



كلية الطب
والصيدلة - مراكش
FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

Année 2022

Thèse N° 363

Les erreurs réfractives après la chirurgie de la cataracte

THÈSE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 26 /12 /2022

PAR

Mlle. **Asmaa BOURNAHAR**

Née Le 07/11/1994 à ZAG

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS

Cataracte -Calcul d'implant- Erreur réfractif.

JURY

M.	A.MOUTAOUAKIL Professeur d'ophtalmologie	PRESIDENT
M.	F. EL ASRI Professeur d'ophtalmologie	RAPPORTEUR
Mme.	S. BELGHMAIDI Professeur agrégée ophtalmologie	JUGES



بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ

"رَبِّ أَوْزِعْنِي أَنْ أَشْكُرَ نِعْمَتَكَ

الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَىٰ وَالِدَيَّ

وَأَنْ أَعْمَلَ صَالِحًا تَرْضَاهُ

وَأَصْلِحْ لِي فِي ذُرِّيَّتِي

إِنِّي تَوَكَّلْتُ عَلَىٰكَ وَإِنِّي مِنَ الْمُسْلِمِينَ"

سورة الأحقاف- الآية 15-



Serment d'hippocrate

Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.

Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.

Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades sera mon premier but.

Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.

Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles traditions de la profession médicale.

Les médecins seront mes frères.

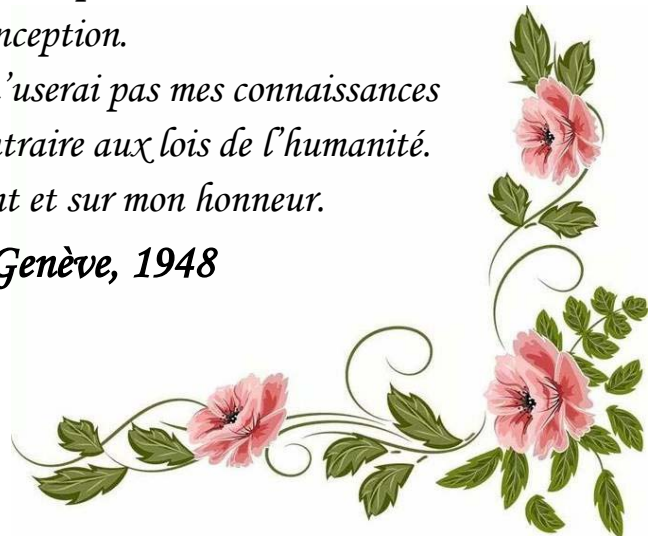
Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune considération politique et sociale, ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.

Je maintiendrai strictement le respect de la vie humaine dès sa conception.

Même sous la menace, je n'userai pas mes connaissances médicales d'une façon contraire aux lois de l'humanité.

Je m'y engage librement et sur mon honneur.

Déclaration Genève, 1948





LISTE

DES

PROFESSEURS



**UNIVERSITE CADI AYYAD FACULTE
DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
MARRAKECH**

Doyens Honoraires

: Pr. Badie Azzaman MEHADJI
: Pr. Abdelhaq ALAOUI YAZIDI

ADMINISTRATION

Doyen

: Pr. Mohammed BOUSKRAOUI

Vice doyen à la Recherche et la Coopération

: Pr. Mohamed AMINE

Vice doyen aux Affaires Pédagogiques

: Pr. Redouane EL FEZZAZI

doyen chargé de la pharmacie

: Pr. Said ZOUHAIR

Secrétaire Générale

: Mr. Azzeddine EL HOUDAIGUI

Professeurs de l'enseignement supérieur

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABKARI Imad	Traumato- orthopédie	FADILI Wafaa	Néphrologie
ABOU EL HASSAN Taoufik	Anesthésie- réanimation	FAKHIR Bouchra	Gynécologie- obstétrique
ABOUCHADI Abdeljalil	Stomatologie et chir maxillofaciale	FAKHRI Anass	Histologie- embryologie cytogénétique
ABOULFALAH Abderrahim	Gynécologie- obstétrique	FOURAJI Karima	Chirurgie pédiatrique
ABOUSSAIR Nisrine	Génétique	GHANNANE Houssine	Neurochirurgie
ADALI Imane	Psychiatrie	GHOUNDALE Omar	Urologie
ADMOU Brahim	Immunologie	HACHIMI Abdelhamid	Réanimation médicale
AGHOUTANE El Mouhtadi	Chirurgie pédiatrique	HAJJI Ibtissam	Ophtalmologie
AISSAOUI Younes	Anesthésie - réanimation	HAROU Karam	Gynécologie- obstétrique
AIT AMEUR Mustapha	Hématologie Biologique	HOCAR Ouafa	Dermatologie
AIT BENALI Said	Neurochirurgie	JALAL Hicham	Radiologie
AIT BENKADDOUR Yassir	Gynécologie- obstétrique	KADDOURI Said	Médecine interne
AIT-SAB Imane	Pédiatrie	KAMILI El Ouafi El Aoun	Chirurgie pédiatrique
ALJ Soumaya	Radiologie	KHALLOUKI Mohammed	Anesthésie- réanimation
AMAL Said	Dermatologie	KHATOURI Ali	Cardiologie
AMINE Mohamed	Epidémiologie- clinique	KHOUCHANI Mouna	Radiothérapie
AMMAR Haddou	Oto-rhino-laryngologie	KISSANI Najib	Neurologie
AMRO Lamyae	Pneumo- phtisiologie	KRATI Khadija	Gastro- entérologie
ANIBA Khalid	Neurochirurgie	KRIET Mohamed	Ophtalmologie
ARSALANE Lamiae	Microbiologie -Virologie	LAGHMARI Mehdi	Neurochirurgie
ASMOUKI Hamid	Gynécologie- obstétrique	LAKMICHI Mohamed Amine	Urologie
ATMANE El Mehdi	Radiologie	LAKOUICHMI Mohammed	Stomatologie et Chirurgie maxillo faciale

BAIZRI Hicham	Endocrinologie et maladies métaboliques	LAOUAD Inass	Néphrologie
BASRAOUI Dounia	Radiologie	LOUHAB Nisrine	Neurologie
BASSIR Ahlam	Gynécologie- obstétrique	LOUZI Abdelouahed	Chirurgie - générale
BELBARAKA Rhizlane	Oncologie médicale	MADHAR Si Mohamed	Traumato- orthopédie
BELKHOU Ahlam	Rhumatologie	MANOUDI Fatiha	Psychiatrie
BEN DRISS Laila	Cardiologie	MANSOURI Nadia	Stomatologie et chiru maxillo faciale
BENALI Abdeslam	Psychiatrie	MAOULAININE Fadl mrabih rabou	Pédiatrie (Neonatalogie)
BENCHAMKHA Yassine	Chirurgie réparatrice et plastique	MARGAD Omar	Traumatologie - orthopédie
BENELKHAÏAT BENOMAR Ridouan	Chirurgie - générale	MATRANE Aboubakr	Médecine nucléaire
BENHIMA Mohamed Amine	Traumatologie - orthopédie	MLIHA TOUATI Mohammed	Oto-Rhino - Laryngologie
BENJELLOUN HARZIMI Amine	Pneumo- phtisiologie	MOUAFFAK Youssef	Anesthésie - réanimation
BENJILALI Laila	Médecine interne	MOUDOUNI Said Mohammed	Urologie
BOUCHENTOUF Rachid	Pneumo- phtisiologie	MOUFID Kamal	Urologie
BOUKHANNI Lahcen	Gynécologie- obstétrique	MOUTAJ Redouane	Parasitologie
BOUKHIRA Abderrahman	Biochimie - chimie	MOUTAOUAKIL Abdeljalil	Ophtalmologie
BOUMZEBRA Drissi	Chirurgie Cardio- Vasculaire	MSOUGGAR Yassine	Chirurgie thoracique
BOURRAHOUE Aïcha	Pédiatrie	NAJEB Youssef	Traumato- orthopédie
BOURROUS Monir	Pédiatrie	NARJIS Youssef	Chirurgie générale
BOUSKRAOUI Mohammed	Pédiatrie	NEJMI Hicham	Anesthésie- réanimation
BSISS Mohamed Aziz	Biophysique	NIAMANE Radouane	Rhumatologie
CHAFIK Rachid	Traumato- orthopédie	OUALI IDRISSE Mariem	Radiologie
CHAKOUR Mohamed	Hématologie Biologique	OUBAHA Sofia	Physiologie
CHELLAK Saliha	Biochimie- chimie	OULAD SAIAD Mohamed	Chirurgie pédiatrique
CHERIF IDRISSE EL GANOUNI Najat	Radiologie	QACIF Hassan	Médecine interne
CHOULLI Mohamed Khaled	Neuro pharmacologie	QAMOUSS Youssef	Anesthésie- réanimation
DAHAMI Zakaria	Urologie	RABBANI Khalid	Chirurgie générale
DAROUASSI Youssef	Oto-Rhino - Laryngologie	RADA Noureddine	Pédiatrie
DRAISS Ghizlane	Pédiatrie	RAIS Hanane	Anatomie pathologique
EL ADIB Ahmed Rhassane	Anesthésie- réanimation	RAJI Abdelaziz	Oto-rhino-laryngologie
EL AMRANI Moulay Driss	Anatomie	ROCHDI Youssef	Oto-rhino- laryngologie
EL ANSARI Nawal	Endocrinologie et maladies métaboliques	SAMKAOUI Mohamed Abdenasser	Anesthésie- réanimation
EL BARNI Rachid	Chirurgie- générale	SAMLANI Zouhour	Gastro- entérologie
EL BOUCHTI Imane	Rhumatologie	SARF Ismail	Urologie
EL BOUIHI Mohamed	Stomatologie et chir maxillofaciale	SORAA Nabila	Microbiologie - Virologie
EL FEZZAZI Redouane	Chirurgie pédiatrique	SOUMMANI Abderraouf	Gynécologie- obstétrique

EL HAOURY Hanane	Traumato- orthopédie	TASSI Noura	Maladies infectieuses
EL HATTAOUI Mustapha	Cardiologie	TAZI Mohamed Illias	Hématologie- clinique
EL HOUDZI Jamila	Pédiatrie	YOUNOUS Said	Anesthésie- réanimation
EL IDRISSE SLITINE Nadia	Pédiatrie	ZAHLANE Kawtar	Microbiologie - virologie
EL KARIMI Saloua	Cardiologie	ZAHLANE Mouna	Médecine interne
EL KHADER Ahmed	Chirurgie générale	ZAOUI Sanaa	Pharmacologie
EL KHAYARI Mina	Réanimation médicale	ZEMRAOUI Nadir	Néphrologie
EL MGHARI TABIB Ghizlane	Endocrinologie et maladies métaboliques	ZIADI Amra	Anesthésie - réanimation
EL OMRANI Abdelhamid	Radiothérapie	ZOUHAIR Said	Microbiologie
ELFIKRI Abdelghani	Radiologie	ZYANI Mohammed	Médecine interne
ESSAADOUNI Lamiaa	Médecine interne		

Professeurs Agrégés

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABDOU Abdessamad	Chiru Cardio vasculaire	SEBBANI Majda	Médecine Communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)
ABIR Badreddine	Stomatologie et Chirurgie maxillo faciale	HAZMIRI Fatima Ezzahra	Histologie- embryologie cytogénétique
ADARMOUCH Latifa	Médecine Communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)	JANAH Hicham	Pneumo- phtisiologie
AIT BATAHAR Salma	Pneumo- phtisiologie	LAFFINTI Mahmoud Amine	Psychiatrie
ALAOUI Hassan	Anesthésie - Réanimation	LAHKIM Mohammed	Chirurgie générale
ALJALIL Abdelfattah	Oto- rhino- laryngologie	MESSAOUDI Redouane	Ophtalmologie
ARABI Hafid	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle	MOUHSINE Abdelilah	Radiologie
ARSALANE Adil	Chirurgie Thoracique	NADER Youssef	Traumatologie - orthopédie
ASSERRAJI Mohammed	Néphrologie	NASSIM SABAH Taoufik	Chirurgie Réparatrice et Plastique
BELBACHIR Anass	Anatomie- pathologique	RHARRASSI Isam	Anatomie- pathologique
BELHADJ Ayoub	Anesthésie - Réanimation	SALAMA Tarik	Chirurgie pédiatrique
BOUZERDA Abdelmajid	Cardiologie	SEDDIKI Rachid	Anesthésie - Réanimation
CHRAA Mohamed	Physiologie	SERGHINI Issam	Anesthésie - Réanimation
EL HAOUATI Rachid	Chirurgie Cardio- vasculaire	TOURABI Khalid	Chirurgie réparatrice et plastique

