnelles d'approvisionnement (55)

7.2.1. Les types de stock

La gestion des approvisionnements devra impérativement définir les quantités approvisionnées à chaque commande et le rythme des approvisionnements.

- **Le stock minimum**

Encore appelé stock tampon ou stock d'alarme. Il correspond à la consommation de l'article durant le délai d'approvisionnement (laps de temps entre la commande et la livraison).

Exemple : si le délai d'approvisionnement est de 5 jours et que les consommations quotidiennes sont de 100 unités, le stock minimum est de $5 \times 100 = 500$ unités.

- **Le stock de sécurité**

C'est le niveau de stock qui permet de répondre aux aléas les plus fréquents liés à la consommation et à la livraison.

- **Le stock d'alerte**

Encore appelé stock critique. C'est le niveau de stock pour lequel on déclenche la commande au risque sinon de connaître une rupture.

Stock d'alerte = stock minimum + stock de sécurité

l'évolution chronologique d'un stock dépend de la commande ,la livraison, et la consommation du produit (Fig.40).

Représentation graphique

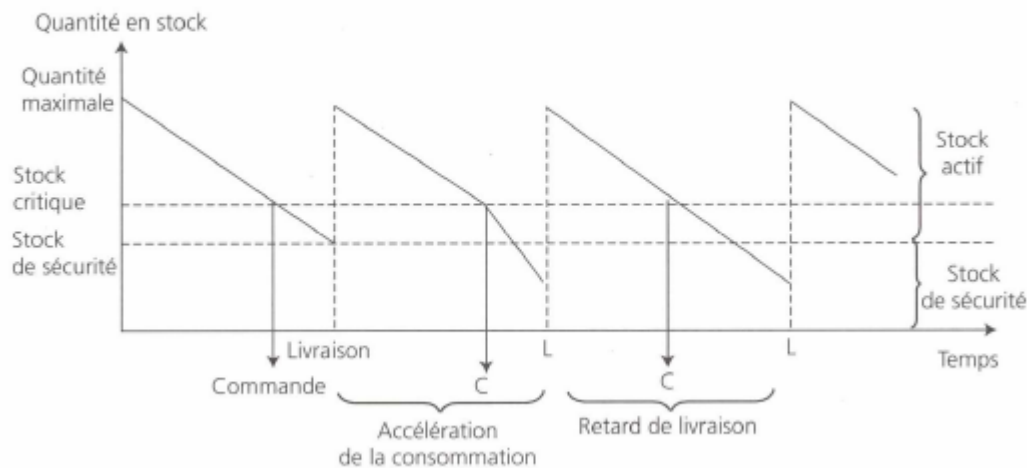


Figure 40 : Représentation graphique de l'évolution chronologique d'un stock

7.2.2. Les composantes du coût d'approvisionnement

▪ Le coût d'achat

Le coût d'achat comprend le prix d'achat et les frais accessoires d'achat.

▪ Le coût de possession de stock

Il regroupe l'ensemble des coûts générés par le maintien des articles en stock: coût des locaux occupés, d'assurance, etc. Le taux de possession du stock est généralement exprimé en (%) de la valeur totale de l'article.

Coût de possession = Taux de possession \times le stock moyen

Stock moyen = Stock de sécurité + (stock actif/2)

▪ Le coût de passation d'une commande

Il correspond aux frais engagés pour chaque commande : préparation de commande, élaboration du bon de commande, communications téléphoniques, etc.

▪ Le coût total d'approvisionnement

Il correspond au coût d'achat majoré du coût de possession du stock et de passation des commandes.

▪ **Le coût de rupture (ou coût de pénurie)**

Le coût de rupture recouvre un ensemble de coûts apparents ou cachés qui est la conséquence d'une rupture de stock : pénalités de retard spécifiées dans un contrat, recours à des fournitures spéciales à prix majorés, recours à des transports exceptionnels, onéreux, etc.

7.2.3. Le modèle d'optimisation de la gestion de stock : le modèle de Wilson (55)

Ce modèle repose sur la recherche du coût qui minimise le coût total d'approvisionnement d'un article. La minimisation du coût détermine la quantité optimale à commander. Le modèle de Wilson propose de déterminer le lot de commande optimum qui minimise le coût des approvisionnements. Ce modèle n'intègre pas le coût éventuel de rupture.

Le modèle repose sur un certain nombre d'hypothèses :

- consommation régulière tout au long de l'année ;
- aucune pénurie n'est admise ;
- il y existe un nombre optimal de commandes égales d'approvisionnement.

Soient :

C la consommation annuelle de l'élément approvisionné (en quantité)

p le prix unitaire de l'élément

Q la quantité approvisionnée à chaque commande (Stock moyen = $Q/2$)

N le nombre annuel de commandes (ou $N = C/Q$)

t le taux de possession du stock

Ca le coût de passation d'une commande

Coût de passation : $y_1 = Ca \times C/Q$ **Coût de possession :** $y_2 = t \times p \times (Q/2)$

III. Etude pratique

1. Matériels et méthodes

Cette étude prospective et rétrospective s'est étalée sur une période de 12 mois : du mois de mars 2013 au mois de mars 2014.

Nous avons pris comme échantillon de l'étude 1 000 yeux de 1 000 patients candidats à une chirurgie de cataracte. 500 patients ont bénéficiées de biométrie par échographie en mode A "contact" (Fig.42) et les 500 autres de biométrie optique à faible cohérence réflectométrique "non contact" (Fig.41).

Pour déterminer la taille de l'échantillon on a utilisé cette formule:

$$n = (z)^2 p (1 - p) / d^2$$

n = taille de l'échantillon

z = pour un niveau de confiance de 99% , z = 2.575

p = proportion estimée de la population qui présente la caractéristique (lorsque inconnue, on utilise p = 0.5)

d = marge d'erreur tolérée (par exemple on veut connaître la proportion réelle à 4% près)

Pour déterminer la taille de l'échantillon pour un niveau de confiance de 99% avec une marge d'erreur de 4%.

Nous obtenons donc: $n = (2.575)^2 / 4(0.04)^2 \simeq 1000$

Sur les 3 520 malades qu'on opère par an, l'échantillon de 1 000 patients est statistiquement représentatif de notre population.

Nous avons recueilli les mesures d'un seul œil pour chaque malade. L'œil choisi est celui où les valeurs mesurées sont les plus authentiques avec le minimum d'écart-type validé par l'appareil.

Ceci nous a permis aussi d'éviter les répétitions des valeurs et une meilleure étude statistique vu que les mesures sont souvent voisines entre les deux yeux.

Les appareils utilisés sont :



Figure 41: Le Lenstar LS 900 de chez HAAG-STREIT: biomètre non contact



Figure 42 : L'Ultrasound AlconRxPOcuScan: biomètre contact

Les paramètres étudiés sont :

- L'âge et le sexe;
- La Kératométrie;
- La longueur axiale la profondeur de la chambre antérieure et la taille du cristallin et la profondeur du vitré;
- La puissance de l'implant calculé selon une formule adaptée à la longueur axiale pour l'implant MI60 avec la constante A à 118,4.

Les résultats sont recueillis sur un tableau Excel et l'analyse statistique a été effectuée par le logiciel IBM SPSS Statistics v20.

2. Résultats.

2.1. Âge et sexe des malades.

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | Médiane | | |
|-----------------------|---------|---------|---------|------------|---------|---------|------|
| Age(années) | 20 | 94 | 64,62 | 12,49 | 65 | | |
| Tranche d'âge(années) | [20-30] |]30-40] |]40-50] |]50-60] |]60-70] |]70-80] | > 80 |
| Pourcentage(%) | 3.25 | 3 | 5.5 | 18.5 | 38.6 | 25.35 | 5.8 |

Tableaux 4: Résultat de l'âge des malades

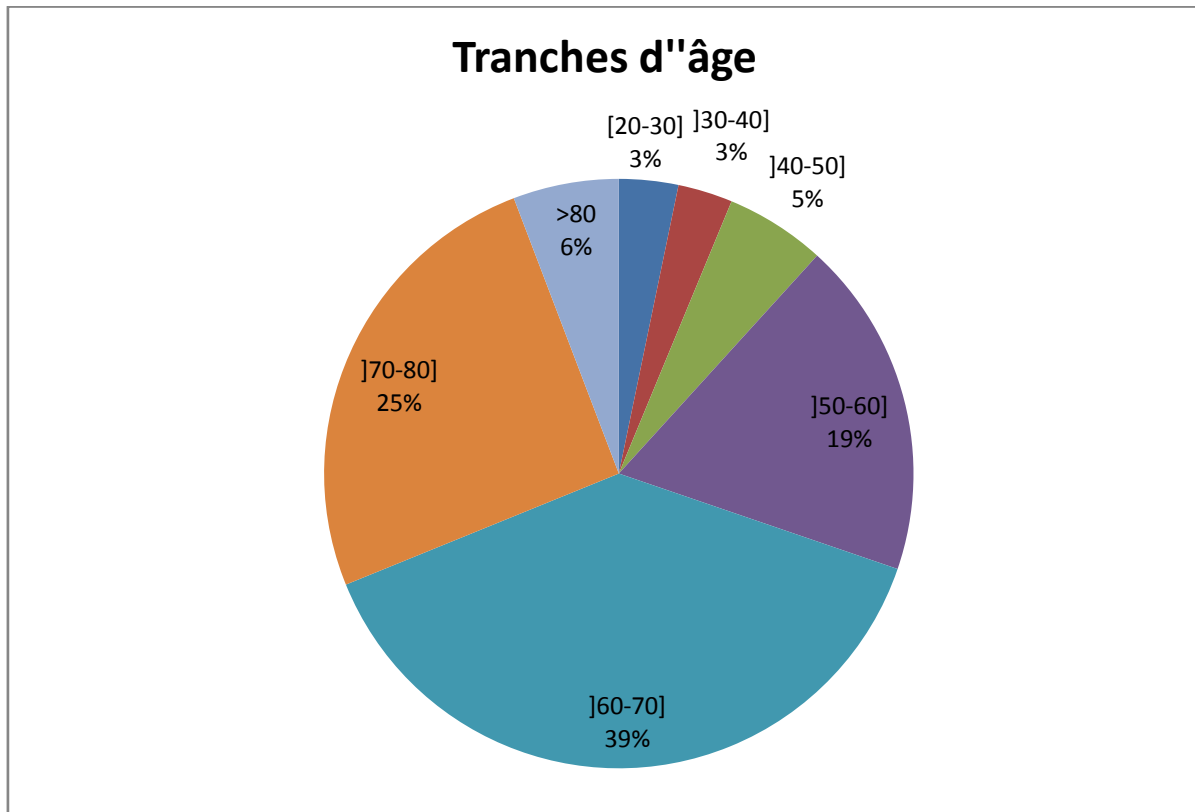


Figure 43: Graphique montrant le pourcentage en fonction des tranches d'âge

| | | Effectifs | Pourcentage |
|--------|-------|-----------|-------------|
| Valide | F | 531 | 51,7 |
| | M | 469 | 48,3 |
| | Total | 1000 | 100,0 |

Tableau 5: Résultat du sexe des malades

Chez les 1000 patients étudiés l'âge moyen est de $64,62 \pm 12,5$ avec une médiane de 65 ans (20 à 94 ans). Les 1000 patients recueillis sont subdivisés en 531 femmes et 469 hommes avec un sex-ratio de 0,90. 64 % de nos patients ont un âge compris entre 60 et 80 ans.

2.2. Paramètres biométriques.

2.2.1. La longueur axiale

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| LA (en mm) | 19.14 | 34,67 | 23,67 | 1,9 | 23.30 |

| LA(en mm) |]19-22] |]22-24] |]24-26] | >26 |
|-----------------|---------|---------|---------|-----|
| Pourcentage (%) | 10 | 62.5 | 19 | 8.5 |

Tableau 6: Résultat de la longueur axiale

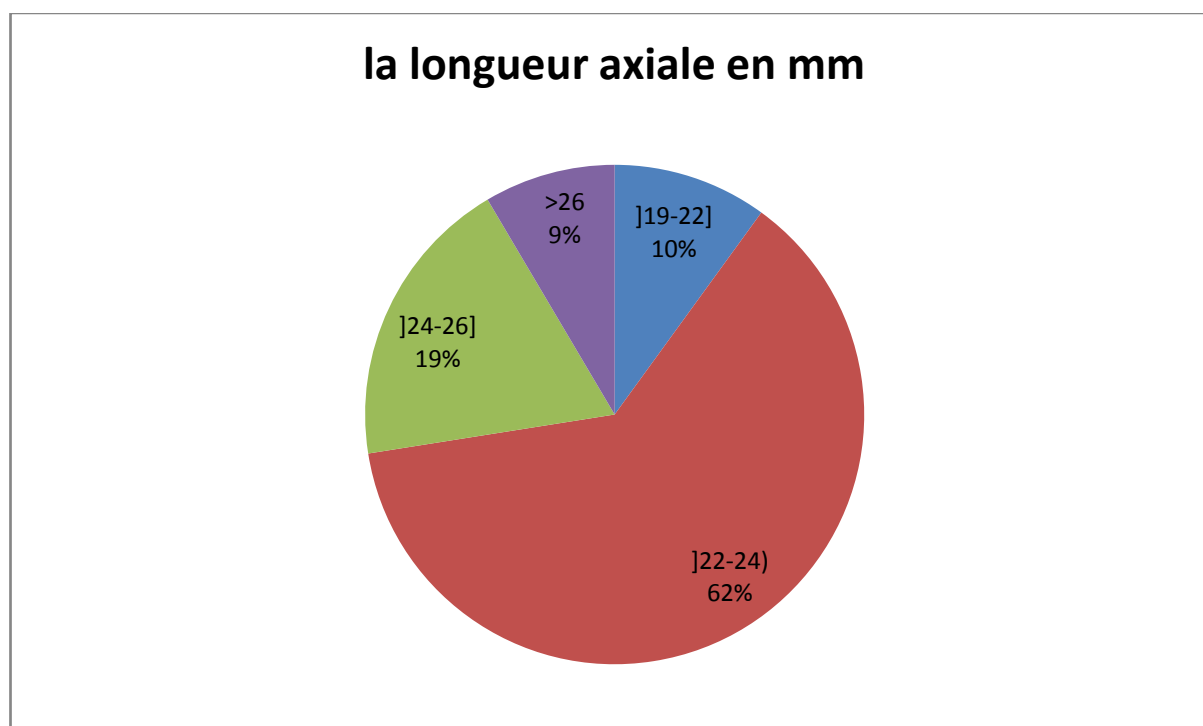


Figure 44: Graphique montrant la répartition de la longueur axiale par tranche

La longueur axiale moyenne des 1000 yeux étudiés est de $23,67 \pm 1,9\text{mm}$ avec une médiane de 23,30 (19,14 à 34,67).