EL KAMOUNI Youssef	Microbiologie Virologie	ZARROUKI Youssef	Anesthésie – Réanimation
EL MEZOUARI El Moustafa	Parasitologie Mycologie	ZIDANE Moulay Abdelfettah	Chirurgie Thoracique
ESSADI Ismail	Oncologie Médicale	BELGHMAIDI Sarah	OPhtalmologie
GHAZI Mirieme	Rhumatologie	BENNAOUI Fatiha	Pédiatrie
Hammoune Nabil	Radiologie	FENNANE Hicham	Chirurgie Thoracique
ABDELFETTAH Youness	Rééducation et Réhabilitation Fonctionnelle	REBAHI Houssam	Anesthésie – Réanimation
ELBAZ Meriem	Pédiatrie	ZOUIZRA Zahira	Chirurgie Cardio- vasculaire
FDIL Naima	Chimie de CoordinationBio- organique		

Professeurs Assistants

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
AABBASSI Bouchra	PédoPsychiatrie	ELJAMILI Mohammed	Cardiologie
ABALLA Najoua	Chirurgie pédiatrique	ELOUARDI Youssef	Anesthésie réanimation
ABOUDOUBIB Maryem	Dermatologie	EL-QADIRY Rabiya	Pédiatrie
ABOULMAKARIM Siham	Biochimie	FASSI Fihri Mohamed Jawad	Chirurgie générale
ACHKOUN Abdessalam	Anatomie	GEBRATI Lhoucine	Chimie physique
AHBALA Tariq	Chirurgie générale	Hajhouji Farouk	Neurochirurgie
AIT ERRAMI Adil	Gastro-entérologie	Hajji Fouad	Urologie
AKKA Rachid	Gastro – entérologie	HAMRI Asma	Chirurgie Générale
AMINE Abdellah	cardiologie	HAZIME Raja	Immunologie
ARROB Adil	Chirurgie réparatrice et plastique	IDAENE Malika	Maladies infectieuses
AZAMI Mohamed Amine	Anatomie pathologique	JALLAL Hamid	Cardiologie
AZIZ Zakaria	Stomatologie et chir maxillo faciale	KHALLIKANE Said	Anesthésie-réanimation
AZIZI Mounia	Néphrologie	LACHHAB Zineb	Pharmacognosie
BAALLAL Hassan	Neurochirurgie	LAHLIMI Fatima Ezzahra	Hématologie clinique
BABA Hicham	Chirurgie générale	LAHMINE Widad	Pédiatrie
BELARBI Marouane	Néphrologie	LAMRANI HANCI Asmae	Microbiologie-virologie
BELFQUIH Hatim	Neurochirurgie	LOQMAN Souad	Microbiologie et toxicologie environnementale
BELLASRI Salah	Radiologie	MAOUJOURD Omar	Néphrologie
BENAMEUR Yassir	Médecine nucléaire	MEFTAH Azzelrab	Endocrinologie et maladies métaboliques
BENANTAR Lamia	Neurochirurgie	MILOUDI Mohcine	Microbiologie – Virologie
BENCHAFI Ilias	Oto- rhino- laryngologie	MOUGUI Ahmed	Rhumatologie
BENYASS Youssef	Traumatologie-	MOULINE Souhail	Microbiologie-virologie

	orthopédie		
BENZALIM Meriam	Radiologie	NASSIH Houda	Pédiatrie
BOUHAMIDI Ahmed	Dermatologie	OUERIAGLI NABIH Fadoua	Psychiatrie
BOUTAKIOUTE Badr	Radiologie	OUMERZOUK Jawad	Neurologie
CHAHBI Zakaria	Maladies infectieuses	RAGGABI Amine	Neurologie
CHEGGOUR Mouna	Biochimie	RAISSI Abderrahim	Hématologie clinique
CHETOUI Abdelkhalek	Cardiologie	RHEZALI Manal	Anesthésie-réanimation
CHETTATI Mariam	Néphrologie	ROUKHSI Redouane	Radiologie
DAMI Abdallah	Médecine Légale	SAHRAOUI Houssam Eddine	Anesthésie-réanimation
DARFAOUI Mouna	Radiothérapie	SALLAHI Hicham	Traumatologie-orthopédie
DOUIREK Fouzia	Anesthésie-réanimation	SAYAGH Sanae	Hématologie
DOULHOUSNE Hassan	Radiologie	SBAAI Mohammed	Parasitologie-mycologie
EL- AKHIRI Mohammed	Oto- rhino- laryngologie	SBAI Asma	Informatique
EL AMIRI My Ahmed	Chimie de Coordination bio-organique	SIRBOU Rachid	Médecine d'urgence et de catastrophe
EL FADLI Mohammed	Oncologie médicale	SLIOUI Badr	Radiologie
EL FAKIRI Karima	Pédiatrie	WARDA Karima	Microbiologie
EL GAMRANI Younes	Gastro-entérologie	YAHYAOUI Hicham	Hématologie
EL HAKKOUNI Awatif	Parasitologie mycologie	YANISSE Siham	Pharmacie galénique
EL JADI Hamza	Endocrinologie et maladies métaboliques	ZBITOU Mohamed Anas	Cardiologie
EL KHASSOUI Amine	Chirurgie pédiatrique	ZIRAOUI Oualid	Chimie thérapeutique
ELATIQI Oumkeltoum	Chirurgie réparatrice et plastique	ZOUITA Btissam	Radiologie

Liste arrêtée le 26/09/2022



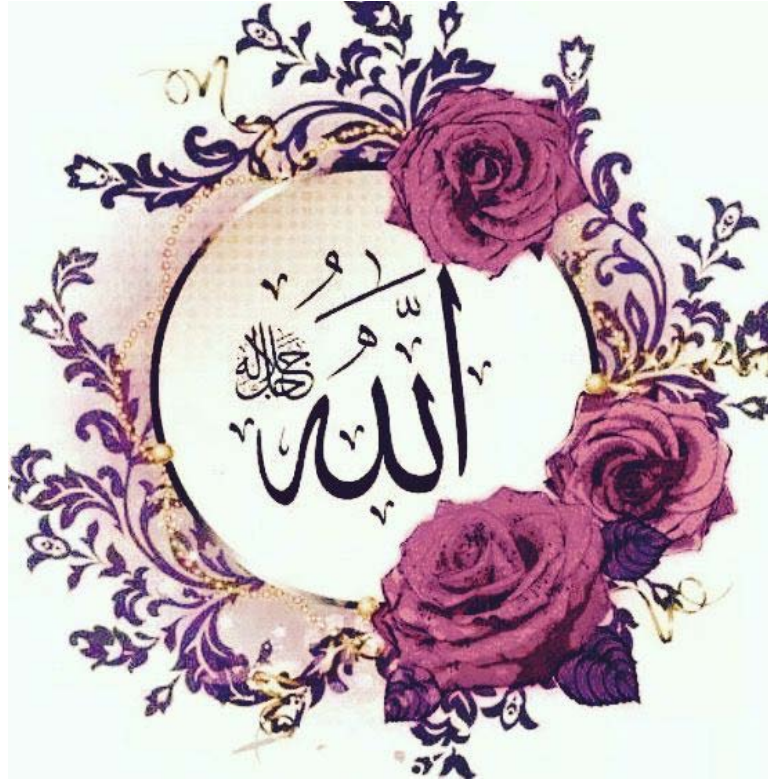
DEDICACES



*Toutes les lettres ne sauront trouver les mots qu'il faut ...
Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude,
l'amour, le respect, la reconnaissance.
Aussi, c'est tout simplement que :*



Je dédie cette thèse à ...



Tout d'abord à Allah,

Merci Allah (Mon dieu) de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et le bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire " Ya Kayoum "

À la mémoire de mon Père BOURNAHAR abderrahman

Cher père je me rappelle toujours de tous les moments où tu m'as poussé à travailler et à réussir,

je me rappelle aussi que c'était toi qui m'a poussé à choisir de faire la médecine ce métier noble que je suis fière de l'avoir.

Je te remercie d'abord pour le choix d'une mère formidable, une mère qui a essayé de nous élever selon tes principes.

Sur tes traces, j'ai essayé de marcher, dans l'espoir qu'un jour je pourrai être comme toi.

Sur ce chemin j'ai grandi et j'ai compris que je visais trop haut.

Dieu seul sait, l'étendu de mon estime et mon amour pour toi papa. Tu as tout sacrifié pour notre bien-être. Si je suis ce que je suis, c'est bien grâce à toi. Dieu, Tout Puissant, m'a donné la chance d'être ta fille.

J'ai toujours prié pour le salut de ton âme. Puisse Dieu, le tout puissant, t'avoir en sa sainte miséricorde.

J'espère que Dieu acceptera ce travail de ma part et le fera dans la balance de tes bonnes actions.

قال رسول الله صلى الله عليه وسلم :
إذا مات ابن آدم؛ انقطع عمله إلا من ثلاث: صدقة جارية، أو علم ينتفع به،
أو ولد صالح يدعو له (رواه مسلم)

A la mémoire de :

Mes grands-parents maternels, et mon grand-père paternel

Que ce travail soit une prière pour le repos de vos âmes.

Que Dieu tout puissant vous accorde son infinie miséricorde et vous accueille dans son éternel paradis

A Ma Chère mère AICHA ELBIYAR

Si Dieu a mis le paradis sous les pieds des mères, ce n'est pas pour rien.

Affable, honorable, aimable: Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études.

Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte.

Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour.

Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

Je t'aime mama. tu sais.

A Ma Chère Sœur jihane ;

Aucune dédicace ne peut exprimer mon amour et ma gratitude de t'avoir comme sœur. Je ne pourrais jamais imaginer la vie sans toi, tu comptes énormément pour moi, tu es la sœur qui assure son rôle comme il faut, je n'oublierais jamais ton encouragement et ton soutien le long de mes études, je t'estime beaucoup et je t'aime beaucoup. Je te souhaite beaucoup de succès, de prospérité et une vie pleine de joie et de bonheur.

A mes frères YASSINE, Soufiane, Hicham ;

A tous les moments d'enfance passés avec vous mes frères, en gage de ma profonde estime pour l'aide que vous m'avez apporté.

Vous m'avez soutenu, réconforté et encouragé.

Vous avez joué le rôle du père, du frère et de l'amis.

Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour l'estime et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Que Dieu vous protège.

J'espère que les ans à venir seront plus beaux et nos liens y deviendront plus forts. Je vous aime

A mes chers oncles et mes chères tantes

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect le plus profond et mon affection la plus sincère

A toute la famille bournahar et el biyar

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect .

A mon cher hamza

Pour l'amour et l'affection qui nous unissent. Je ne saurais exprimer ma profonde reconnaissance pour le soutien continu dont tu as toujours fait preuve. Tu m'as toujours encouragé, incité à faire de mon mieux, ton soutien m'a permis de réaliser le rêve tant attendu. Je te dédie ce travail avec mes vœux de réussite, de prospérité et de bonheur. Je prie Dieu le tout puissant de préserver notre attachement mutuel, et d'exaucer tous nos rêves..

Je t' aime tout simplement.

A MON CHÈRE AMIE ASMAA BENAISA

*La fin d'une étape ouvre les portes à de nouvelles opportunités
Dans toute fin il y a un recommencement afin de se renouveler.*

Par ces quelques mots simples

je te souhaite une bonne continuation

*Que le nouveau chemin que tu empruntes
soit jalonné de petits bonheurs et d'affection.*

Que ton avenir te mène à la réussite personnelle.

Que les jours à venir soit faits de belles surprises!

Je te souhaite tous les bonheurs du monde.

Que chaque chose te réussisse et la vie belle.

A Ma meilleur Amie d'enfance: SARA EL MOUDEN

En souvenir des moments agréables passés ensemble, veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma tendre affection et mes sentiments les plus respectueux avec mes vœux de succès, de bonheur et de bonne santé

A tous mes amis et collègues de la FMPPM

Les moments passés à vous cotés resteront à jamais gravés dans mon cœur, que dieu vous protège et vous procure tout le bonheur que vous méritez.

Je vous dédie ce travail et vous souhaite un très bon parcours et une vie pleine de joie et de bonheur.

A MON ENSEIGNANT HANINE OUBAADI

Merci pour votre gentillesse, pour le savoir que vous m'avez transmis et pour vos encouragements. Je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur

A MONSIEUR SADEQ :

Merci beaucoup pour le service que vous m'avez rendu, qui plus est de façon gratuite.

Vous m'avez enlevé une sacrée épine du pied en faisant cela.

Merci beaucoup, cela fait plaisir de voir qu'encore aujourd'hui il existe des personnes comme vous qui sont prêtes à apporter leur aide sans rien attendre en retour.

Soyez néanmoins certain que si vous en avez besoin je serai là pour vous aider.

Encore merci à vous.

Bien à vous.

A moi-même asmaa bournaïar

Merci d'avoir toujours fait de ton mieux , Merci pour ta patience, pour tous les défis que tu as relevé et merci de ne jamais baisser les bras

REMERCIEMENT SPECIAL

A DR FILALI MEHDI

Je vous remercie infiniment pour le temps et l'intérêt que vous avez accordé à ce travail et pour la gentillesse dont vous avez fait preuve. Permettez-moi de vous exprimer mes très sincères remerciements et mon profond respect.



REMERCIEMENTS



**NOTRE MAÎTRE, PRÉSIDENT DE THÈSE
MONSIEUR LE PROFESSEUR MOUTAOUKIL ABDELJALIL
PROFESSEUR ET CHÉF DE SERVICE D'OPHTALMOLOGIE
DU CHU MOHAMMED 6 DE MARRAKECH**

Nous sommes très sensibles au grand honneur que vous nous faites en acceptant avec bienveillance de présider le jury de notre thèse. CHU MOHAMMED VI - Marrakech Vos hautes qualités humaines et professionnelles ainsi que votre sérieux ont toujours suscité notre profond respect. Nous avons eu le grand privilège de bénéficier de votre enseignement lumineux durant nos années d'étude. Veuillez cher maître, trouver dans ce travail, le témoignage de ma gratitude, ma haute considération et mon profond respect .

**A NOTRE MAÎTRE ET RAPPORTEUR DE THÈSE
MONSIEUR LE PROFESSEUR FOUAD EL ASRI**

PROFESSEUR EN OPHTALMOLOGIE HMA MARRAKECH

Vous m'avez accordé un immense honneur et un grand privilège en acceptant de diriger mon travail. Vos précieuses recommandations ont été pour moi d'une grande aide. Je vous remercie pour votre sympathie, votre modestie et vos qualités humaines, pour avoir consacré à ce travail une partie de votre temps, et de m'avoir guidé avec rigueur et bienveillance. Permettez-moi de vous remercier du fin fond de mon cœur pour la bienveillance, la gentillesse et la spontanéité avec lesquelles vous avez accepté de diriger ce travail. Travailler sous votre direction était un réel honneur.

*A NOTRE MAITRE ET JUGE DE THÈSE
MADAME LA PROFESSEUR BELGHMAIDI SARAH*

Vous nous avez fait l'honneur de faire partie de notre jury. Nous avons pu apprécier l'étendue de vos connaissances et vos grandes qualités humaines. Veuillez accepter, Professeur, nos sincères remerciements et notre profond respect.



*LISTE DES
TABLEAUX ET
FIGURES*



Liste des figures

- Figure. 1 : Répartition selon l'âge
- Figure.2 : Répartition des cas selon le sexe.
- Figure.3 : Répartition selon la situation.
- Figure.4 : Acuité visuelle préopératoire.
- Figure.5 : Types anatomo-cliniques de la cataracte chez nos patients
- Figure.6 : Graphique montrant la répartition de la K1 par tranche.
- Figure.7 : Graphique montrant la répartition de la K2 par tranche
- Figure.8 : Graphique montrant la répartition de la profondeur de la chambre antérieure par tranche.
- Figure.9 : Graphique montrant la puissance de l'implant en fonction des différentes tranches.
- Figure.10 : Pourcentage des complications peropératoires.
- Figure.11 : Acuité visuelle postopératoire à J30
- Figure.12 : Graphique montrant l'équivalent sphérique moyen en dioptries à j30
- Figure. 13 : schéma montrant le globe oculaire [11].
- Figure. 14 : vue antérieure des insertions des muscles oculomoteurs. [8]
- Figure.15 : Cristallin au stade fœtal montrant les sutures en Y [11]
- Figure. 16 : Développement embryonnaire du cristallin [11]
- Figure. 17 : schéma montrant l'anatomie du cristallin [11].
- Figure. 18 : Loi de Descartes
- Figure. 19 : Coupe de l'optique oculaire et indices de réfraction des milieux oculaires (les chiffres indiquent les longueurs et les rayons de courbure).
- Figure. 20 : (d'après G.P.Paliga). E a et b : l'oeil emmétrope ; M : l'oeil myope ; H : l'oeil hypermétrope.
- Figure. 21 : Technique de l'abaissement du cristallin [19]
- Figure. 22 : L'écran de contrôle du phacoémulsificateur [22]

- Figure. 23 : Injection du produit viscoélastique [22].
- Figure. 24 : Découpe circulaire de la capsule antérieure [22]
- Figure. 25 : Hydrodissection [22]
- Figure. 26 : Emulsification du noyau [22].
- Figure. 27 : Technique du « Divide and Conquer » [22].
- Figure. 28 : Lavage et aspiration des masses [22]
- Figure. 29 : Polissage du sac capsulaire [22]
- Figure. 30 : Le sac capsulaire est déplissé et rempli de gel viscoélastique [22].
- Figure. 31 : Injection de l'implant [22].
- Figure. 32 : Retrait du gel viscoélastique [22].
- Figure. 33 : technique d'aqualase (projection d'un liquide sur le cristallin) [30].
- Figure. 34 : Chirurgie de cataracte assistée au laser femtoseconde(Update on FLACS – EuroTimes) :
- Figure. 35 : structure générale des implants.
- Figure. 36 : Kératométrie de type javal de HAAG STREIT
- Figure .37 : 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).
- Figure. 38 : Calcul de puissance de l'implant selon la position effective de l'implant.
- Figure. 39 : Première mesure de contrôle de qualité pour la biométrie par immersion mode B.
- Figure. 40 : Deuxième mesure de contrôle de la qualité pour la biométrie par immersion mode B.
- Figure. 41 : Mesure de la longueur axiale par immersion mode B.

Liste des tableaux

- Tableau. I : Répartition de la population en fonction des antécédents de pathologies générales
- Tableau. II : Répartition de la population en fonction des antécédents de pathologies ophtalmologiques
- Tableau. III : Acuité visuelle préopératoire
- Tableau. IV : Résultats de la kératométrie
- Tableau. V : Résultats de la kératométrie
- Tableau. VI : Résultat de la k2
- Tableau VII. : Résultat de la k2
- Tableau. VII : L'astigmatisme pré opératoire
- Tableau IX : Résultat de la longueur axial
- Tableau X : Résultat de la profondeur de la chambre antérieure
- Tableau XI : Pourcentage de la profondeur de la chambre antérieure
- Tableau. XII : Résultat de l'épaisseur du cristallin
- Tableau. XIII : Résultat de la puissance de l'implant
- Tableau. XIV : Choix de la formule de calcul d'implant la plus adaptée en fonction de la longueur axiale du globe oculaire
- Tableau. XV : Répartition des patients selon l'évolution de l'acuité visuelle :
- Tableau. XVI : Equivalent sphérique à J30 post opératoire
- Tableau. XVII : Sphère à J30 post opératoire
- Tableau. XVIII : Cylindre à J30 post opératoire
- Tableau XIX : Répartition des patients selon l'évolution post-op de l'astigmatisme
- Tableau.XX : Prédiction des erreurs de calcul selon l'étude de Tromans et al.
- Tableau. XXI : Age moyen selon les séries
- Tableau.XXII : Répartition du sexe selon les séries
- Tableau.XXIII : Comparaison de la kératométrie cornéenne dans différentes études internationales et notre série.
- Tableau.XXIV : Comparaison de la longueur axiale dans différentes études internationales et notre série.
- Tableau.XXV : la longueur axiale en pourcentage
- Tableau.XXVI : Comparaison de la profondeur de chambre antérieure du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.
- Tableau. XXVII : Différents équivalents sphériques en fonction du nombre des patients et pourcentage



ABBREVIATIONS



Liste des abreviations

AV	: Acuité Visuelle.
ADN	: Acide Désoxyribonucléique
ARN	: Acide Ribodésoxynucléique
ASCRS	: Société Américaine de Cataracte et de Chirurgie Réfractive
ELP	: Position Effective de la Lentille
HTA	: Hypertension Artérielle
LA	: Longueur Axiale
NAD	: Nicotinamide Adénine Nucléotides
NADH	: Nicotinamide Adénine Dinucléotide réduit
NADP	: Nicotinamide Adénine dinucléotide phosphate.
NADPH	: Nicotinamide Adénine dinucléotide phosphate réduit.
OCT	: tomographie en cohérence optique
PMMA	: PolyMéthylMétacrylate–Acétate.
SRK	: Sanders–Retzlaff–Kraff
FO	: Fond d’œil.
ATP	: Adénosine tri phosphate.
ADP	: Adénosine di phosphate.
PPC	: Le punctum proximum de convergence.
PPA	: Le punctum proximum d’accommodation.
DMLA	: La dégénérescence maculaire liée à l’âge
IOL	: Les implants intraoculaires
BSS	: Balanced Salt Solution
TTV	: température de transition vitreuse



PLAN



INTRODUCTION	1
MATERIELS ET METHODES	4
I. Cadre de l'étude :	5
II. Type et période de l'étude :	5
III. Population de l'étude :	5
IV. Critères d'inclusions et d'exclusions :	5
1. Critères d'inclusions :	5
2. Critères d'exclusions :	6
V. Recueil des données :	6
VI. Saisie et analyse des statistiques	6
RESULTATS	7
I. Données démographiques :	8
1. Répartition selon l'âge :	8
2. Répartition selon le sexe :	8
3. Répartition selon la situation :	9
II. Données cliniques :	10
1. Répartition selon les antécédents	10
2. Répartition selon les signes fonctionnels :	11
3. Examen ophtalmologique en pré-opératoire :	11
III. Prise en charge thérapeutique :	16
1. Œil opéré :	16
2. Puissance de l'implant :	16
3. Formule du calcul d'implant :	17
4. Technique chirurgicale utilisée :	17
5. L'implantation :	18
6. Incidents peropératoires :	18
IV. Suites postopératoires à J30 :	19
1. Acuité visuelle post-opératoire à J30 :	19
2. Résultats réfractifs à J30 :	20
DISCUSSION	22
I. Rappel anatomique :	23
1. Le globe oculaire [3- 6] :	23
2. Les annexes	24
3. Les voies optiques [4,5,9]	26
4. Anatomie et embryologie du cristallin	27
II. Rappel physiologique :	36
1. Fonctionnalité optique de la cornée [13]	36
2. Physiologie du cristallin [14 ,15]	37
3. L'optique de l'œil : [16]	43
III. La chirurgie de la cataracte :	46
1. Historique :	47

2. Préalables à la chirurgie :	49
3. Acte chirurgical :	53
IV. Les implants intra-oculaires utilisés dans la chirurgie de la cataracte	66
1. Généralités :	66
2. Etat des lieux sur les implants intraoculaires [37,38]	66
V. Moyens de mesure de la biométrie oculaire	70
1. Mesure de la kératométrie.	70
2. Mesure de la longueur axiale.	74
3. Position de l'implant :	79
4. Influence de la position de l'implant dans le calcul de la puissance de l'implant :	79
5. Formules de calcul des implants intraoculaires.	80
6. Les sources d'erreur dans le calcul de la puissance d'implant.	84
VI. Discussion des principaux résultats de notre étude :	90
1. Caractéristiques sociodémographiques	90
2. Caractéristiques cliniques :	92
3. Données relatives à l'intervention chirurgicale	95
4. Données relatives au suivi post-opératoire :	96
CONCLUSION	102
ANNEXES	104
RESUMES	107
BIBLIOGRAPHIE	112



INTRODUCTION



La cataracte est l'opacification partielle ou totale du cristallin. Chez l'adulte, la cataracte est acquise, la forme la plus fréquente est la cataracte liée à l'âge. L'appréciation du retentissement fonctionnel d'une cataracte est exclusivement clinique.