Dans notre étude 62% de nos patients ont une longueur axial qui se situe entre 22 et 24 mm. et 28 % plus de 24 mm, et seulement 10 % moins de 22 mm de longueur axial.

2.2.2. Profondeur de la chambre antérieure

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|--------------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| Profondeur (en mm) | 1,89 | 4,82 | 3,18 | 0,48 | 3.22 |

| chambre antérieure(en mm) | [1,89-3.2] |]3,2-4] |]4 - 4,8] |
|---------------------------|------------|---------|-----------|
| Pourcentage(%) | 48,8 | 46 | 5,2 |

Tableau 7: Résultat de la profondeur de la chambre antérieure

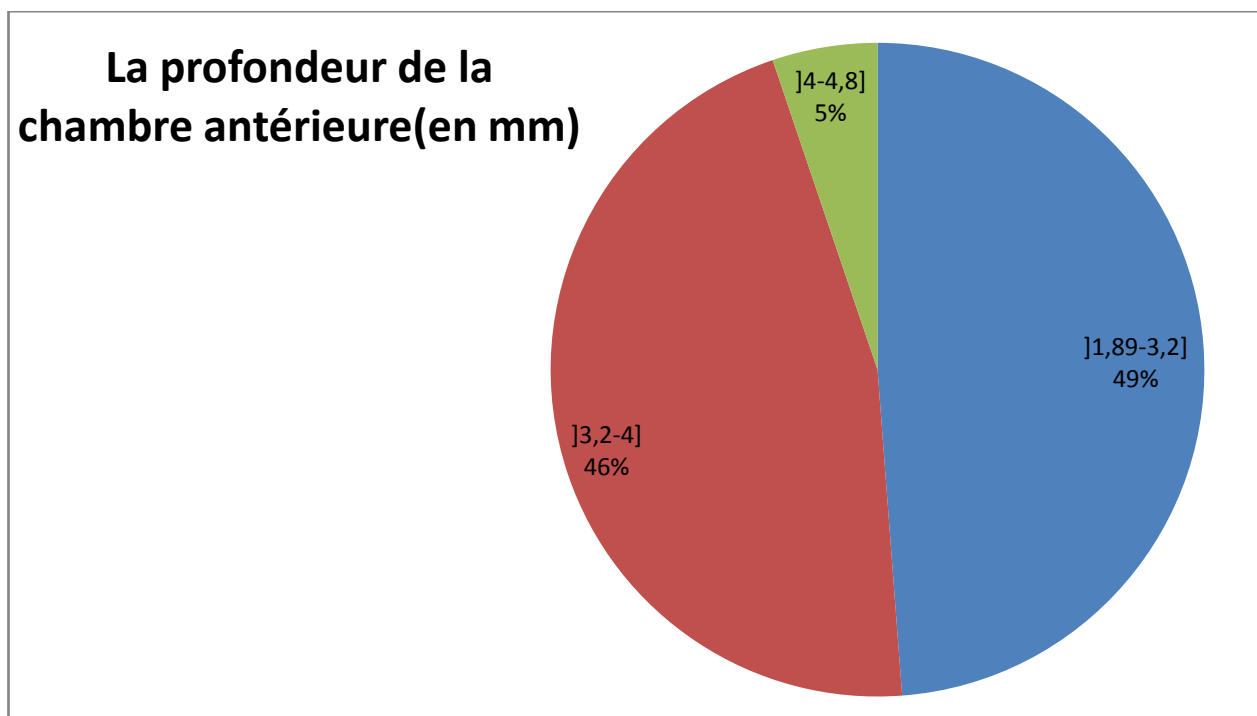


Figure 45: Graphique montrant la répartition de la profondeur de la chambre antérieure par tranche

La profondeur moyenne de la chambre antérieure sur les 1000 yeux est de $3,18 \pm 0,48$ mm avec une médiane de 3,22 mm (1,89 à 4,82). 50% de nos patient ont une profondeur de la chambre antérieure inférieure à 3,2 mm.

2.2.3. Epaisseur du cristallin

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|-----------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| Lentille(en mm) | 3,40 | 5,72 | 4,42 | 0,39 | 4.42 |

Tableau 8: Résultat de l'épaisseur du cristallin

L'épaisseur moyenne du cristallin est de $4,42 \pm 0,39$ mm avec une médiane de 4,42 (3,4 à 5,72).

2.2.4. Kératométrie

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|-----------------------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| Kératométrie (en dioptries) | 38,50 | 53,75 | 43,95 | 1,68 | 43.8 |

| Kératométrie (en dioptries) | [38,5–42,7] |]42,7–45,6] |]45,6–53,75] |
|-----------------------------|-------------|-------------|--------------|
| Pourcentage(%) | 22.2 | 61 | 16.8 |

Tableau 9: Résultat de la kératométrie

Kératométrie (en dioptrie)

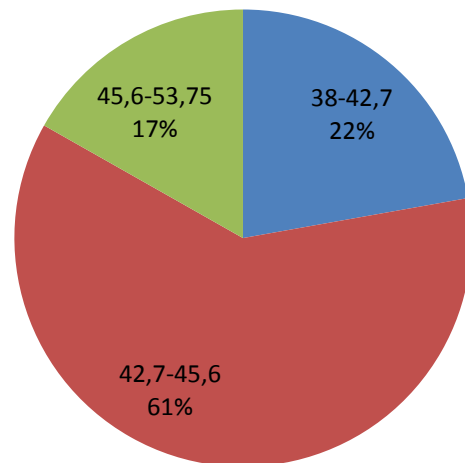


Figure 46: Graphique montrant la répartition de la Kératométrie par tranche

La kératométrie moyenne est de $43,95 \pm 1,68$ dioptries avec une médiane de 43,8 (38,50 à 53,75). 61 % de nos patients ont une kératométrie entre 42,7 et 45,6 dioptries.

2.2.5. Profondeur du vitré

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|----------------------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| Profondeur (en millimètre) | 10,90 | 25,66 | 16,05 | 1,76 | 15,75 |

Tableau 10: Résultat de la profondeur du vitré

La profondeur du vitré moyenne est de $16,05 \pm 1,76$ mm avec une médiane de 15,75 (10,9 à 25,66).

2.3. Puissance de l'implant

| | Minimum | Maximum | Moyenne | Ecart type | médiane |
|---------------------|---------|---------|---------|------------|---------|
| MI60 (en dioptries) | -7,0 | 37,0 | 19,94 | 5,43 | 21 |

Tableau 11: Résultat de la puissance de l'implant

La puissance de l'implant moyenne est de $19,94 \pm 5,43$ avec une médiane de 21 (-7 à 37). 53 % de nos patients ont besoin d'un implant dont la puissance se situe entre 19 et 23 dioptries.

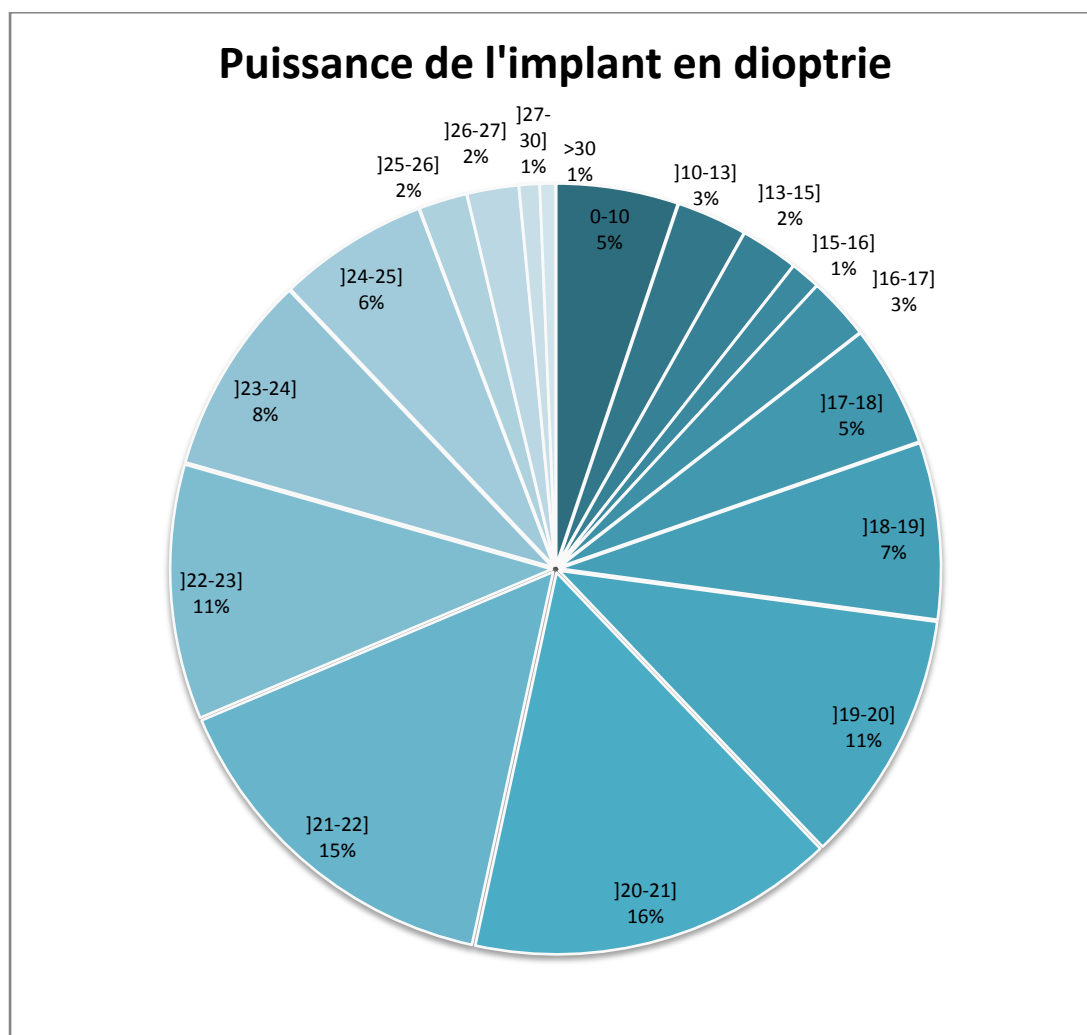


Figure 47: Graphique montrant la puissance de l'implant en fonction des différentes tranches

2.4. Corrélations des paramètres biométriques

2.4.1. Corrélation des paramètres biométriques selon le sexe.

2.4.1.1. Profondeur de la chambre antérieure selon le sexe

| Sexe | Moyenne(en mm) | Nombre | Ecart-type | Degré de significativité |
|-------|----------------|--------|------------|--------------------------|
| M | 3,21 | 469 | 0,46 | 0,020 |
| F | 3,15 | 531 | 0,50 | |
| Total | 3,18 | 1000 | 0,48 | |

Tableau 12: Analyse statistique de la profondeur de la chambre antérieure selon le sexe

L'analyse de ce tableau montre que la comparaison de la profondeur de la chambre antérieure selon le sexe est plus étroite chez la femme 3,15 mm que chez l'homme 3,21 mm avec un $p=0,020$ selon le test de Bartlett.

2.4.1.2. Epaisseur du cristallin selon le sexe.

| Sexe | Moyenne(en mm) | Nombre | Ecart-type | Degré de significativité |
|-------|----------------|--------|------------|--------------------------|
| M | 4,45 | 469 | 0,39 | 0,008 |
| F | 4,42 | 531 | 0,38 | |
| Total | 4,42 | 1000 | 0,39 | |

Tableau 13: Analyse statistique de l'épaisseur du cristallin selon le sexe

L'analyse de ce tableau montre que le cristallin est plus épais chez l'homme 4,45 mm que chez la femme 4,42 mm avec un $p=0,008$ selon le test de Bartlett.