La chirurgie de la cataracte par phacoémulsification est l'opération actuellement la plus pratiquée dans le monde avec plus de 700 000 opérations réalisées annuellement en France et plus de 2 500 000 aux états - unis [1,2]. L'indépendance aux lunettes est un des facteurs d'amélioration de la fonction visuelle dans les suites d'une chirurgie de la cataracte. Cet objectif ne se conçoit que par l'obtention d'une réfraction finale la plus proche de la réfraction cible visée en préopératoire. Ceci est vrai pour les implants monofocaux et l'est encore plus pour les implants toriques et multifocaux.

La chirurgie de la cataracte devient une chirurgie réfractive à part entière avec une exigence visuelle croissante n'admettant pas d'approximation dans la puissance sphérique de l'implant afin d'obtenir l'emmétropie postopératoire. Une démarche de réduction, même minime, de l'amétropie postopératoire, devient alors pertinente lorsqu'elle concerne plusieurs millions de patients opérés chaque année.

Les progrès technologiques sont très importants depuis la pose du premier implant intraoculaire en 1949 par le Dr Sir Harold Ridley. L'implant en polyméthylmétacrylate-acétate (PMMA) posé dans le sac capsulaire, bien que toléré par l'œil, doit être changé rapidement en raison d'une myopisation excessive en lien avec une erreur de mesure des rayons de courbure cornéens.

Plus de 60 ans plus tard, la précision réfractive dans les suites d'une chirurgie de cataracte fait toujours l'objet de très nombreux travaux. Les progrès technologiques dans la fabrication et le matériau des implants, dans les mesures de biométrie oculaire ; dans les techniques chirurgicales et la précision des formules de calcul, ont pour objectif d'assurer une qualité visuelle de plus en plus grande pour les patients.

Dans cette vision, nous avons élaboré ce travail de thèse en étudiant les erreurs réfractives en post opératoire au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech.

Ainsi nous pourrions répondre à plusieurs questions :

- Quels sont les différents paramètres de la réfraction ?
- Quelles sont les erreurs de calcul d'implant ?
- Quels sont les différents types des vices réfractifs après la chirurgie de la cataracte et c'est quoi leurs importances ?



*MATERIELS
ET
METHODES*



I.

L'étude s'est déroulée au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech.

II. Type et période de l'étude :

Il s'agissait d'une étude prospective à visée descriptive sur 6 mois allant de décembre 2021 à mai 2022.

III. Population de l'étude :

L'étude a porté sur 70 patients opérés au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech.

IV. Critères d'inclusions et d'exclusions :

1. Critères d'inclusions :

Les critères d'inclusion sont représentés comme suit :

- ✓ Cas de la cataracte opérés par phacoémulsification
- ✓ Dossiers exploitables
- ✓ Biométrie faite
- ✓ Patients suivis en post-opératoire pendant notre période d'étude.

2. Critères d'exclusions :

Les critères d'exclusions sont représentés comme suit :

- ✓ Patients ayant une cataracte congénitale ou post traumatique
- ✓ Les patients opérés par extraction extra capsulaire manuelle.

V. Recueil des données :

Les données collectées ont été reportées sur une fiche d'exploitation " voir annexes".

La fiche d'exploitation comporte :

- Les données démographiques
- Les antécédents ophtalmologiques et généraux
- Les données de l'examen clinique
- La prise en charge thérapeutique
- Les suites opératoires
- Les résultats réfractifs

VI. Saisie et analyse des statistiques

Le Logiciel SPSS dans sa version 20 a été utilisé pour l'analyse statistique des données.



RESULTATS



I. Données démographiques :

Notre étude qui a duré 6 mois, nous avons retenu 70 patients opérés pour cataracte au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech.

1. Répartition selon l'âge :

La moyenne d'âge de notre population était de 65 ans avec des extrêmes allant de 43 à 88 ans. On a également noté une prédominance de la tranche d'âge 63-72 qui représente 43% des cas (Figure1.).

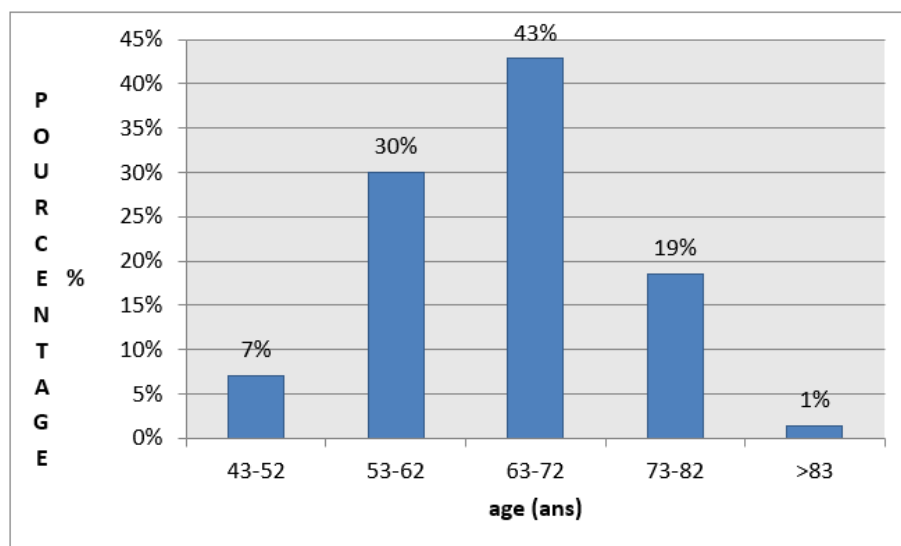


Figure1 : Répartition selon l'âge

2. Répartition selon le sexe :

Nous avons noté une prédominance masculine 45 cas (64%) par rapport aux femmes 25 cas (36 %), soit un sexe-ratio de 1.8.

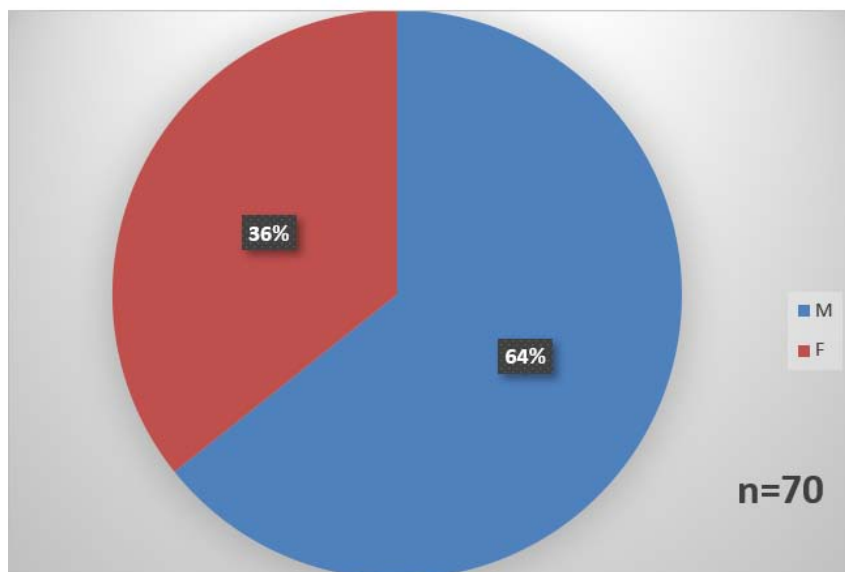


Figure 2 : Répartition des cas selon le sexe.

3. Répartition selon la situation :

On a trouvé 51 patients (soit 73 %) ayant droits militaires (militaires, retraités de l'armée et familles) et 9 patients civils sur autorisation (CSA) soit (27 %).

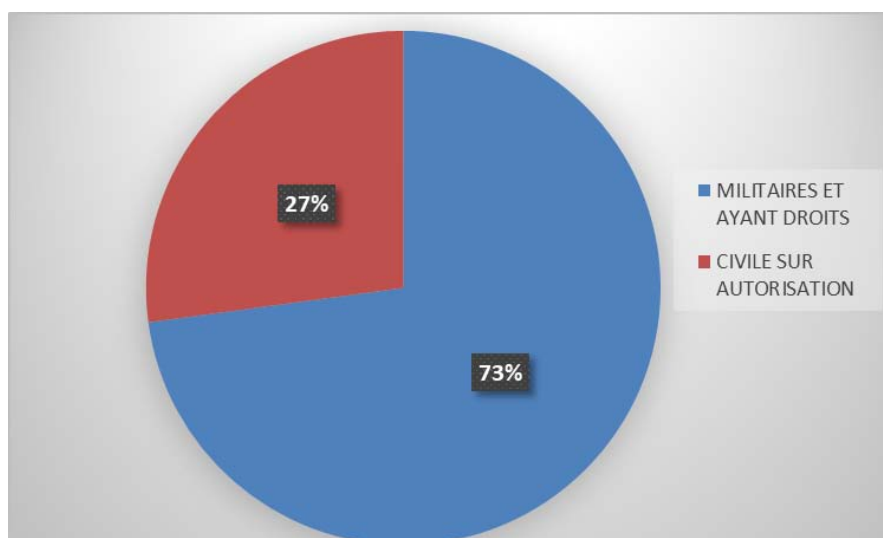


Figure 3 : Répartition selon la situation.

II. Données cliniques :

1. Répartition selon les antécédents

1.1. Antécédents de pathologies générales :

Les antécédents de pathologies générales ont été retrouvés dans 44 cas soit 63%. La pathologie la plus représentée est diabète avec 18 cas soit 38 %.

Tableau. I : Répartition de la population en fonction des antécédents de pathologies générale

ATCD GENERAUX	EFFECTIF	POURCENTAGE
Cardiopathie	4	9%
HTA	14	30%
DIABETE	18	38%
GOITRE	3	6%
ASTHME	4	9%
ARTHROSE	2	4%
GOUTTE	2	4%

1.2. Antécédents ophtalmologiques :

Parmi nos patients, 27 étaient suivis en préalable pour une pathologie oculaire.

Tableau. II : Répartition de la population en fonction des antécédents de pathologies ophtalmologiques

ATCD OPHTALMOLOGIQUES	EFFECTIF	POURCENTAGE
Chirurgie pour cataracte de l'autre œil	20	74%
Glaucome chronique	5	19%
Monophtalmie	1	4%
Ptérygion	1	4%

2. Répartition selon les signes fonctionnels :

C'est presque exclusivement une baisse de l'acuité visuelle associée à un brouillard visuel, et autres signes sont rapportés tel que la photophobie, mais c'est toujours la baisse de l'acuité visuelle qui amenait le patient à consulter.

3. Examen ophtalmologique en pré-opératoire :

3.1. Acuité visuelle pré-opératoire :

L'acuité visuelle préopératoire non corrigée de loin a été chiffrée de la perception lumineuse à 3/10. Les chiffres de l'acuité visuelle préopératoire étaient répartis de la manière suivante :

Tableau. III : Acuité visuelle préopératoire

	NOMBRE DE CAS	POURCENTAGE %
Mouvement de la main	11	16%
Compte les doigts	24	34%
1/10	14	20%
2/10	13	19%
3/10	8	11%
TOTAL	70	100%

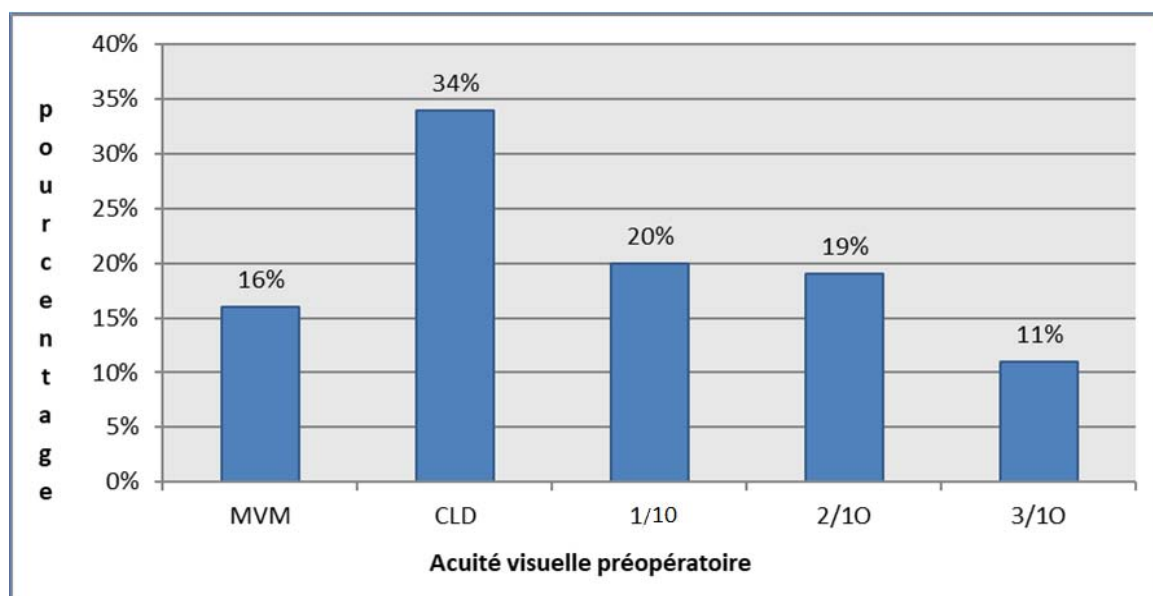


Figure 4 : Acuité visuelle préopératoire.

3.2. Examen à la lampe à fente :

a. Etat de la cornée :

La cornée était normale chez 96% de nos patients. Un gérontoxon a été noté chez trois patients (4% des cas).

b. Type anatomo-clinique de la cataracte :

Dans notre série, on a constaté une prédominance de la cataracte sous capsulaire postérieure (41%), suivie de la cataracte totale blanche (26%) (Figure 5)

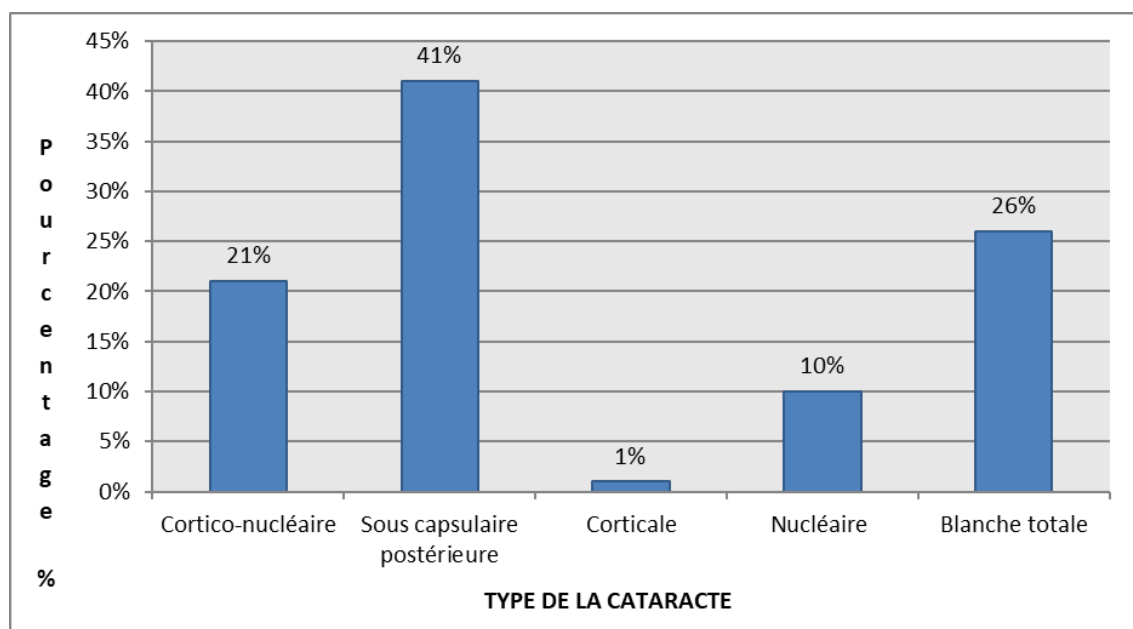


Figure5: Types anatomo-cliniques de la cataracte chez nos patients

3.3. Tonus oculaire :

Les patients glaucomateux sont équilibrés par un traitement médical avant la chirurgie. La valeur moyenne du tonus oculaire de notre population était de 14 mmHg.

3.4. Examen du fond d'œil :

L'examen du fond d'œil FO a été pratiqué à l'aide d'une lentille non contact type Volk ou d'un verre à 3 miroirs après dilatation pupillaire maximale.

- ✓ Le FO n'était pas accessible chez 58 patients (83% des cas), chez ces patients une échographie mode B a été systématiquement réalisée et s'est avérée normale.
- ✓ Chez les 12 patients où le FO était accessible, une rétinopathie diabétique a été retrouvée chez 1 seul patient. En revanche, le FO était normale chez les 11 patients qui restent (16% des cas).

3.5. Paramètres biométriques :

Les patients ont bénéficié tous d'une kératométrie automatisée par l'auto-kérato-réfractomètre automatisé puis une échobiométrie pour calculer la puissance d'implant.

a. Kératométrie :

Tableau. IV : Résultats de la kératométrie

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
K1 (en dioptries)	39,75	47,25	43,73	2,00	43,78

Tableau. V : Résultats de la kératométrie

K1 (en dioptries)	[39,75-42,75]	[42,75-45,75]	[45,75-48,75]
Pourcentage (%)	22	37	11

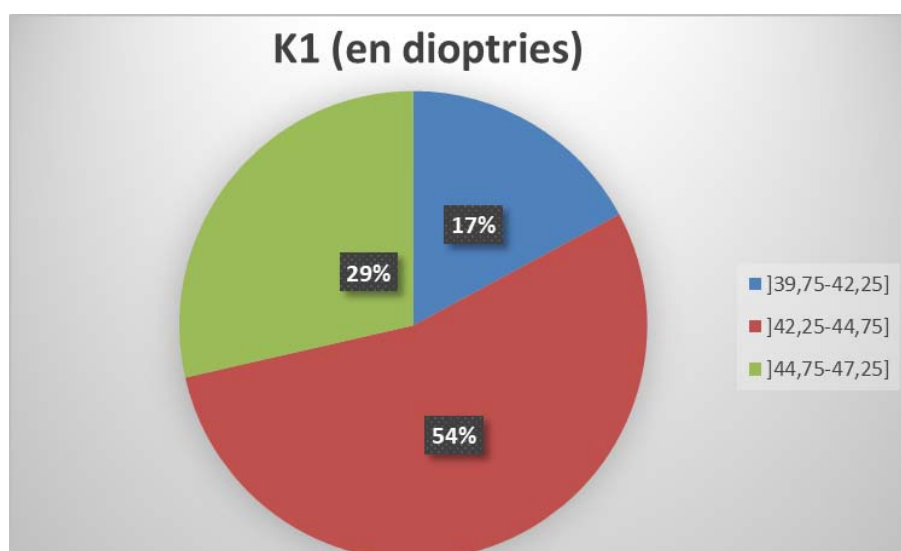


Figure 6 : Graphique montrant la répartition de la K1 par tranche.

La k1 moyenne est de $43,73 \pm 2$ dioptries avec une médiane de 43,78 (39,75 à 47,25). 54 % de nos patients ont une k1 entre 42,25 et 44,75 dioptries.

Tableau. VI : Résultat de la k2

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
k2	41	48	44,63	1,96	44,62

Tableau VII. : Résultat de la k2

K2 (en dioptries)	[41-43,5]	[43,5-46]	[46-48,5]
Pourcentage(%)	33%	51%	16%

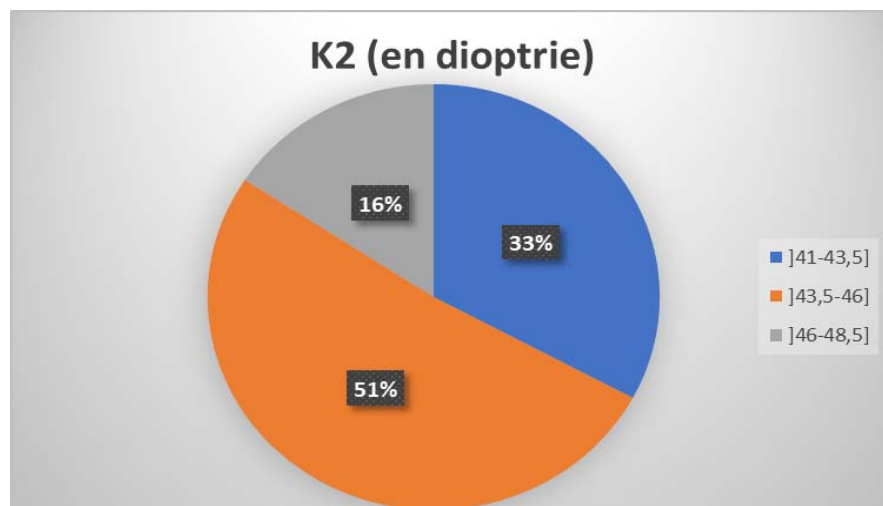


Figure7 : Graphique montrant la répartition de la K2 par tranche

La k2 moyenne est de $44,63 \pm 1,96$ dioptries avec une médiane de 44,62 (41 à 48). 51 % de nos patients ont une k2 entre 43,5 et 46 dioptries.

b. Astigmatisme cornéenne préopératoire :

Tableau. VIII: l'Astigmatisme pré opératoire

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Astigmatisme pré opératoire	-4	0	-1,36	1,02	-1,17

L'astigmatisme pré-opératoire moyen était de $-1,36$ Dioptrie avec un écart type de $1,02$ et des extrêmes de -4 Dioptrie et 0 Dioptries.

c. La longueur axiale :

Tableau IX : Résultat de la longueur axiale

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
LA (en mm)	21,43	27,88	23,44	1,06	23,325

La longueur axiale moyenne des 70 yeux étudiés est de $23,44$ mm avec une médiane de $23,32$ ($21,43$ à $27,88$).

d. Profondeur de la chambre antérieure :

Tableau X: Résultat de la profondeur de la chambre antérieure

	Minimum	Maximum	MOYENNE	ECART TYPE	Médiane
Profondeur (en mm)	2,42	5,41	3,43	0,62	3,4

Tableau XI: Pourcentage de la profondeur de la chambre antérieure

Chambre antérieure en mm	[2,42-3,22]	[3,22-4,02]	[4,02-4,82]	>4,82
Pourcentage (%)	37%	50%	10%	3%

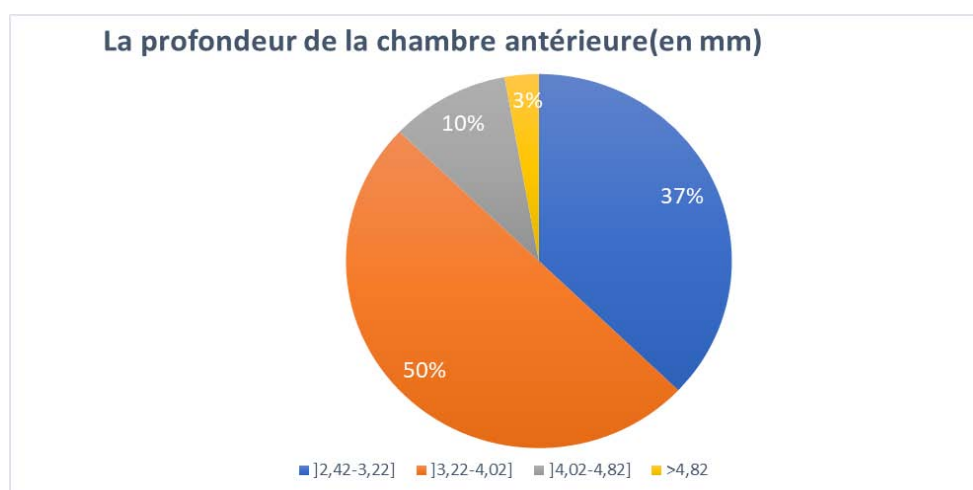


Figure 8: Graphique montrant la répartition de la profondeur de la chambre antérieure par tranche

La profondeur moyenne de la chambre antérieure sur les 70 yeux est de 3,43 mm avec une médiane de 3,4 mm (2,42 à 5,41). 50% de nos patients ont une profondeur de la chambre antérieure située entre 3,22 mm et 4,02.

e. Epaisseur du cristallin :

Tableau. XII: Résultat de l'épaisseur du cristallin

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Lentille(en mm)	2	5,18	4,02	0,69	4,07

L'épaisseur moyenne du cristallin est de 4,02 mm avec une médiane de 4,07 (2 à 5,18).