2.4.1.3. Longueur axiale selon le sexe

| Sexe | Moyenne(en mm) | Nombre | Ecart-type | Degré de significativité |
|-------|----------------|--------|------------|--------------------------|
| M | 23,72 | 469 | 1,65 | 0,263 |
| F | 23,61 | 531 | 2,11 | |
| Total | 23,66 | 1000 | 1,90 | |

Tableau 14: Analyse statistique de la longueur axiale selon le sexe

L'analyse de ce tableau montre que il n'y a pas de différence statistiquement significatif entre la longueur axial chez l'homme à 23,72 mm et chez la femme à 23,61 mm avec un $p=0,263$ selon le test de Bartlett.

2.4.1.4. Kératométrie selon le sexe

| Sexe | Moyenne (en dioptries) | Nombre | Ecart-type | Degré de significativité |
|-------|------------------------|--------|------------|--------------------------|
| M | 43,02 | 469 | 1,59 | 10^{-3} |
| F | 43,76 | 531 | 1,72 | |
| Total | 43,41 | 1000 | 1,70 | |

Tableau 15: Analyse statistique de la kératométrie selon le sexe

Il existe une différence statistique très significative de la kératométrie selon le sexe selon le test de Bartlett.

Nous constatons que la kératométrie moyenne chez les femmes qui est de 43,76 dioptries est plus puissante que celle chez les hommes 43,02 dioptries avec un $p < 10^{-3}$.

2.4.1.5. Profondeur du vitré selon le sexe

| Sexe | Moyenne(en mm) | Nombre | Ecart-type | Degré de significativité |
|-------|----------------|--------|------------|--------------------------|
| M | 16,05 | 469 | 1,54 | 0,999 |
| F | 16,05 | 531 | 1,95 | |
| Total | 16,05 | 1000 | 1,76 | |

Tableau 16: Analyse statistique de la profondeur du vitré selon le sexe

L'analyse de ce tableau montre que statistiquement on a retrouvé presque la même profondeur du vitré entre les hommes et les femmes avec un moyenne à 16,05 mm.

2.4.2. Corrélation des paramètres biométriques selon la Kératométrie

2.4.2.1. Kératométrie selon la profondeur de la chambre antérieure

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|--------------|-------------------------------------|----------------------------|-----------|
| Kératométrie | Profondeur de la chambre antérieure | -0,133 | 10^{-3} |

Tableau 17: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la kératométrie selon la profondeur de la chambre antérieure

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la kératométrie et la profondeur de la chambre antérieure (si la Kératométrie augmente la profondeur de la chambre antérieure diminue et si la profondeur de la chambre antérieure augmente la kératométrie diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

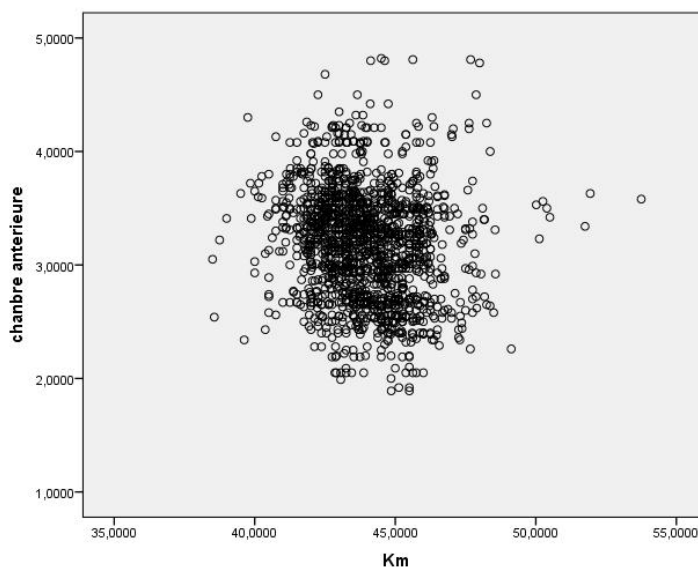


Figure 48: Répartition des malades en fonction de la kératométrie et la profondeur de la chambre antérieure

2.4.2.2. Kératométrie selon l'épaisseur du cristallin

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|--------------|---------------------------|----------------------------|-------|
| Kératométrie | l'épaisseur du cristallin | -0,133 | 0.214 |

Tableau 18: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la kératométrie selon l'épaisseur du cristallin

Aucun lien statistique n'existe entre l'épaisseur du cristallin et la kératométrie moyenne selon les résultats d'analyse de ce tableau avec $p=0,214$.

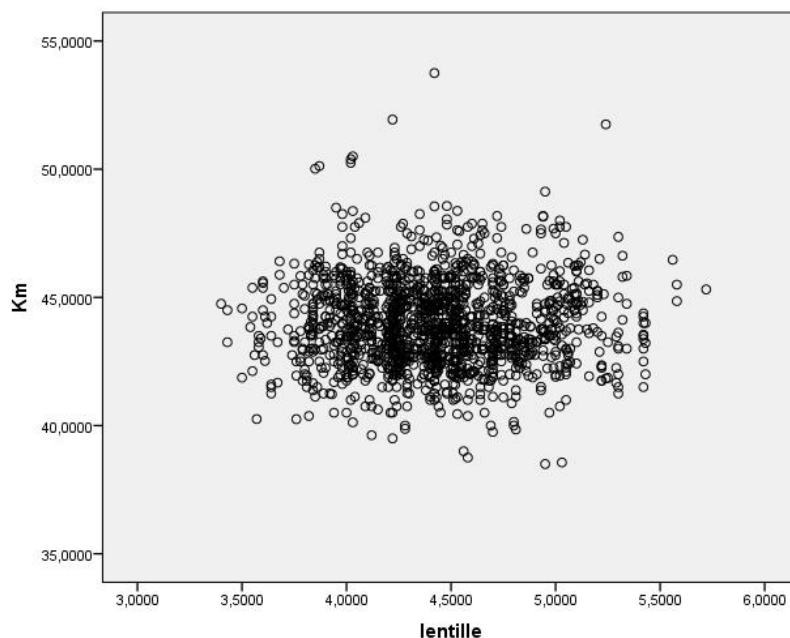


Figure 49 : Répartition des malades en fonction de la kératométrie et l'épaisseur du cristallin

2.4.2.3. Kératométrie selon la longueur axiale

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|--------------|--------------------|----------------------------|-----------|
| Kératométrie | la longueur axiale | -0,246 | 10^{-3} |

Tableau 19: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la Kératométrie selon la longueur axiale

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la kératométrie et la longueur axiale (si la Kératométrie augmente la longueur axiale diminue et si la longueur axiale augmente la kératométrie diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

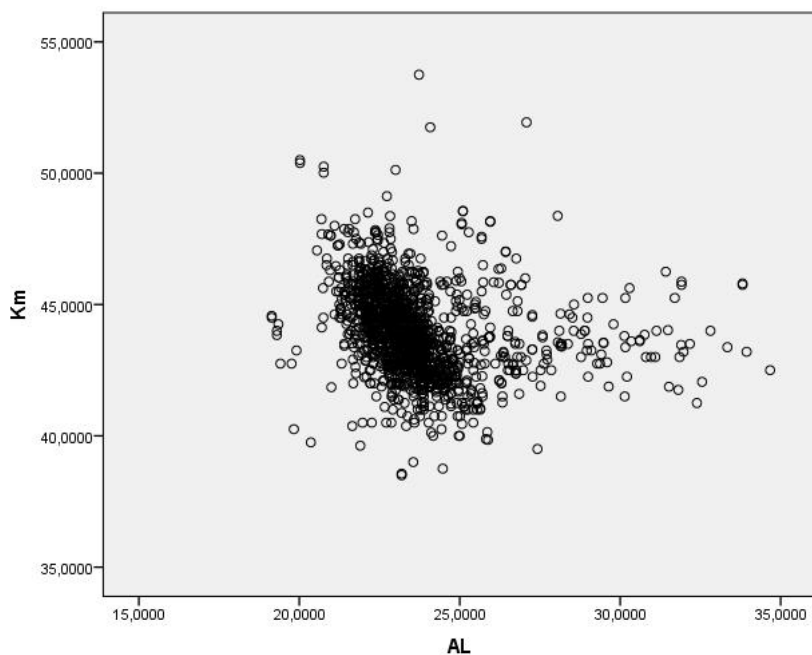


Figure 50: Répartition des malades en fonction de la kératométrie et la longueur axiale

2.4.2.4. Kératométrie selon profondeur du vitré

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|--------------|---------------------|----------------------------|-----------|
| Kératométrie | Profondeur du vitré | -0,230 | 10^{-3} |

Tableau 20: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la Kératométrie selon la profondeur du vitré

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la kératométrie et la profondeur du vitré (si la Kératométrie augmente la profondeur du vitré diminue et si la profondeur du vitré augmente la kératométrie diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

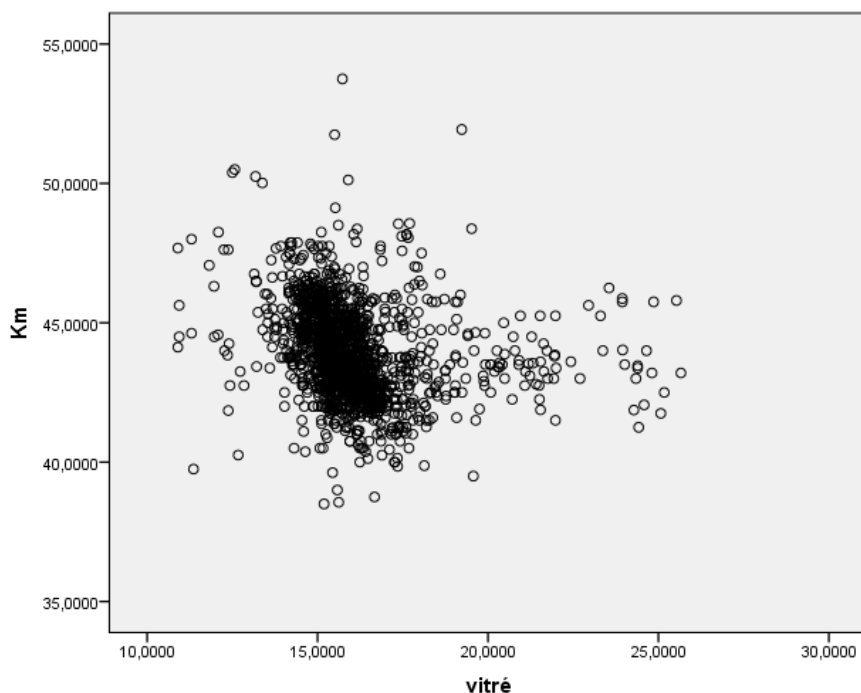


Figure 51: Répartition des malades en fonction de la kératométrie et la profondeur du vitré

2.4.3. Corrélation des paramètres biométriques selon la profondeur de la chambre antérieure

2.4.3.1. Profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------------------|-----------------|----------------------------|-----------|
| Profondeur de la chambre antérieure | longueur axiale | 0,414 | 10^{-3} |

Tableau 21: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale

Il existe statistiquement une corrélation positive significative entre la profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale (si la profondeur de la

chambre antérieure augmente la longueur axiale augmente et si longueur axiale augmente la profondeur de la chambre antérieure augmente) avec un $p < 10^{-3}$.