III. Prise en charge thérapeutique :

1. Œil opéré :

Dans notre population, l'œil opéré était le plus souvent le droit dans 42 cas soit 60 %.

2. Puissance de l'implant :

Tableau. XIII: Résultat de la puissance de l'implant

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Puissance d'implant (en dioptrie)	9	25	18,94	4,19	20

La puissance de l'implant moyenne est de $18,94 \pm 4,19$ avec une médiane de 20 (9 à 25).

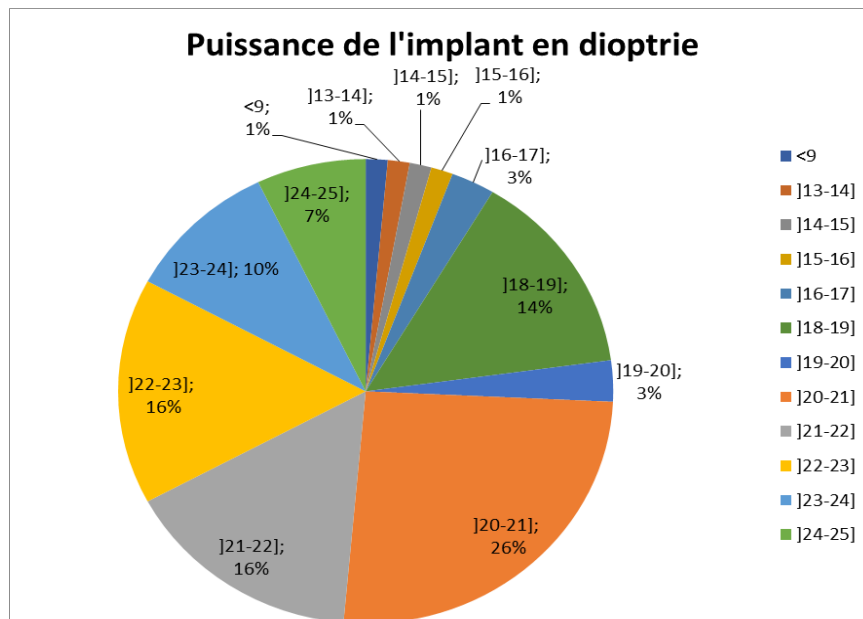


Figure 9. : Graphique montrant la puissance de l'implant en fonction des différentes tranches.

3. Formule du calcul d'implant :

Plusieurs formules ont été utilisées pour le calcul d'implant, mais la formule SRKT a été utilisée chez 47 patients soit 67%.

Tableau. XIV : la formule de calcul d'implant

FORMULE	NB
HOLLADAY II	18(26%)
SRKT	47(67%)
SRKII	4(6%)
HAIGIS	1%

4. Technique chirurgicale utilisée :

L'extraction extra capsulaire par phacoémulsification a été pratiquée chez tous nos patients.

5. L'implantation :

La totalité des cas ont été implantés en chambre postérieure dans le sac. Un implant pliable est utilisé chez tous nos patients.

6. Incidents peropératoires :

Les complications peropératoires étaient peu fréquentes et minimales et elles sont représentées comme suit :

- Rupture de la capsule postérieure dans 9 cas soit 13 %.
- Issue de la vitré dans 3 cas soit 4 %.
- Désinsertion irienne dans 1 cas

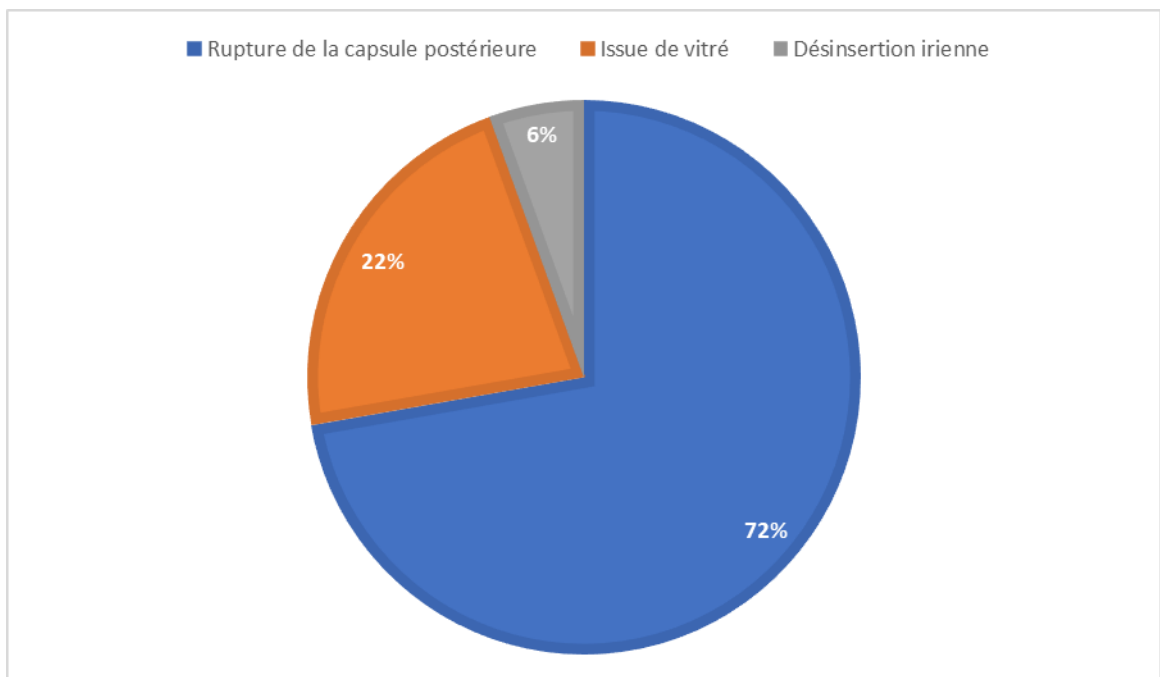


Figure 10 : Pourcentage des complications peropératoires.

IV. Suites postopératoires à J30 :

1. Acuité visuelle post-opératoire à J30 :

A J30 postopératoire, la majorité de nos patients (93%) avaient une AV de loin avec correction supérieure ou égale à 3/10ème.

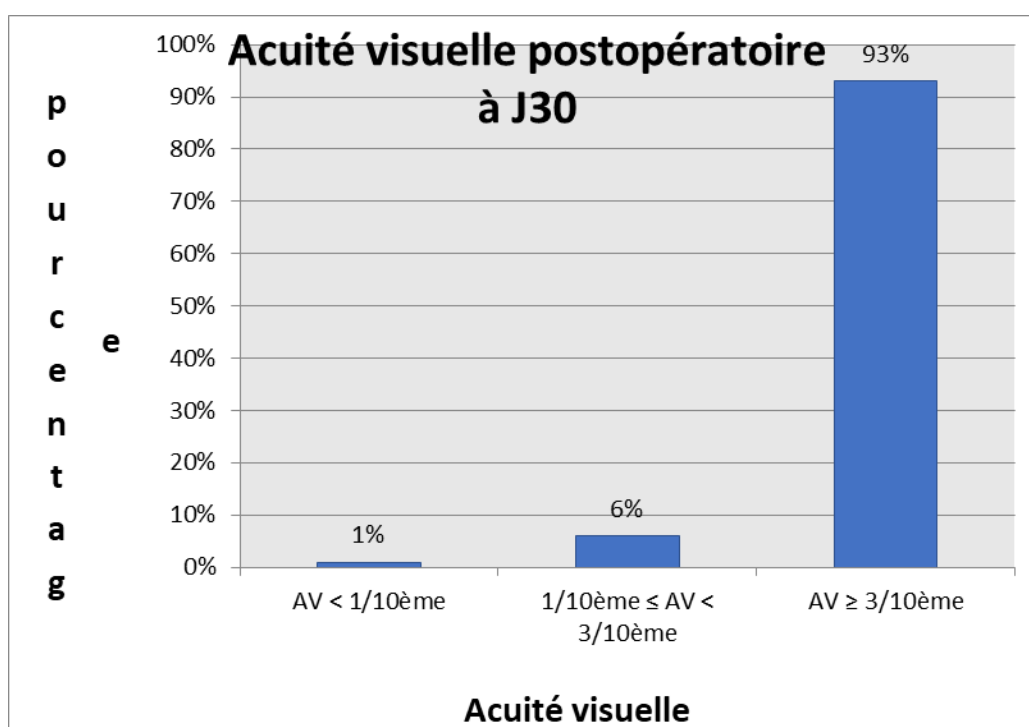


Figure 11 : Acuité visuelle postopératoire à J30

Tableau. XV: Répartition des patients selon l'évolution de l'acuité visuelle :

Acuité visuelle	Préopératoire	M1 Post opératoire
<1/10	35(50%)	1(1%)
1/10 -3/10	27(39%)	4(6%)
>3/10	8(11%)	65(93%)

Le tableau cumulatif de l'acuité visuelle montre une évolution de celle-ci avec une augmentation du nombre des yeux ayant une acuité supérieure à 3/10 à 1 mois post opératoire.

2. Résultats réfractifs à J30 :

2.1. Equivalent sphérique :

A J30 postopératoire, l'équivalent sphérique moyen était de - 0,51 dioptries avec un minimum de -3 ,75 dioptries et un maximum de 2,5 dioptries.

Tableau. XVI : Equivalent sphérique à J30 post opératoire

	Maximum	Minimum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Equivalent sphérique à J30	2,5	-3,75	-0,51	1,5	-0,5

2.2. Sphère

La sphère moyenne à 30 jours postopératoire était de 0.26 dioptries, avec un minimum de -2,25 Dioptries et un maximum de 4 dioptries.

Tableau. XVII : Sphère à J30 post opératoire

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Sphère à J 30	-2,25	4	0,26	1,60	0,12

2.3. Cylindre :

Le cylindre réfractif moyen à 30 jours postopératoire était de -1,07D, avec un minimum de -2,25 D et un maximum de -0,25 D.

TABLEAU XVIII : cylindre à J30 post opératoire

	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type	Médiane
Cylindre à J 30	-2,25	-0,25	-1,07	0,58	-0,93

Tableau XIX : Répartition des patients selon l'évolution post-op de l'astigmatisme :

Astigmatisme	Préop (%)	M1 (%)
MOYEN	41(59%)	7(10%)
FAIBLE	29 (41%)	63(90%)
TOTAL	70(100%)	70(100%)

La majorité de nos patients étaient astigmates faibles (90%) à 1 mois post-opératoire.