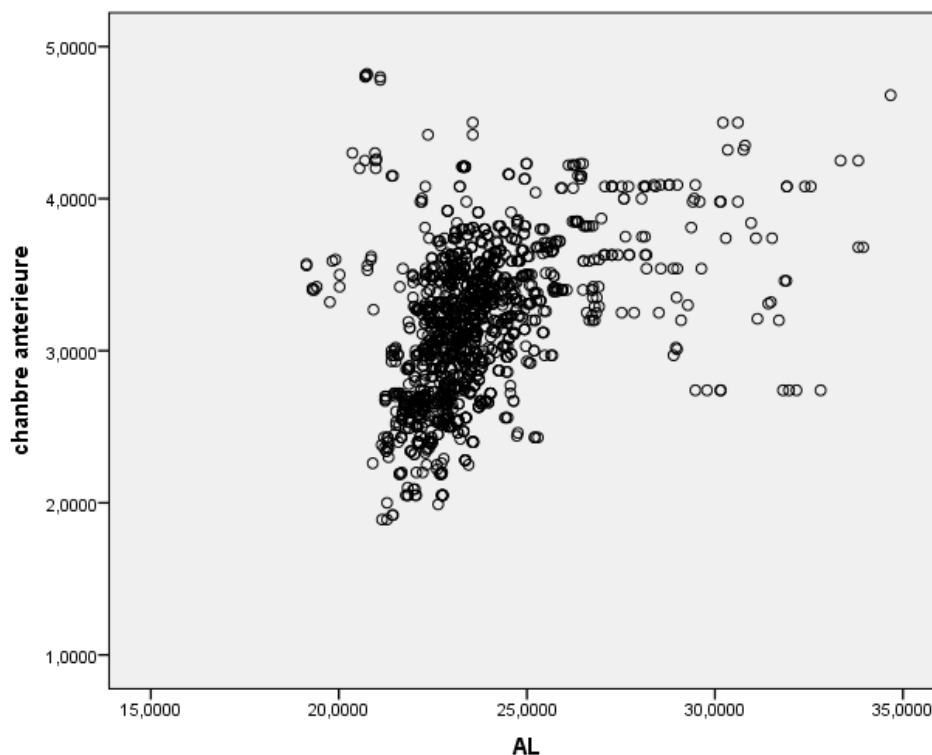


Figure 52: Répartition des malades en fonction de la profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale

2.4.3.2. Profondeur de la chambre antérieure selon l'épaisseur du cristallin

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------------------|---------------------------|----------------------------|-----------|
| Profondeur de la chambre antérieure | l'épaisseur du cristallin | -0,298 | 10^{-3} |

Tableau 22: Analyse statistique IBM SPSS Statistics de la profondeur de la chambre antérieure selon l'épaisseur du cristallin

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre l'épaisseur du cristallin et la profondeur de la chambre antérieure (si l'épaisseur du cristallin augmente la profondeur de la chambre antérieure diminue et si la profondeur de la chambre antérieure augmente l'épaisseur du cristallin diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

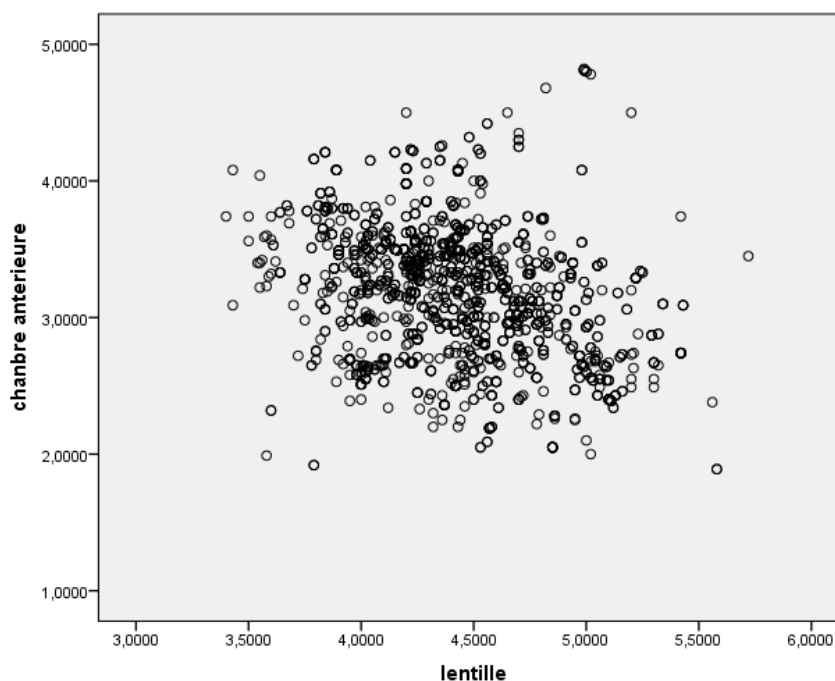


Figure 53: Répartition des malades en fonction de la profondeur de la chambre antérieure et l'épaisseur du cristallin

2.4.4. Corrélation des paramètres biométriques selon l'épaisseur du cristallin

2.4.4.1. Epaisseur du cristallin selon la longueur axiale

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------|--------------------|----------------------------|-------|
| Epaisseur du cristallin | la longueur axiale | 0,020 | 0,423 |

Tableau 23: Analyse statistique IBM SPSS Statistics épaisseur du cristallin selon la longueur axiale

Aucun lien statistique n'existe entre l'épaisseur de cristallin et la longueur axiale moyenne selon les résultats d'analyse de ce tableau avec $p=0,423$

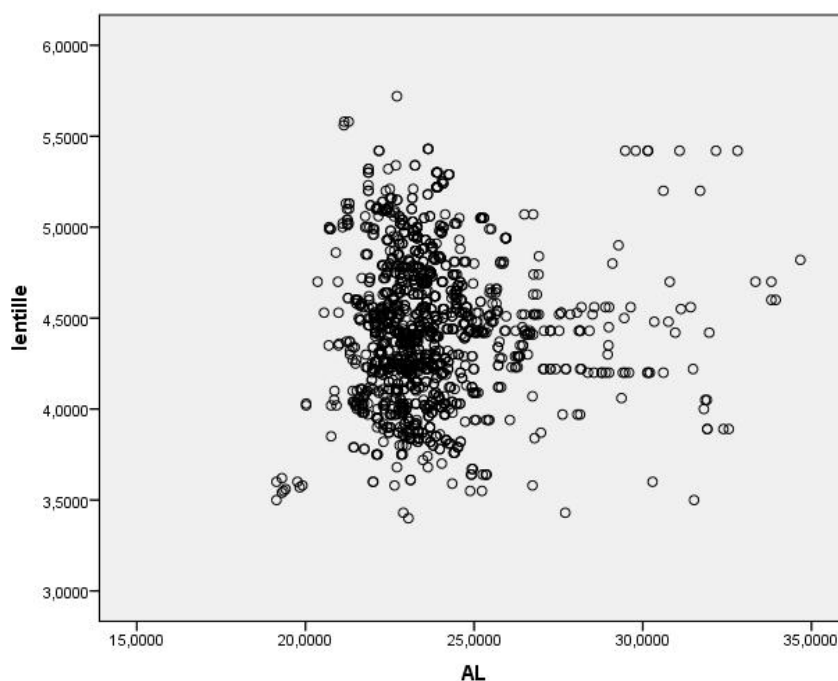


Figure 54: Répartition des malades en fonction de la longueur axiale et l'épaisseur du cristallin

2.4.4.2. Epaisseur du cristallin selon la profondeur du vitré

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------|------------------------|----------------------------|-------|
| Epaisseur du cristallin | la profondeur du vitré | -0,117 | 0.531 |

Tableau 24: Analyse statistique IBM SPSS Statistics épaisseur du cristallin selon la profondeur du vitré

Aucun lien statistique n'existe entre l'épaisseur de cristallin et la profondeur du vitré avec un $p=0531$.

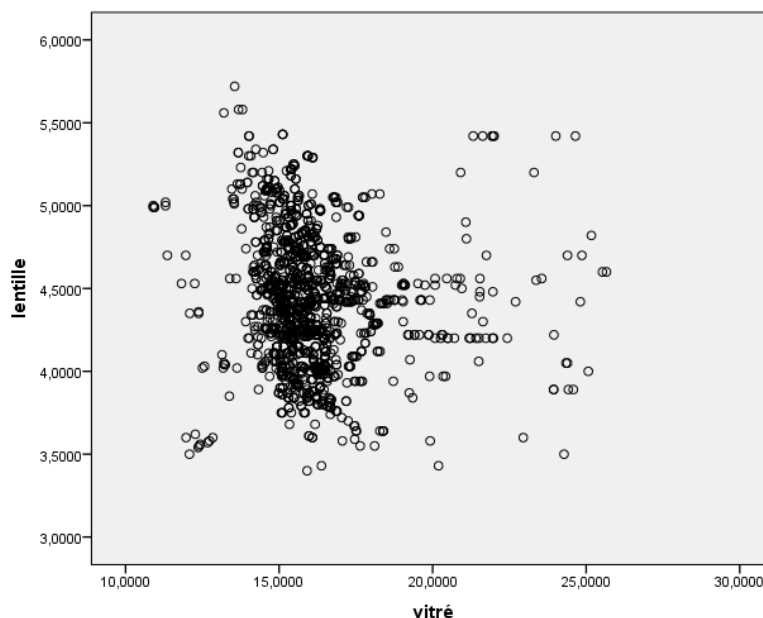


Figure 55: Répartition des malades en fonction de la profondeur du vitré et l'épaisseur du cristallin

2.4.5. Corrélation des paramètres biométriques selon la puissance de l'implant

2.4.5.1. Kératométrie selon la puissance de l'implant

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|--------------|---------------------------|----------------------------|-----------|
| Kératométrie | la puissance de l'implant | -0,055 | 10^{-3} |

Tableau 25: Analyse statistique IBM SPSS Statistics Kératométrie selon la puissance de l'implant

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre Kératométrie et la puissance de l'implant (si Kératométrie augmente la puissance de

l'implant diminue et si la puissance de l'implant augmente Kératométrie diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

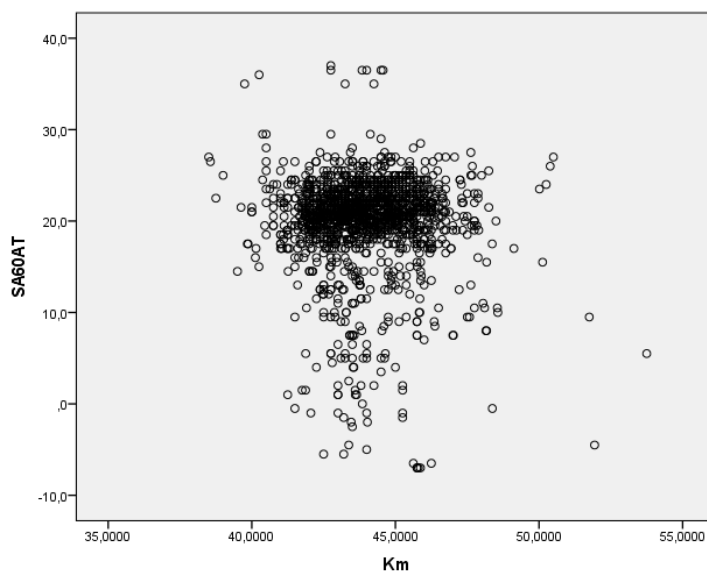


Figure 56 : Graphique montrant la répartition des malades en fonction de la Kératométrie et la puissance de l'implant

2.4.5.2. Profondeur de la chambre antérieure selon la puissance de l'implant

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------------------|---------------------------|----------------------------|-----------|
| Profondeur de la chambre antérieure | la puissance de l'implant | -0,380 | 10^{-3} |

Tableau 26: Analyse statistique IBM SPSS Statistics profondeur de la chambre antérieure selon la puissance de l'implant

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la profondeur de la chambre antérieure et la puissance de l'implant (si la profondeur de la chambre antérieure augmente la puissance de l'implant diminue et si la

puissance de l'implant augmente la profondeur de la chambre antérieure diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

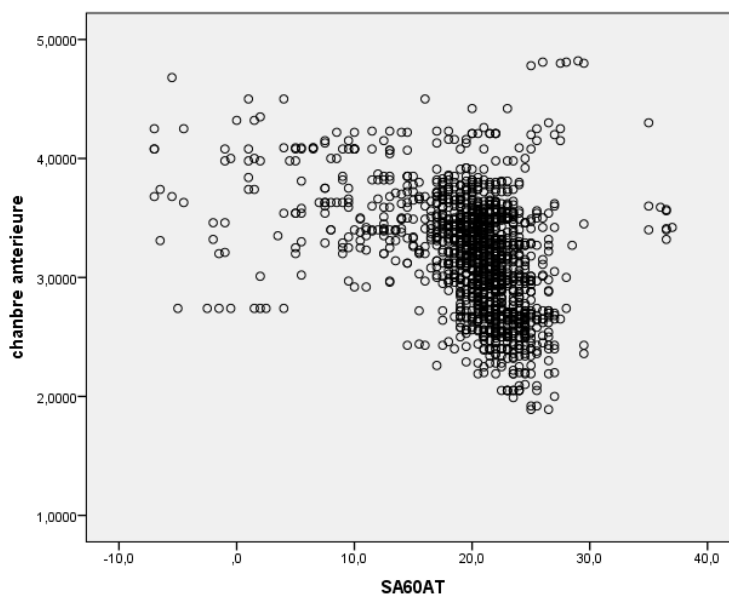


Figure 57 – Répartition des malades en fonction de la profondeur de la chambre antérieure et la puissance de l'implant

2.4.5.3. Epaisseur du cristallin selon la puissance de l'implant

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|-------------------------|---------------------------|----------------------------|-------|
| Epaisseur du cristallin | la puissance de l'implant | -0,026 | 0,245 |

Tableau 27: Analyse statistique IBM SPSS Statistics épaisseur du cristallin selon la puissance de l'implant

Aucun lien statistique n'existe entre l'épaisseur de cristallin et la puissance de l'implant moyenne selon les résultats d'analyse de ce tableau avec $p=0,245$

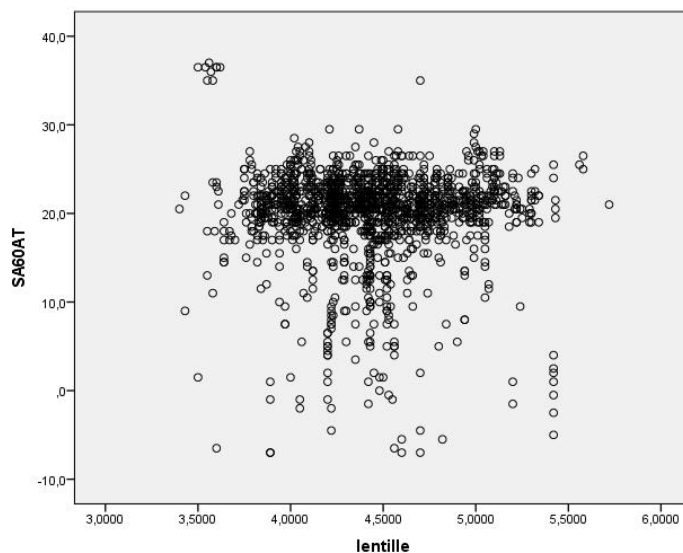


Figure 58: Répartition des malades en fonction de l'épaisseur du cristallin et la puissance de l'implant

2.4.5.4. Longueur axial et puissance de l'implant

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|----------------|------------------------|----------------------------|------------------|
| Longueur axial | puissance de l'implant | -0,934 | 10 ⁻³ |

Tableau 28: Analyse statistique IBM SPSS Statistics longueur axial selon la puissance de l'implant

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la longueur axial et la puissance de l'implant (si la longueur axial augmente la puissance de l'implant diminue et si la puissance de l'implant augmente la longueur axial diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

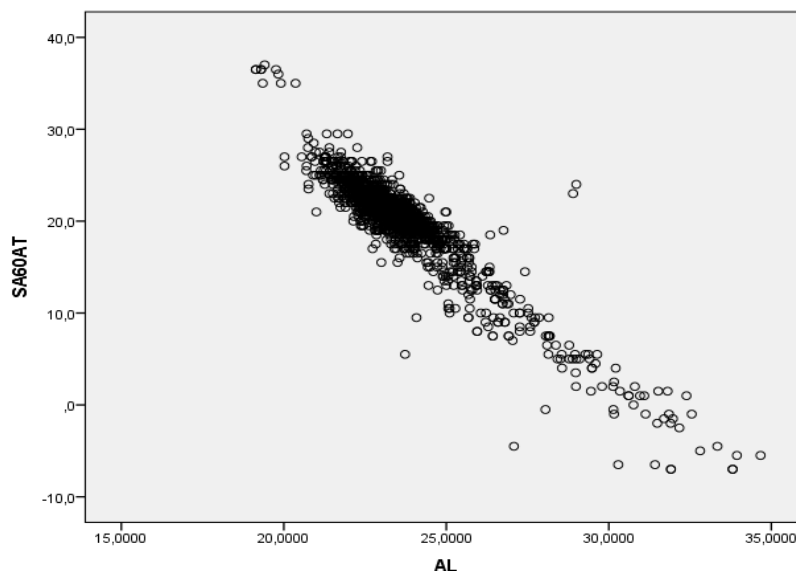


Figure 59: Graphique montrant la répartition des malades en fonction de la longueur axiale et la puissance de l'implant

2.4.5.5. Profondeur du vitre et puissance de l'implant

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|---------------------|------------------------|----------------------------|-----------|
| Profondeur du vitre | puissance de l'implant | -0,900 | 10^{-3} |

Tableau 29: Analyse statistique IBM SPSS Statistics profondeur du vitre selon la puissance de l'implant

Il existe statistiquement une corrélation négative significative entre la profondeur du vitre et la puissance de l'implant (si la profondeur du vitre augmente la puissance de l'implant diminue et si la puissance de l'implant augmente la profondeur du vitre diminue) avec un $p < 10^{-3}$.

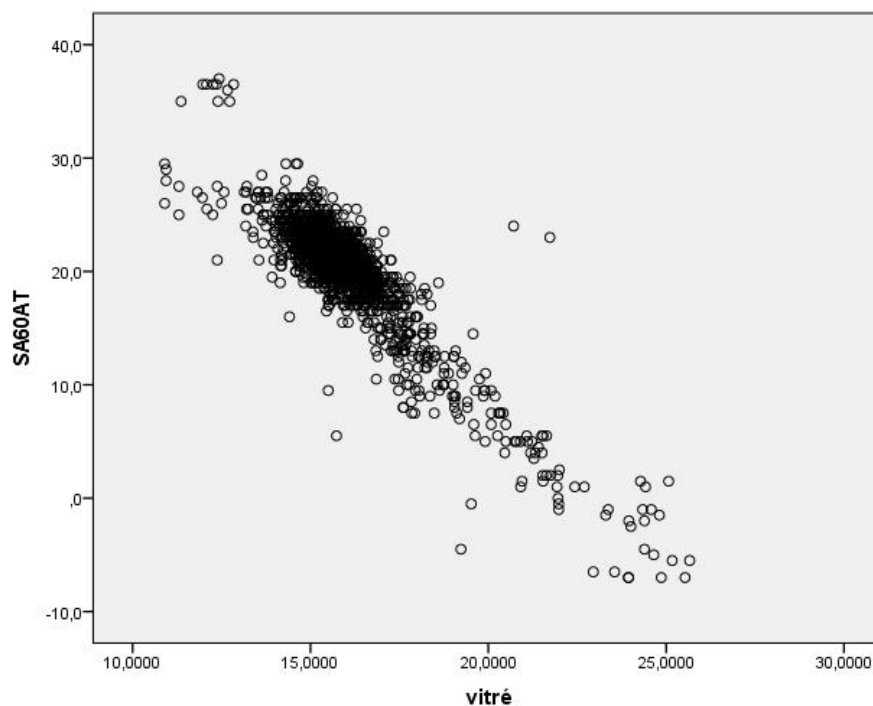


Figure 60: Graphique montrant la répartition des malades en fonction de profondeur du vitré et la puissance de l'implant

2.4.6. Corrélation de la profondeur du vitré selon la longueur axiale

| Variable 1 | Variable 2 | Coefficient de corrélation | P |
|---------------------|--------------------|----------------------------|-----------|
| Profondeur du vitre | la longueur axiale | 0,962 | 10^{-3} |

Tableau 30: Analyse statistique IBM SPSS Statistics profondeur du vitre selon la longueur axiale

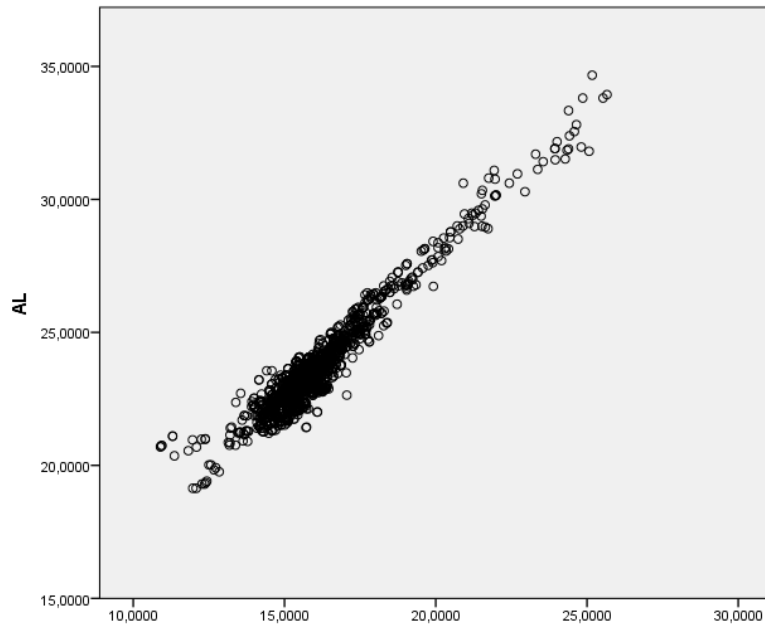


Tableau 31: Graphique montrant la répartition des malades en fonction de profondeur du vitré et la longueur axiale

Il existe statistiquement une forte corrélation positive significative entre la profondeur du vitré et la longueur axiale (si la profondeur du vitré augmente la longueur axiale augmente et si la longueur axiale augmente la profondeur du vitré augmente) avec un $p < 10^{-3}$

IV. Discussion

Au sein du service d'ophtalmologie du CHU Hassan II de Fès, 320 patients à opérer sont programmés par mois ; soit 3 520 malades par an sur une période de 11 mois de programme, le mois août est exclu à cause du risque accru de surinfection en rapport avec les conditions climatiques. Mais seuls 2 400 patients sont opérés et, de ce fait, les 1 120 autres patients également programmés sont reportés, soit une moyenne de 6 patients par jours ; les causes à l'origine des reports les plus fréquentes sont:

- Soit une infection oculaire présentée par le patient le jour de l'opération (conjonctivite, dacryocystite...);
- Soit une contre indication opératoire (hypertonie oculaire, hypertension artériel) objectivée lors de l'examen matinale avant la chirurgie;
- Soit c'est le patient qui manque son rendez-vous et ne se présente pas le jour de l'opération;
- Soit cela est du à l'indisponibilité de l'implant nécessaire à l'intervention.

La commande des implants se fait une fois par an sur la base des statistiques internationales des laboratoires fournisseurs, ce qui constitue un stock d'implant qui devrait en principe permettre la disponibilité de toutes les puissances d'implants nécessaires tout au long de l'année.

Cependant en cours de la pratique quotidienne, nous nous retrouvons souvent confrontés à des ruptures de stock pour certaines puissances d'implants, ce qui contraint de procéder au report de certaines opérations à une date ultérieure.

Ainsi pour palier à ce problème, nous avons fait une étude du profil biométrique de notre population et des différents implants nécessaires pour nos

patients. Bien que d'autres études se soient penchées sur le profil biométrique de différentes populations, aucune n'a calculé la proportion d'implants nécessaires en fonction de la puissance de l'implant.

Vu que dans notre service hospitalier nous utilisons deux méthodes différentes pour mesurer la puissance de l'implant : la biométrie "contact" et la biométrie "non contact". Nous avons donc utilisé lors de notre étude les deux méthodes afin de s'approcher le plus possible de la pratique quotidienne. Car dans certaines situations telle que la cataracte totale ou la cataracte sous capsulaire postérieure, nous ne pouvons pas utiliser la biométrie "non contact".

En comparant nos résultats avec les statistiques de ventes de nos fournisseurs (Fig. 61), on constate que presque 44 % des ventes, représentent des implants de puissance allant de 20.5 à 22 dioptries alors que seulement 30 % de nos patients ont besoins de ces puissances. Par contre pour les puissances inférieures à 19 dioptries et supérieures à 23 dioptries, les besoins de notre population sont supérieurs à l'approvisionnement de nos fournisseurs, ceci explique le fait que nous nous trouvons souvent confronté à un manque de certaines puissances alors que d'autres sont en excédant.

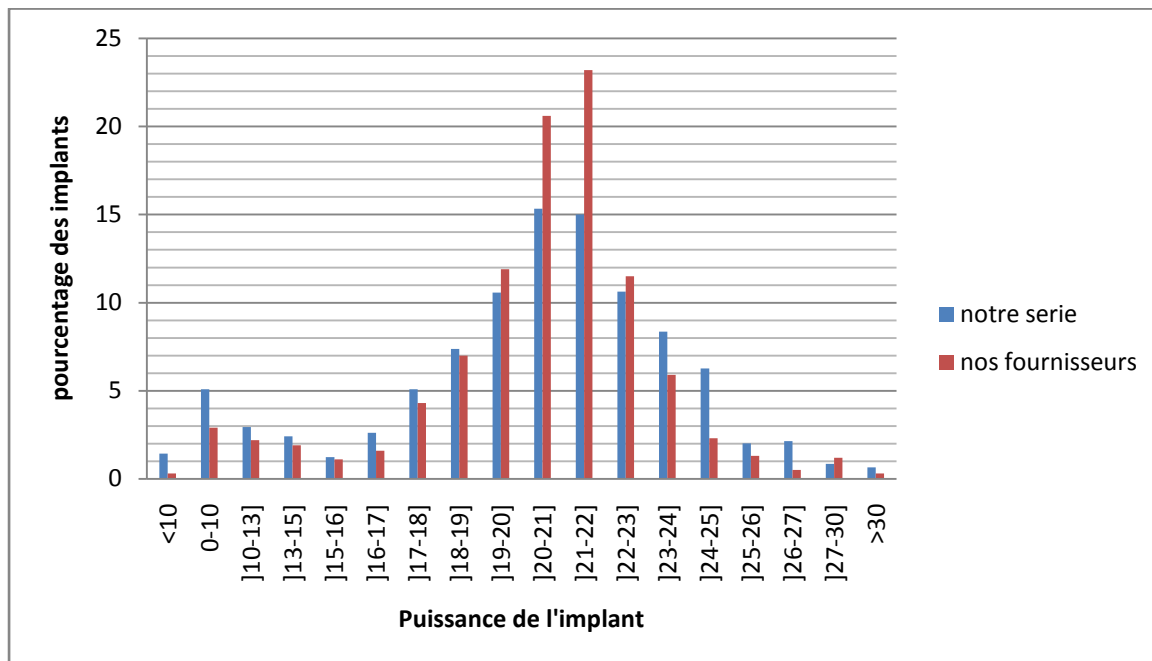


Figure 61: Graphique comparent le pourcentage d'implant en fonction de leur puissance entre notre série et celle de nos fournisseurs

Le Lenstar de HAAG-STREIT "biomètre non contact" permet outre sa précision, de constituer une base de données de la biométrie de tous nos malades permettant ainsi la constitution d'un échantillon de plus en plus grand dont l'analyse nous permettrait d'adapter la commande au fur et à mesure.