2.4. Les vices de réfraction à J30 post opératoire :

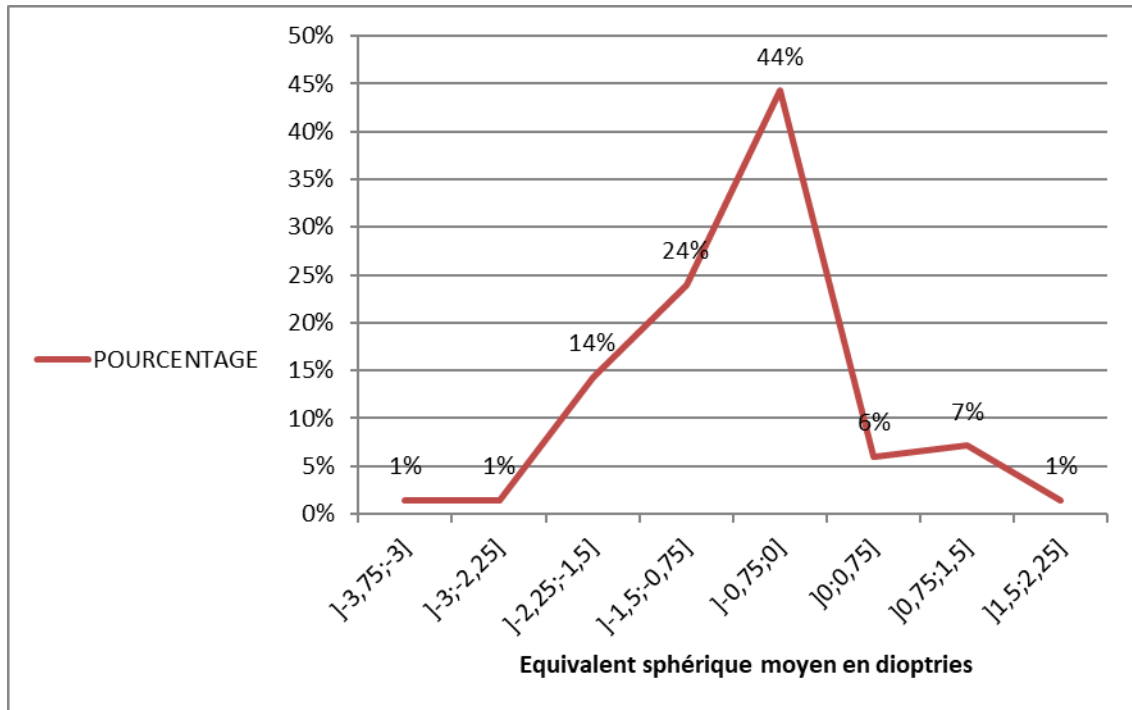


Figure12 : Graphique montrant l'équivalent sphérique moyen en dioptries à j30

On note à travers ce graphique que la majorité de nos patients présentent une myopisation post opératoire. 44% des cas ont un équivalent sphérique moyenne se situer entre - 0,75 dioptries et 0 dioptries.



DISCUSSION



I. Rappel anatomique :

L'appareil de la vision est composé du globe oculaire, les annexes et les voies optiques.

1. Le globe oculaire [3- 6]:

C'est la partie principale de l'appareil de la vision, entièrement contenu dans l'orbite, au nombre de deux, situés de chaque côté de la racine du nez entre les os du crâne et ceux de la face. Il a la forme d'une sphère ou d'un ovoïde avec un axe sagittal mesurant 25mm, un axe transversal de 23.5mm et un vertical de 23mm. Son poids est de 7g et Son volume est de 6.5cm. Le globe oculaire est fait d'une paroi et d'un contenu.

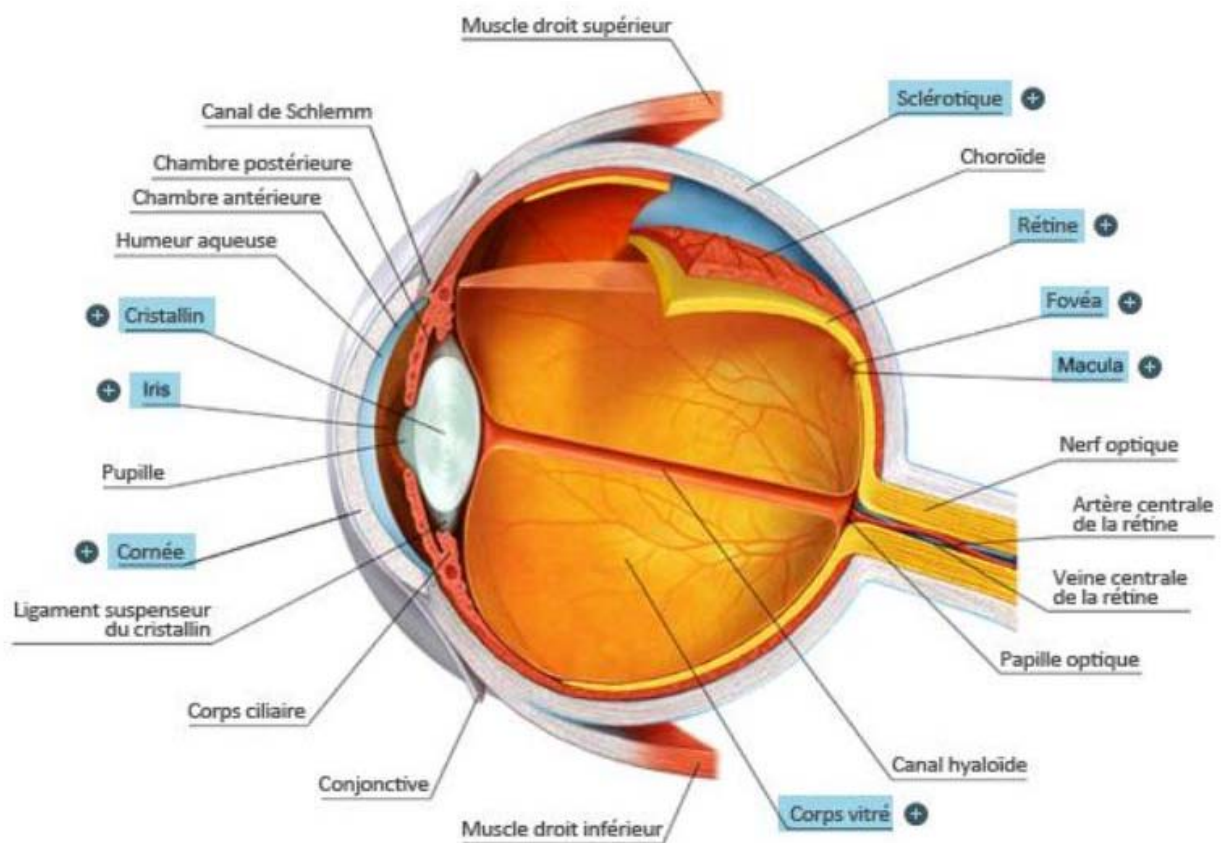


Figure 13 : schéma montrant le globe oculaire [11].

1.1. La paroi

La paroi est constituée de 3 enveloppes concentriques, formée de dehors en dedans par:

- ✓ La sclérotique : est composée de la sclère dans ses quatre cinquièmes postérieures, de la cornée dans son un cinquième antérieur, et du limbe qui est la zone d'union.
- ✓ L'uvée : c'est une membrane musculo-vasculaire intermédiaire, constituée en avant par le corps ciliaire et l'iris et en arrière par la choroïde.
- ✓ La rétine : C'est une membrane transparente, légèrement rosée, la plus interne des trois couches tapissant le globe oculaire (sclère, choroïde et rétine), elle est sensorielle et nerveuse.

1.2. Le contenu du globe oculaire :

Il est formé par les milieux transparents, on trouve d'avant en arrière :

- ✓ L'humeur aqueuse derrière la cornée.
- ✓ Le cristallin derrière l'iris.
- ✓ Le corps vitré en arrière.

On individualise ces différents constituants en deux segments :

- ✓ Le segment antérieur : formé par la cornée, le cristallin, l'iris, l'angle irido cornéen et le corps ciliaire.
- ✓ Le segment postérieur : formé par la sclérotique, la choroïde, la rétine et le vitré.

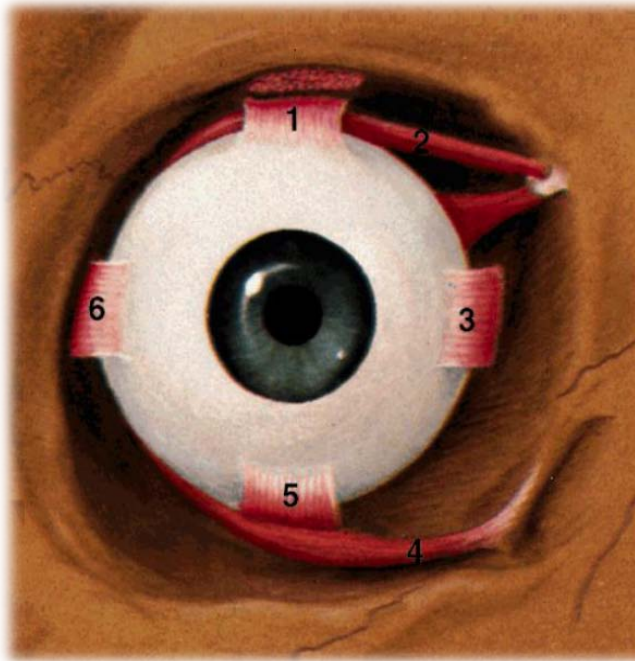
2. Les annexes :[4,5,7]

2.1. Le système oculomoteur

Comprend six muscles striés :

- ✓ Les muscles droits supérieur, inférieur et interne innervés par le nerf oculomoteur commun (nerf III).
- ✓ Le muscle droit externe innervé par le nerf oculomoteur externe (nerf VI).

- ✓ Le muscle grand oblique innervé par le nerf pathétique (nerf IV).
- ✓ Le muscle petit oblique innervé par le nerf oculomoteur commun (nerf III).



Légende :

- 1 : Le muscle droit supérieur
- 2 : Le muscle grand oblique
- 3 : Le muscle droit interne
- 4 : Le muscle petit oblique
- 5 : Le muscle droit inférieur
- 6 : Le muscle droit externe

Figure 14 : vue antérieure des insertions des muscles oculomoteurs. [8]

2.2. Les paupières :

Elles sont deux tissus mobiles séparés par la fente palpébrale qui recouvrent et protègent la partie antérieure du globe oculaire et la rétine contre l'éblouissement.

Elles sont constituées par une charpente fibroblastique et deux muscles principaux :

- ✓ Le releveur de la paupière supérieure innervée par le nerf oculomoteur commun
- ✓ Le muscle orbiculaire innervé par le nerf facial, ainsi que le muscle de Müller pour la paupière supérieure et le muscle rétracteur de la paupière inférieure.

2.3. La muqueuse conjonctivale :

C'est une muqueuse transparente recouvrant la face profonde des paupières et la face antérieure du globe oculaire. Elle se continue avec la peau au niveau du bord libre de la paupière et avec la cornée au niveau du limbe.

Au niveau de la jonction cornéo-sclérale s'insère la capsule de tenon (qui est une membrane fibro-élastique) où sur deux à trois millimètres, elle est indissociable de la conjonctive formant ainsi l'anneau conjonctival.

2.4. L'appareil lacrymal :

Il joue un rôle protecteur de la cornée ; le flux lacrymal pré cornéen est indispensable à sa nutrition et assure sa défense contre les infections. Il présente à étudier :

- ✓ L'appareil sécréteur : est composé de glandes lacrymales principales : palpébrale et orbitaire réunies entre elles et situées derrière le rebord orbitaire au niveau de l'angle supéro-externe de l'orbite. Ces glandes assurent la sécrétion lacrymale réflexe.
- ✓ Les glandes lacrymales accessoires: disséminées dans la conjonctive et assurent la sécrétion lacrymale de base. Il s'agit des : glandes de krauss et de wolfring, glandes de meibomius, glandes de Zeiss et des glandes de Moll.
- ✓ Les larmes : secrétées par les glandes lacrymales et se répandent à la surface de la cornée et de la conjonctive. Leur évacuation est assurée par les voies lacrymales d'excrétion.
- ✓ L'appareil excréteur : s'étend du bord interne des paupières aux fosses nasales, et comprend : les points lacrymaux, les canalicules lacrymaux, le canal d'union, le sac lacrymal et le canal lacrymo-nasal. Une grande partie des larmes disparaît par évaporation, le reste s'élimine par les voies lacrymales. Le mécanisme de cette excrétion est assuré par les canalicules qui, comprimés lors de la contraction de l'orbiculaire exercent une succion active.

3. Les voies optiques [4,5,9]

Elles conduisent l'influx nerveux issu de l'épithélium sensoriel rétinien au cortex occipital. Les fibres issues des cellules ganglionnaires de la rétine se réunissent pour constituer le nerf optique dont l'extrémité antérieure est appelée papille optique. Les fibres du nerf optique

qui proviennent des héli-rétines temporales restent du même côté, alors que celles provenant des héli-rétines nasales se croisent dans le chiasma optique au-dessus de la selle turcique. Ensuite, les bandelettes optiques s'étendant de la partie postérieure du chiasma au corps genouillé externe en arrière, continuent leur trajet en passant par le corps genouillé latéral, les centres visuels moteurs, l'hypothalamus, Le prectectum et le noyau de la bandelette optique.