Dans les autres centres hospitaliers, soit l'implant est prescrit à tous les patients candidats à une chirurgie de cataracte, soit le centre dispose d'un stock qui doit être réapprovisionné en cas de rupture.

Notre travail propose d'une part de constituer un stock concordant avec le profil biométrique de notre population et d'autre part de créer une référence de commande d'implants intraoculaires qui pourra être utilisée par les différents centres hospitaliers publics ou privés.

Une gestion informatisée du stock des implants permettrait, de prévenir les ruptures de stock par des alertes dès qu'une des puissances atteindrait le stock

d'alerte. Et donc, grâce à une coordination entre la pharmacie de l'hôpital et le service hospitalier il sera possible de gérer les commandes d'une manière optimale en fonction du besoin évolutif.

La généralisation du stock informatisé entre différents hôpitaux et fournisseurs ainsi que la création d'une banque d'échange entre les différents centres hospitaliers publics et privés permettrait de créer un réseau d'échange des différents implants en fonction du besoin. Cela permettra non seulement une meilleure disponibilité des implants mais aussi la diminution des frais de la chirurgie pour le patient et la diminution du nombre d'implants non utilisés en stock.

1. Le pourcentage des implants intra oculaires à commander en fonction de leurs puissances

Définition de l'intervalle de confiance d'un pourcentage (56):

Soit P_o le pourcentage observé et n le nombre d'observations

P_o = pourcentage observé, et Q_o = le pourcentage complémentaire de P_o .

L'observation d'un pourcentage P_o sur un échantillon de n personnes permet de calculer un pourcentage inconnu qui sera situé dans l'intervalle défini par

$$P_o \pm 1,96 \times \sqrt{\frac{P_o \times Q_o}{n}}$$

Nous avons calculé le pourcentage de chaque puissance d'implant puis nous avons calculé l'intervalle de confiance avec un risque d'erreur à 5 % en utilisant le logiciel Microsoft Excel.

Exemple : pour l'implant de puissance -7 dioptries, l'implant représente 0.3 % de l'ensemble des implants

$$P_0 = 0,3\% \quad Q_0 = 100 - 0,3 \quad n = 1\ 000$$

Selon la formule on obtient : $P_0 \pm 0,27\% \rightarrow 0,3 \pm 0,27 = 0,57\%$ l'intervalle de confiance : $[0,03 - 0,57] \%$.

On retient la valeur maximale : 0,57 % afin d'avoir le moins de risque de rupture de stock des implants de -7 dioptries.

La demande annuel est de 3 520 implants, donc le nombre d'implants à demander d'une puissance de -7 est égale à $3\ 520 \times 0,57\% = 20$ unités.

Ainsi la commande sera de 20 implants de -7 dioptries, et de 9 implants pour -6,5 dioptries ainsi de suite ce qui constitue une commande totale de 4 672 implants.

On remarque que ce chiffre dépasse de 1 152 implants par rapport au programme opératoire soit 96 implants par mois ceci constitue un stock de réserve qui permettrait de palier à une éventuelle modification de la demande et la prise en charge d'autres patients nécessitant une implantation dans le cadre d'autres pathologies (cataractes post traumatiques, cataractes congénitaux, etc.) .

Ainsi pour une commande de 4 672 implants la proportion de chaque puissance sera comme indiquée dans le tableau (Tableau. 32).

| La puissance de l'implant (dioptries) | Pourcentage(%) | Nombres d'implants à commander |
|--|----------------|--------------------------------|
| -7,0 | 0,3 | 20 |
| -6,5 | 0,1 | 9 |
| -5,5 | 0,1 | 9 |
| -5,0 | 0,1 | 9 |
| -4,5 | 0,1 | 9 |
| -2,5 | 0,1 | 9 |
| -2,0 | 0,1 | 9 |
| -1,5 | 0,1 | 9 |
| -1,0 | 0,3 | 20 |
| -,5 | 0,1 | 9 |
| 0 | 0,1 | 9 |
| 1,0 | 0,3 | 20 |
| 1,5 | 0,3 | 20 |
| 2,0 | 0,3 | 20 |
| 2,5 | 0,1 | 9 |
| 3,5 | 0,1 | 9 |
| 4,0 | 0,3 | 20 |
| 4,5 | 0,1 | 9 |
| 5,0 | 0,5 | 30 |
| 5,5 | 0,5 | 30 |
| 6,5 | 0,2 | 15 |

| | | |
|------|-----|-----|
| 7,0 | 0,1 | 9 |
| 7,5 | 0,6 | 35 |
| 8,0 | 0,3 | 20 |
| 8,5 | 0,2 | 15 |
| 9,0 | 0,5 | 30 |
| 9,5 | 0,6 | 35 |
| 10,0 | 0,5 | 30 |
| 10,5 | 0,3 | 20 |
| 11,0 | 0,3 | 20 |
| 11,5 | 0,4 | 25 |
| 12,0 | 0,3 | 20 |
| 12,5 | 0,8 | 44 |
| 13,0 | 0,8 | 44 |
| 13,5 | 0,4 | 25 |
| 14,0 | 0,5 | 30 |
| 14,5 | 0,9 | 48 |
| 15,0 | 0,6 | 35 |
| 15,5 | 0,7 | 39 |
| 16,0 | 0,6 | 35 |
| 16,5 | 0,6 | 35 |
| 17,0 | 2 | 95 |
| 17,5 | 2,4 | 111 |

| | | |
|------|-----|-----|
| 18,0 | 2,7 | 123 |
| 18,5 | 2,3 | 107 |
| 19,0 | 5 | 213 |
| 19,5 | 4,7 | 202 |
| 20,0 | 5,9 | 248 |
| 20,5 | 8 | 328 |
| 21,0 | 7,3 | 301 |
| 21,5 | 6,8 | 282 |
| 22,0 | 8,2 | 335 |
| 22,5 | 6,4 | 267 |
| 23,0 | 4,2 | 182 |
| 23,5 | 4,6 | 198 |
| 24,0 | 3,8 | 166 |
| 24,5 | 3,8 | 166 |
| 25,0 | 2,4 | 111 |
| 25,5 | 1,2 | 61 |
| 26,0 | 0,8 | 44 |
| 26,5 | 1,4 | 70 |
| 27,0 | 0,8 | 44 |
| 27,5 | 0,3 | 20 |
| 28,0 | 0,2 | 15 |
| 28,5 | 0,1 | 9 |

| | | |
|--------|-------|------|
| 29,0 | 0,1 | 9 |
| 29,5 | 0,3 | 20 |
| 35,0 | 0,2 | 15 |
| 36,0 | 0,1 | 9 |
| 36,5 | 0,3 | 20 |
| 37,0 | 0,1 | 9 |
| Totale | 100,0 | 4672 |

Tableau 32: résultat du pourcentage des différents implants en fonction de leur puissance avec le nombre d'implants à commander pour une commande de 4 672 implants

L'analyse des résultats montre que 50 % de nos patients ont besoin d'implant dont la puissance se situe entre 19,5 et 23 dioptries. 28 % d'implants inférieurs à 19 dioptries et 22 % d'implants d'une puissance supérieure à 23.5 dioptries.

2. Analyse de nos résultats

La biométrie oculaire de nos patients a été effectuée dans le cadre du bilan préopératoire d'une chirurgie de la cataracte. Ceci induit un biais de sélection évident (patients âgés, yeux cataractés). L'âge de 83 % de nos patients se situe entre 50 et 80 ans.

En effet, les paramètres biométriques de l'œil se modifient significativement avec le vieillissement. Le cristallin augmente de volume avec l'âge ce qui provoque une diminution de la profondeur de la chambre antérieure de l'œil et de l'angle irido-cornéen (57). La profondeur de la chambre antérieure diminuerait de 0,1 à 0,2 mm par décennie. Ces données sont concordantes avec l'épidémiologie du glaucome par fermeture de l'angle.

Sur des yeux myopes forts présentant une cataracte, Metge retrouve une relation significative entre l'épaisseur du cristallin et la profondeur de la chambre antérieure (58).

Selon une étude du service d'ophtalmologie, hôpital St Antoine (59) qui a étudiée la corrélation entre la réfraction et la biométrie oculaire, la plus part des patients emmétropes avaient une longueur axiale entre 21,54 et 24,30 mm avec une moyenne à $23,24 \pm 0,83$ mm, les patients myopes entre 21,83 et 28 mm avec une moyenne à $25,24 \pm 1,45$ mm ; quant aux hypermétropes c'est entre 20,25 et 24,20 mm avec une moyenne à $22,27 \pm 0,89$ mm.

Dans notre étude 62% de nos patients ont une longueur axiale qui se situe entre 22 et 24 mm. Et 28 % plus de 24 mm, et seulement 10 % moins de 22 mm de longueur axial. On pourrait ainsi, dire que dans notre population il y aurait deux fois plus de myope que d'hypermétrope.

La longueur axiale de l'œil est le paramètre clef de la biométrie oculaire et de la réfraction. En effet la longueur axiale présente la plus forte corrélation avec

l'ensemble des autres paramètres biométriques de l'œil, elle semble donc jouer un rôle clef dans la biométrie.

La corrélation entre la longueur axiale et la kératométrie est significative (coefficient de l'ordre de 0,24). À une faible kératométrie correspond une grande longueur axiale et vice versa. Touzeau avait calculé un coefficient de corrélation entre la longueur axiale et la kératométrie à 0.3 (59).

En étudiant la biométrie préopératoire de plus de 5 000 yeux consécutifs présentant une cataracte, Ninn-Pedersen retrouve une relation significative entre la puissance (ou kératométrie) cornéenne et la longueur axiale (60). La relation est linéaire sauf pour les longueurs extrêmes (< 21 mm ou > 28 mm) où la cornée a tendance à être plus puissante.

L'existence d'une corrélation signifie une relation linéaire entre les 2 variables mais ne permet pas d'affirmer un lien de causalité. Existe-t-il une régulation active entre la kératométrie et la longueur axiale de l'œil qui a pour but l'emmétropisation ? Ou s'agit-il d'un phénomène passif lié d'origine mécanique ? Un grand volume oculaire impliquant un grand rayon cornéen (cornée plate avec une faible puissance réfractive) et inversement.

La cornée est le tissu oculaire dont la période de croissance est la plus brève (61) (62). La croissance de la cornée s'effectue essentiellement pendant les 18 premiers mois et est achevée à 3 ans. Au contraire, le cristallin et surtout la longueur axiale évoluent longtemps après cet âge. Comme la croissance de la cornée est terminée précocement, ce sont principalement l'adaptation du cristallin (diminution de puissance) et de la longueur axiale (augmentation de longueur) à la puissance cornéenne qui permettent l'emmétropisation de l'œil (61) (62).

Quand la correspondance est parfaite entre ces 2 paramètres, il y a emmétropie. Un défaut du processus de coordination entre les différentes composantes réfractives (cornée, cristallin, longueur axiale) pourrait se traduire par une amétropie.

Dans notre étude, nous avons trouvé une corrélation positive significative entre la profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale avec un coefficient à 0.414 (si la profondeur de la chambre antérieure augmente la longueur axiale augmente et si longueur axiale augmente la profondeur de la chambre antérieure augmente).

Hosny trouve également une corrélation significative entre la profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale (63).

Certaines études ne trouvent pas de corrélation significative entre la profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale de l'œil (64) (58).

Classiquement la myopie axiale est attribuée à une distension du segment postérieur et en particulier du pôle postérieur de l'œil comme le suggère l'observation clinique (staphylome myopique, choroïdose, anomalies papillaires...). Comme d'autres études (58), notre étude montre que la distension de l'œil se fait plus au dépend du segment postérieur que du segment antérieur de l'œil. Avec un coefficient de corrélation à 0.962 pour le segment postérieur et seulement 0.414 pour le segment antérieur (chambre antérieure).

L'augmentation de l'épaisseur du cristallin avec l'âge et/ou le développement d'une cataracte est un paramètre indépendant de la biométrie. La profondeur de la chambre antérieure devient donc moins dépendante de la biométrie ce qui peut expliquer la diminution de sa corrélation avec les autres paramètres biométriques comme la longueur axiale de l'œil.

La kératométrie est corrélée à la profondeur de la chambre antérieure de l'œil mais également à la longueur axiale de l'œil.

3. Comparaison de nos principaux résultats avec ceux rapportés dans les principales séries internationales

Peu d'études mondiales ont porté sur un large échantillon et ont pu déterminer les standards biométriques dans différentes populations, et le plus fréquemment ces études concernaient des personnes âgées.

Des différences significatives ont été retrouvées entre les différentes études internationales concernant les valeurs biométriques des différentes populations.

3.1. Kératométrie

| Etudes | Kératométrie (dioptries) |
|--|---------------------------------|
| Blue Mountains Eye Study Population (65) (Australia) | 43,33±1,46 |
| LALES (66) Los Angeles Latino | 43,65±1,62 |
| Mongolia (67) (Mongolie) | 43,94 |
| Reykjavik (68) (Angleterre) | 43,57 |
| La Nauze (69) (Vietnam) | 44.24 ± 1,53 |
| Fanny et al (70) (Côte d'ivoire) | 43,72± 1,52 |
| Notre série | 43.95± 1,68 |

Tableau 33: Comparaison de la kératométrie cornéenne dans différentes études internationales et notre série.

La comparaison entre la Kératométrie des différentes populations montre qu'il y a une différence significative avec notre série (Tableau. 33).

3.2. La longueur axiale.

| Etudes | La longueur axiale (mm) |
|---|-------------------------|
| Blue Mountains Eye Study Population (65) (Australia) | 23,36 ± 0,85 |
| LALES (66) Los Angeles Latino | 23,41 ± 0,98 |
| Mongolia (67) (Mongolie) | 23,13 ± 1,15 |
| Reykjavik (68) (Angleterre | 23,47 ± 1,00 |
| La Nauze (69) (Vietnam) | 22,96 ± 0,99 |
| Fanny et al (70) (Côte d'ivoire) | 22,91 ± 0,98 |
| Bishara (71) (Israël) | 23,63 ± 0,03 |
| Hoffer (72) (Californie USA) | 23,65 ± 1,35 |
| Notre série | 23,67 ± 1,9 |

Tableau 34: Comparaison de la longueur axiale du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série

La comparaison entre les différentes longueurs axiales des différentes populations montre qu'il y a une différence significative avec notre série (Tableau. 34).

3.3. La profondeur de chambre antérieure

| Etudes | La profondeur de la chambre antérieure (mm) |
|--|---|
| Blue Mountains Eye Study Population (65) (Australia) | 3,05±0,35 |
| LALES (66) Los Angeles Latino | 3,42 (±0,34) |
| Mongolia (67) (Mongolie) | 2,82 |
| Reykjavik (68) (Angleterre) | 3,14±0,35 |
| Hoffer (72) (Californie USA) | 3,24±0,44 |
| Fanny et al (70) (Côte d'ivoire) | 2,61 ±0,49 |
| Notre série | 3,18 ±0,48 |

Tableau 35: Comparaison de la profondeur de chambre antérieure du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série

La comparaison entre les différentes profondeurs de chambre antérieure des différentes populations montre qu'il y a une différence significative (Tableau. 35).

3.4. Epaisseur du cristallin.

| Etudes | Epaisseur du cristallin (mm) |
|---|---|
| Allouch et al (73) (France) | Epaisseur moyenne du cristallin : 30 – 60ans : $4,03 \pm 0,36$ >60ans : $4,93 \pm 1,34$ |
| Yung–Feng Shih et al. (74) (Ocular Biometry in Taiwan) | $4,41 \pm 0,34$ Sujets entre 61– 70ans $4,49 \pm 0,39$ |
| Fanny et al (70) (Côte d’ivoire) | $4,19 \pm 0,54$ |
| Hoffer (72) (Californie USA) | $4,63 \pm 0,68$ |
| Notre série | $4,42 \pm 0,39$ |

Tableau 36: Comparaison de l'épaisseur cristallinienne du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série

L'épaisseur cristallinienne moyenne de nos malades se situe entre celle des ivoiriennes et celle des français et plus proche de celles des autres populations (taïwanaise, et américaine) (Tableau. 36).

V. Conclusion

La chirurgie de la cataracte avec pose d'un implant intraoculaire a évolué pour devenir une chirurgie réfractive visant à améliorer la meilleure acuité visuelle corrigée, voire non corrigée.

Le calcul de la puissance de l'implant permettant d'obtenir la réfraction désirée après chirurgie de la cataracte. Ce fait grâce à la précision des mesures de la longueur axiale, de kératométrie, et aux choix de la formule à utiliser afin d'obtenir de bons résultats. Cependant la disponibilité de l'implant étant un facteur tout aussi important à la prise en charge correcte du malade.

Notre étude a permis de définir les normes biométriques de notre population, de les comparer aux autres études internationales, d'étudier la corrélation entre les différents paramètres biométriques et de définir le besoin de notre population en matière d'implants intraoculaire par rapport aux données statistiques de nos fournisseurs.

Les résultats de notre série sont globalement différents des statistiques de nos fournisseurs déterminant ainsi l'intérêt d'adapter nos commandes d'implants intraoculaires à notre population et de créer un système de gestion du stock basé sur l'informatisation des données et la coordination des différents centres hospitalier avec les fournisseurs.

VI. Résumé

La chirurgie de la cataracte a subi de grands bouleversements au cours de ces dernières années tant au niveau des pratiques que des produits utilisés. Cette chirurgie constitue un enjeu majeur de santé publique compte tenu du nombre d'interventions et de leur augmentation prévisible en raison du vieillissement de la population, (environ 10 millions d'opérations de la cataracte sont effectuées chaque année dans le monde). La cataracte liée à l'âge représente au Maroc la principale cause de cécité (45,5%) et de malvoyance (43,1%) avec une prévalence estimée à 2,1%, ce qui représente environ 533 000 personnes (2).

Nous avons pris comme échantillon de l'étude 1 000 yeux de 1 000 patients candidats à une chirurgie de cataracte. 500 patients ont bénéficiés de biométrie par échographie en mode A "contact" et les 500 autres de biométrie optique à faible cohérence réflectométrique "non contact". Le calcul de la puissance des implants a été réalisé selon une formule adaptée à la longueur axiale pour l'implant MI60 dont la constante A est à 118,4.

Cette étude prospective et rétrospective s'est étalée sur une période de 12 mois : du mois de mars 2013 au mois de mars 2014.

Le but de notre étude est d'optimiser la commande des implants en fonction des données biométriques de notre population afin de permettre une meilleure disponibilité des implants et donc une meilleure prise en charge.

Chez les 1 000 patients étudiés, l'âge moyen est de $64,62 \pm 12,5$, Les 1 000 patients recueillis sont subdivisés en 531 femmes et 469 hommes avec un sex-ratio de 0,90.

La longueur axiale moyenne des 1 000 yeux étudiés est de $23,67 \pm 1,9$ mm avec une médiane de 23,30 (19,14 à 34,67).

Dans notre étude 62% de nos patients ont une longueur axiale qui se situe entre 22 et 24 mm, et 28 % plus de 24 mm, et seulement 10 % moins de 22 mm de longueur axiale.

La puissance de l'implant moyenne est de $19,94 \pm 5,43$ avec une médiane de 21 (-7 à 37). 53 % de nos patients ont besoin d'un implant dont la puissance se situe entre 19 et 23 dioptries.

Des différences significatives ont été retrouvées entre les différentes études internationales concernant les valeurs biométriques des différentes populations et entre les statistiques de nos fournisseurs et nos résultats en conséquence, il y a intérêt d'adapter nos commandes en fonction des données biométriques propre à notre population.

Abstract

Cataract surgery has undergone great changes in recent years both in terms of practice and products used. This surgery is a major public health issue given the number of interventions and their expected increase due to the aging of the population (about 10 million cataract operations are performed each year worldwide). In Morocco, age-related cataract is the leading cause of blindness (45.5%) and visual impairment (43.1%) with a prevalence rate estimated at 2.1%, which represents about 533,000 people (2).

In our study we took a sample of 1000 eyes of 1000 patients to undergo cataract surgery. An A scan ultrasound biometry was performed for 500 patients, and a non contact optical low coherence reflectometry for the other 500 patients. The power of the implants was calculated using a formula adapted to the axial length of the MI60 implant with the constant A being 118.4.

This prospective and retrospective study was conducted over a period of 12 months from March 2013 to March, 2014.

The aim of our study is to optimize the control of implants based on a biometric data of our population to improve availability of implants, thereby improving our patient health care.

The 1000 patients studied had a mean age of 64.62 ± 12.5 . There were 531 women and 469 men representing a sex ratio of 0.90.

The average axial length of the 1000 eyes examined is 23.67 ± 1.9 mm with a median of 23.30 (19.14 to 34.67).

In our study, 62% of our patients have an axial length between 22 and 24 mm, 28% over 24 mm, and only 10% less than 22 mm of axial length.

The average power of the implant is 19.94 ± 5.43 with a median of 21 (-7 to 37).
53% of our patients need an implant with a power between 19 and 23 diopters.

Some significant differences were found between various international studies conducted on biometric values of different populations, the statistics of our suppliers and our results. Thus the need to adapt our orders to the biometric data of our own population.

ملخص

شهدت جراحة الساد تغيرات كبيرة في السنوات الأخيرة سواء من حيث الممارسات أو المواد المستخدمة. و تعد هذه الجراحة قضية رئيسية بالنسبة للصحة العمومية نظرا لعدد التدخلات الجراحية و ارتفاعها المتوقع بسبب الشيخوخة (حيث يتم إجراء حوالي 10 مليون عملية الساد كل عام في جميع أنحاء العالم). و يعتبر إعتام عدسة العين المرتبط بالعمر في المغرب هو السبب الرئيسي للعمى بنسبة 45.5% وضعف البصر بنسبة 43.1% مع انتشار يقدر بنحو 2.1%، وهو ما يمثل حوالي 533000 نسمة (2) .

وكعينة للدراسة قمنا بأخذ ألف عين لألف مريض، كلهم مرشحون لإجراء عملية الساد. 500 منهم استفادوا من قياس حيوي بالموجات فوق الصوتية الصوتية و 500 مريض الباقون استفادوا من قياس حيوي بصري منخفض التناسق الإنعكاسي اللا متصل. ثم إن حساب قوة شرائح الزرع تم حسب صيغة تلائم الطول المحوري للشريحة MI60 ذات الثابتة A تساوي 118,4.

و قد امتدت هذه الدراسات الاستشراافية و كذلك الاستعادية على مدا 12 شهراً: انطلاقاً من شهر مارس 2013 و إلى شهر مارس 2014 .

هدف ه ذه الدراسة يكمن في تحسين طلب الشراء، بناء على البيانات البيومترية لمرضانا، حتى يتم توفير شرائح الزرع بشكل أفضل، وبالتالي علاج أحسن.

متوسط السن لدى 1000 مريض هو $64,62 \pm 12,5$ ، وتنقسم العينة إلى 531 امرأة و 469 رجل مع 0,9 كمعدل الجنس.

فيما يخص متوسط الطول المحوري للألف عين المدروسة فيبلغ $23,67 \pm 1,9$ mm مع 23,30 (من 19,14 إلى 34,67) كواسط.

ومن خلال دراستنا هذه وجدنا أن 62% من المرضى لديهم طولاً محورياً يتراوح بين 22 و 24 mm. و 28% يتوفرون على أكثر من 24 mm، و 10% فقط لديهم طولاً محورياً أقل من 22 mm.

أما متوسط قوة الشريحة فيصل إلى $5,43 \pm 19,94$ مع واسط 21 (من 7- إلى 37). و تصل نسبة المرضى الذين يحتججون إلى شرائح ذات القوة ما بين 19 و 23 ديوبتري إلى 35%.

نظرا للاختلافات التي وجدت بين القياسات البيومترية لمختلف الدراسات الدولية التي أجريت لمجموعة من السكان والإحصاءات المقدمة من موردينا من جهة و النتائج التي حصلنا عليها من جهة أخرى، فإنه ومن الأفضل أن نعتمد على المعطيات البيومترية الخاصة بسكاننا في طلبات الشراء.

VII. Bibliographie

1. M.GENTILINI. *Médecine tropicale*–6e édition. p 923–924, 2012.
2. Chami–Khazerraji Y, Négrel A–D, Azlemat M. *Prévalences et causes de la cécité et de la baisse de vision au Royaume du Maroc, Ophtalmologie*. 1994, Vol. 5:11–8.
3. A.–D. Négrel, Y. Chami Khazraj et M.Azelmat. *Blinding cataract in Morocco*. Eastern Mediterranean Health Journal. volume–3–article16.issue 1.1997
4. P, Strand. *Histoire de l'opération de la cataracte* . Vol. 1916 ; Rev 1–08–2002. .
5. D, Quentin. On opérait déjà la cataracte en Mésopotamie. [En ligne] [http : /www.CHU de Liège–Chuchotis n°6– Page d'histoire.html](http://www.CHU.de.Liège-Chuchotis.n°6-Page.d'historie.html) 29.avr 2012 p 1–3.
6. Perrenoud., François. *Pseudophaquie. Aspects optiques. Calcul de la puissance de l'implant. Cristallin artificiel et aniséiconie*. s.l. : EMC – Ophtalmologie , Vol. 2002:1–13 [Article21–250–D–20],.
7. DUCASSE A, BONNET–GAUSSERAND F, MENANTEAU B, MARCUS C, THELLIEZ E. *Imagerie de l'orbite. Encycl. Méd. Chir*. s.l. : (Elsevier, Paris), Ophtalmologie, Vol. (31–680–C–10), 1995; 25 p.
8. A., DUCASSE. *Vascularisation de l'orbite*. s.l. : Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Ophtalmologie, Vol. (21–006–A–20), 1992.
9. Ernesto BALI. Anatomie de l'œil . *Brussels Retina Specialists Association*. [En ligne] [http://www.brusselsretina.be/fr/pathologies–anatomy–of–the–eye.php#cornea](http://www.brusselsretina.be/fr/pathologies-anatomy-of-the-eye.php#cornea) 2014.
10. Y, Pouliquen. *Précis d'ophtalmologie*. s.l. : Masson, 1984. 1–7p.

11. **ADENIS J P, MORAX S.** *Pathologie orbito-palpébrale. Rapport de la société française d'ophtalmologie.* s.l. : Masson, Vol. , 1998; 311–338.
12. **V.Gualion.** *ECN ophtalmologie –rappel anatomique .* paris : ESTEM de boeck, 2009 . p–5.
13. **MOUILLON M, BRU M M.** *Anatomie de l'angle iridocornéen. Encycl Méd Chir.* Paris : Elsevier SAS, 2000. 10 p.
14. **Brémond- Giniac D, Copin H, Cussenot O, Laroche L.** **Cristallin et zonule :** *Cristallin et zonule :* . paris : Elsevier SAS, 2002. 21–003–G–10 9p.
15. **Turut P, Millazzo S.** *Cataracte congénitale,* . s.l. : Elsevier SAS encycl medic chir, Ophtalmologie. 21250A10, 6–1990, 13 p.
16. **Sole P, Dollens H, Gentou C.** *Biophtalmologie, Rapport de la société Française d'Ophtalmologie .* s.l. : (Edition Masson), 1992. p 29– 67.
17. **Saroux H, Lemasson C.** *Anatomie et histologie de l'œil,*. 1982 . chap 12p169.
18. **Antoine Micheau – MD, Denis Hoa – MD, Didier Hoa – MD.** Anatomie de l'œil. *Illustrations IMIAOS 2014.* [En ligne] <http://www.imaios.com/fr/e-Anatomy/Tete-et-cou/Œil-Illustrations>.
19. **A., HULLO.** *Anatomie de la sclérotique.* . Paris : ElsevierEncycl. Méd. Chir ophtalmologie , 2001. (21–003–A–30),; p, 16.
20. **C. Allouch–Nahmias, MD PhD, P. Goldschmit , MD PhD, V. Borderie.** *Anatomie de la cornée.* Paris : Elsevier Masson SAS, Vol. EMC Ophtalmologie. , 21–003–A–10, 2011.

21. Hockin.O, Eckerskorn.U, Ohrloff.C. *Physiologie du cristallin*. Pais : Elsevier Masson, 1988, Vol. Encycl Med Chir . 21-024-B.12p.
22. A.Péchereau. *La réfraction*. Nantes : Ed A & J Péchereau, 2006.chap:1 p:4-8.
23. Arné, jean-Louis, Turut, paul et Amzallag, Thierry. *Chirurgie de la cataracte*. paris : Elsevier masson, 2005. Chap17,p:172-175 .2-294-01721-8.
24. Laroche L, Lebuissou A, Montard M. *Chirurgie de la cataracte.chap: Extraction extracapsulaire manuelle*, paris : Masson.1996 p:178-188.
25. Milazzo S., Laurans P., Turut P. *Phacoémulsification*. Paris : Elsevier SAS, 2005. 21-250-50.p:1-17.
26. Roussel B, Billotte C. *Intérêt de l'anneau de Cionni à fixation sclérale dans les désinsertions zonulaires traumatiques étendues*. s.l. : J Fr. Ophtalmol, 2006. 29, 5, 564.
27. Baykara M, Ozcetin H, Yilmaz S, Timuçin OB. *Posterior Iris Fixation of the Iris-Claw Intraocular Lens Implantation through a Scleral Tunnel Incision*. . s.l. : Am J ophtalmol, 2007. 144: 586-591.
28. N.Thevenet. *Mise au point sur les implants intra-oculaires monofocaux utilisés dans le traitement chirurgical de la cataracte*. p19-20, s.l. : HAS/ Service Evaluation des Dispositifs /, Avril 2008 .
29. JM, Legeais. *Materials for intraocular lenses*. London : ed. Textbook of ophthalmology, Volume 24,n°3.2002.
30. Secq A, Berry J, Milhavet M-N, Hansel-Esteller. *Les implants intra-oculaires utilisés dans la chirurgie*. CHU de Montpellier : s.n.2008, n: 46 p:1

31. **Al, Ethgen–bonnet M.** *Revue des implants ophtalmologique.* le pharmacien, 2009 . ;44 :75–85.
32. **Jehl–rave, Maryline.** *revue des implants intra–oculaire.* euro pharma , octobre 2009 p–5.
33. **Butcher.** *The reproducibility of biometry and keratometry measurements.* London : s.n., 1991. 708– 11.
34. **Shammas, S.** *Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry–keratometry device.* s.l. : j cataract refract surg, 2010. 36 : 1474–8.
35. **McQueen B.R., Martinez C.E., Klyce S.D.** *Corneal topography in cataract surgery.* s.l. : Curr Opin Ophthalmol, 1997 . 22–8, 8.
36. **T., Olsen.** *Sources of error in intraocular lens power calculation.* 1992 , Vol. J Cataract Refract Surg. 125–9, 18.
37. **Haigis W., Lege B., Miller N., Schneider B.** *Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis.* 2000 , Vol. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 765–73., 238.
38. **A, Shammas H.J.** *comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement.* 1984, Vol. J Am Intraocul Implant Soc. 444–7., 10.
39. **Leaming, DV.** . s.l. *Practice styles and preferences of ASCRS members,...* s.l. : Refract Surg – Survey, 2003–2004, Vol. J Cataract. 30:892–900.
40. **DV, Leaming.** *Symposium on cataract, IOL and refractive surgery.* Washington, DC, USA : Society of Cataract and Refractive Surgery, (ASCRS, 2004–2005). J Cataract surgery. 12:321–125.

41. **Moran, JR.** *Optimized lens constants: influence of diagnostic and surgical technique.* San Francisco CA USA : American Society of cataract Refractive Surgery, March 2006. 18–22.
42. **Highlights of the ASCRS member practice style survey.** Leaming, DV. *cataract ,IOL and refractive surgery.* San Francisco CA USA : American Society of Cataract and Refractive Surgery, 2008.26(1): 7–12.
43. **Berges O., Puech M., Assouline M. et Al.** *B-mode-guided vector-A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power.* s.l. : J Cataract Refract Surg, 1998 . 529–35,24.
44. **Miglior S, Albe E, Guareschi M, Mandelli G, Gomasasca S, Orzalesi N.** *Intraobserver and interobserver reproducibility in the evaluation of ultrasonic pachymetry measurements of central corneal thickness.* s.l. : Br J Ophthalmol, 2004. 88:174–7.
45. **Findl O., Drexler W., Menapace R. et Al.** *High precision biometry of pseudophakic eyes using partial coherence interferometry.* s.l. : J Cataract Refract Surg, 1998. 1087– 93., 24.
46. **W, Haigis.** *Optical coherence biometry.* s.l. : Dev Ophthalmo, 2002 . 119–30, 34.
47. **KJ.Hoffer.** *The Hoffer Q formula : a comparison of theoretic and regression formulas.* s.l. : Cataract refract surg, 1993. 700–712.
48. **KJ.Hoffer.** *Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy.* s.l. : j Refract Surg, 1995. 490–3.
49. **LTEIF Y, GATINEL D.** *Intraocular lens power calculation after keratorefractive surger.* s.l. : J FR Ophtalmol, 2008. 326–334.

50. **S.Isen.** *Calculation of intraocular lens power a review.* s.l. : Acta Ophthalmol Scand, 2007. TO. 85 : 472–485.
51. **PRAGER T, HARDTEN D, FOGAL B** *length, Enhancing Intraocul lens outcome precision : an evaluation of axial determinations, keratometrie, and IOL formulas.* s.l. : Ophthalmology Clinics of North America, 2006. 19 : 435–448.
52. **KJ.Hoffer.** **Orlando.** *IOL power calculation. Joint Meeting of the American Academy of Ophthalmolog and Pan–American Academy of Ophthalmology.* Oct 24–27 1999. 11:490–3.
53. **Thomas S. Dietlein, MD, Gernot Roessler, MD, Christoph Lu“ke, MD, Sven Dinslage, MD, Sigrid Roters, MD, Philipp C, Guenter K K. Krieglstein, MD.** *Signal quality of biometry in silicone oil-filled eyes using partial coherence laser interferometry.* s.l. : J Cataract Refract Surg, 2005. 31:1006–1010,.
54. **M. Muraine J. Gueudry, A. Retout, O. Genevois** .Service d’ophtalmologie, hôpital Charles–Nicolle, CHU de Rouen France Journal Français d’Ophtalmologie (septembre 2012) Volume 35, n° 7 pages 546–554
55. **C.HOHMANN.** la quantité économique le modèle dit de wilson. [En ligne] 3 septembre 2012 . <http://chohmann.free.fr/wilson.htm>.p:1–3.
56. **TEKAYA, MOHAMED RIDHA.***Calcul d’un intervalle de confiance pour la moyenne.* Quebec : faculte des sciences et de génie université laval, Avril 2006.p:2–12.
57. **Foster PJ, Alsbirk PH, Baasanhu J, Munkhbayar D, Uranchimeg D, Johnson GP. t.** *Anterior chamber depth in mongolians: variation with age, sex, and method of measurement.* s.l. : Am J Ophthalmol. 1997;124:53–60.

58. **Metge F, Mérite P.Y, Metge , Mondon H.** Myopie forte. *Traité Ophtalmologie* Paris: Masson, encyclopédie médico-chirurgicale (1997) [21-232-A-10]
59. **O. Touzeau, C. Allouch, V. Borderie, R. Kopito,L. Laroche.** *Corrélation entre la réfraction et la biométrie oculaire.* Paris : Elsevier Masson, 2003. JFO-04-2003-26-4-0181-5512.
60. **K., Ninn-Pedersen.** *Relationships between preoperative astigmatism and corneal optical power, axial length, intraocular pressure, gender, and patient age.* s.l. : J Refract Surg, 1996. ;12:472-82.
61. **Gordon RA, Donzis PB.** *Refractive development of human eye.* . s.l. : Arch Ophtalmol, 1985. 103:785-9.
62. **JS., Larsen.** *The sagittal growth of the eye: Ultrasonic measurement of the anterior chamber from birth to puberty.* s.l. : Acta Ophthalmol, , 1971. ;49:427-37.
63. **Hosny M, Alió JL, Claramonte P, Attia WH, Pérez-Santonja JJ.** *Relationship between anterior chamber depth, refractive state, corneal diameter, and axial length.* s.l. : J Refract Surg, 2000. 16:336-40.
64. **Holladay JT, Gills JP, Leidlein J, Cherchio M.***Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses.* s.l. : Ophthalmology, 1996. 103:1118-23.
65. **Attebo K, Ivers RQ, Mitchell P.** *Refractive errors in an older population.* s.l. : the Blue Mountains Eye Study, 1999. 106:1066.
66. **Lyhne N, Sjølie AK, Kyvik KO, Green A.** s.l. *The importance of genes and environment for ocular refraction and determiners: a population based study among*

20–45 year old twins. . Denmark : Department of Ophthalmology Odense UniversityHospital, Odense, 2001 Dec; 85(12) : 1470–6.

67. Wickremasinghe S, Foster PJ, Uranchimeg D, et Al. *Ocular biometry and refraction in Mongolian adults*. s.l. : Invest Ophthalmol Vis Sci , 2004. , 83, 45:776..

68. H, Eleftheriadis. *IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases*. s.l. : Br J Ophtalmol, 2003. –3,87:960.

69. La Nauze J, Thanh TK, Lap TD, Tai NA, Chau NTN, Chuong HN, et Al. *Intraocular lens power prediction in a Vietnamese population (A study to establish a limited setof intraocular lens powers that could be used in a Vietnamese population)*. Ophthalmic Epidem. 1999 Sep; 6(3): 147–58.

70. Boni, R. Béréte–Coulibaly, M.L. Konan–Touré, C. Adjorlolo.. A. Fanny, A. Ouattara, J. Aka, F. Coulibaly, K. Gbé, S. *Valeurs biométriques de l’oeil du sujet africain de race noire et hypothèse du rôle dans certaines pathologies*. CHU Treichville, Abidjan, Côte d’Ivoire. : J. Fr. Ophtalmol, 2007. 30, 1: 68–72.

71. Bishara SA, Goya V, Rand WJ. *Cataract and ocular parameters: sexual comparison*. Jerusalem Israel : s.n., 1988. 20(2):73–4.

72. Shammas HJ, Hoffer KJ. *Repeatability and reproducibility of biometry and keratometry measurements using a noncontact optical low–coherence reflectometer and keratometer*. California : Elsevier, 2012. 153(1):55–61.2.

73. C. Allouch, O.Touzeau, R. Kopito, V. Borderie, L. Laroche. *Étude biométrique du cristallin par échographie A et Orbscan*. Paris Cedex 12 : Vol. J. Fr. Ophtalmol, 2005. 28, 9: 925–932.

74. Yung–Feng Shih, Luke L–K Lin , Por–Tying. *Studies of Ocular Biometry in Taiwan*
Hung. s.l. : J Med Ultrasound, 2007 . 15(1) : 9–18.