4. Anatomie et embryologie du cristallin

4.1. Embryologie du cristallin [10]

Le développement du cristallin se fait en plusieurs stades.

a. LE STADE ECTODERMIQUE :

La placode cristallinienne est reconnaissable dès la troisième semaine de la vie intra-utérine à l'extrémité distale de la vésicule optique, dans la région où celle-ci est en contact avec l'ectoblaste.

b. LE STADE VESICULAIRE :

Dès le début de la quatrième semaine, une dépression se forme un peu au-dessous du centre de la placode cristallinienne : c'est la fossette cristallinienne qui s'approfondit pour former la vésicule cristallinienne.

En fin de la cinquième semaine, une forte prolifération cellulaire entraîne l'approfondissement puis la fermeture de cette vésicule.

L'ébauche cristallinienne se présente alors sous forme d'un corps sphérique creux, dont la paroi est faite d'une seule couche de cellules cylindriques hautes, serrées les unes contre les autres.

c. LE STADE DES FIBRES PRIMAIRES :

Il débute vers la sixième semaine chez un embryon de 12 mm. Les cellules antérieures forment l'épithélium antérieur et les cellules de la paroi postérieure s'allongent de plus en plus et forment les fibres primaires qui vont combler progressivement la cavité vésiculaire.

L'évolution des fibres primaires se termine vers la huitième semaine (embryon de 26 mm) constituant ainsi le noyau embryonnaire.

d. LE STADE DES FIBRES SECONDAIRES :

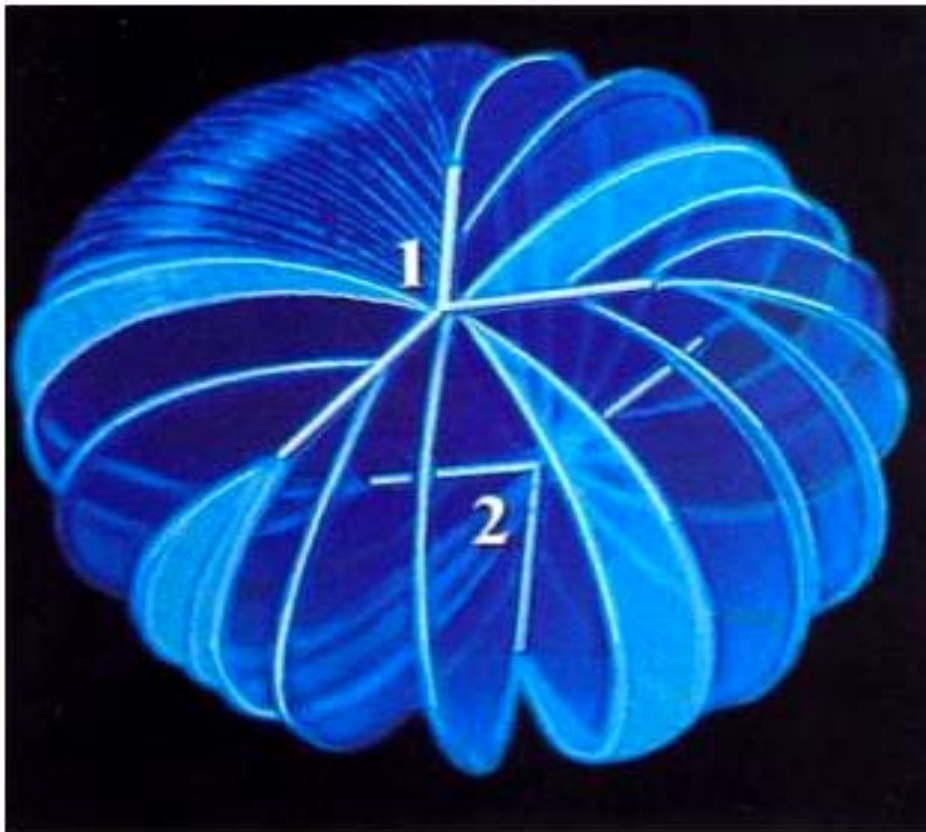


Figure 15: Cristallin au stade fœtal montrant les sutures en Y [11]

1 : Pôle antérieur

2: Pôle postérieur

Les cellules équatoriales donnent naissance aux fibres secondaires qui vont recouvrir progressivement le noyau embryonnaire comme une pelure d'oignon. Elles ont toutes la même longueur et se réunissent en deux lignes, verticale en arrière et horizontale en avant, qui

bifurquent pour prendre la forme d'un Y en avant et d'un Y renversé en arrière. Situées au pôle antérieur et postérieur du noyau embryonnaire, ces fibres secondaires vont constituer le noyau fœtal. L'origine embryologique de la capsule du cristallin reste discutée, soit mésodermique mais probablement ectodermique. D'abord présente au niveau du pôle postérieur du cristallin, elle devient finalement plus importante au niveau du pôle antérieur. La zonule de Zinn apparaît au 2ème trimestre dans la zone annulaire située entre le corps ciliaire et l'équateur du cristallin : appelée Zonule vitrénne. En effet, au 4ème mois de la vie intra-utérine, cette zone est occupée par le vitré primitif refoulé par le développement du vitré définitif. Durant les 4ème et 5ème mois, la zonule vitrénne 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. A la naissance, le système vasculaire hyaloïdien rétro lenticulaire disparaît totalement et persistera une adhérence capsulo - hyaloïdienne solide qui augmente le risque d'issue de vitrée contre indiquant l'extraction intra - capsulaire du cristallin chez l'enfant et l'adulte jeune.

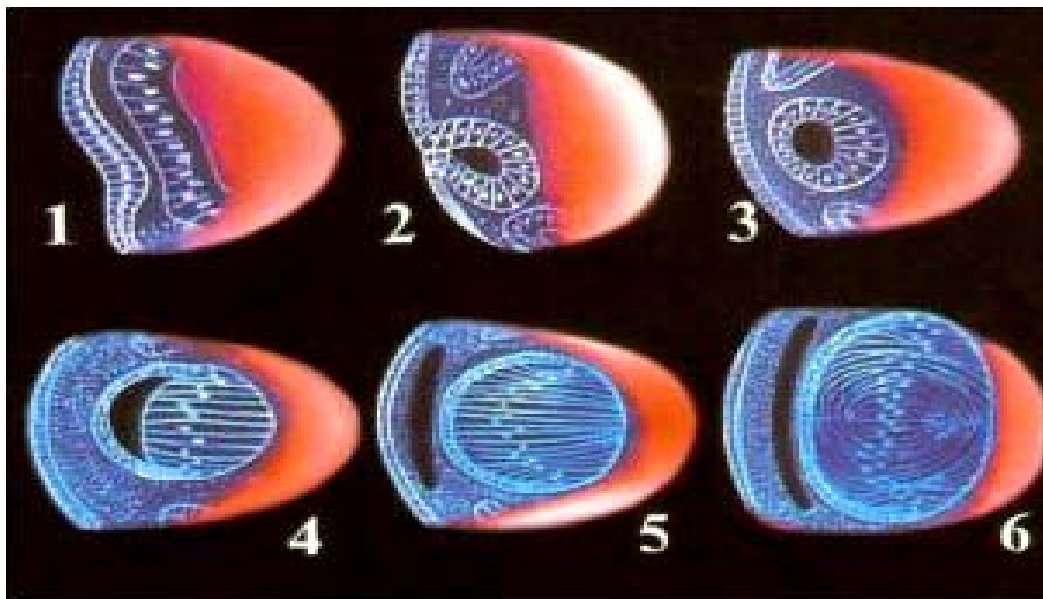


Figure16 : Développement embryonnaire du cristallin [11]

- 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

4.2. Anatomie du cristallin [10,12]

a. Anatomie macroscopique :

Le cristallin a la forme d'une lentille biconvexe aplatie d'avant en arrière. Il présente une face antérieure et une face postérieure qui sont reliées par un équateur, et chacune de ces faces est centrée par un pôle.

Le cristallin est constitué de plusieurs éléments :

- ✓ La capsule : c'est une lame basale qui entoure le cristallin et constitue ainsi une barrière entre les fibres du cristallin et l'humeur aqueuse en avant et le vitré en arrière. Son épaisseur est de 13 μm en avant et de 4 μm en arrière, avec un épaissement maximal à l'équateur et un épaissement en couronne à 3 mm du centre.
- ✓ L'épithélium : il est situé uniquement sur la face antérieure du cristallin. Il est unistratifié et sous-jacent à la capsule s'étendant jusqu'à l'équateur. Selon la densité cellulaire de l'épithélium qui augmente du pôle antérieur à l'équateur, quatre zones sont distinctes. La zone épithélio-centrale, la zone épithélio-distale, la zone mitotique et la zone de protofibres où les cellules s'orientent à 90° en s'allongeant puis s'éloignent de l'équateur en perdant progressivement leur noyau.
- ✓ Les fibres cristalliniennes : la substance cristallinienne est composée de fibres cristalliniennes et de ciment interstitiel. Les fibres cristallines se juxtaposent au fur et à mesure de leur formation. Au niveau du noyau cristallinien, l'extrémité des fibres s'allonge de façon à former les sutures en Y antérieures et postérieures.

La géométrie diffère au niveau du cortex mature, avec une forme d'étoile à neuf branches. Les fibres cristalliniennes sont plus fines en postérieur ce qui explique la forme asymétrique du cristallin en coupe sagittale. L'ensemble de ces trois structures forme le cristallin qui est soutenu par un autre élément anatomique, la zonule de Zinn.

Anatomie bio microscopique :

L'examen bio microscopique du cristallin permet d'observer des bandes de discontinuité en son sein, correspondant à des variations de l'indice de réfraction liées au développement embryologique et post - natal de cet organe.

On décrit chez l'adulte jeune :

- ✓ Le noyau embryonnaire, au centre, constitué à la 8ème semaine, représenté par deux hémisphères opposés par leur surface plane, et séparés par un espace optiquement vide.
- ✓ Le noyau fœtal, entourant le précédent, on y retrouve les lignes de sutures en Y droit inversé, correspondant aux terminaisons des fibres fœtales.
- ✓ Le noyau adulte, représenté par l'apposition des cortex antérieur et postérieur moulés autour du précédent. Les jonctions de ces fibres issues de l'épithélium équatorial, forment des lignes de sutures étoilées. L'épithélium est situé à la surface du cortex antérieur.
- ✓ La cristalloïde, un sac hyalin qui entoure le cristallin, présente des reliquats blanchâtres de l'artère hyaloïde sur la cristalloïde postérieure.
- ✓ La zonule de zinn

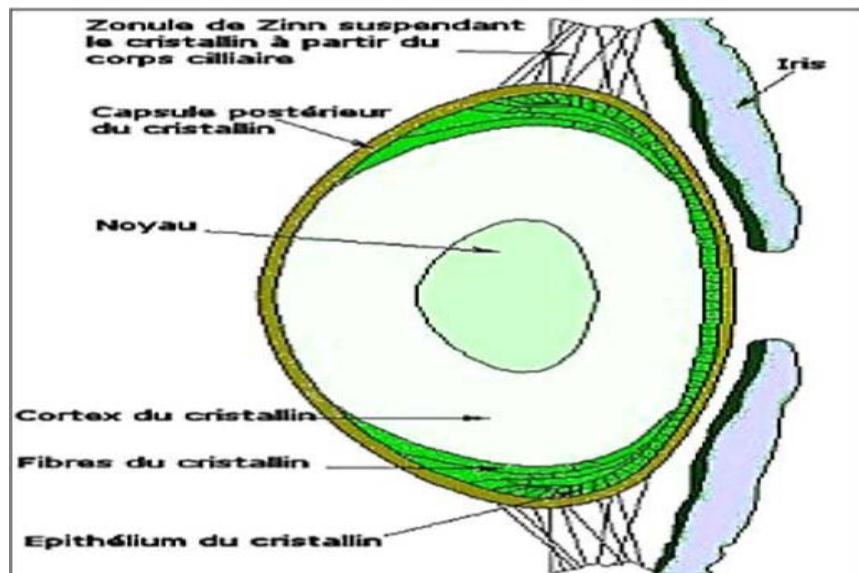


Figure 17 : schéma montrant l'anatomie du cristallin [11].

Anatomie biométrique :

Le poids : Plus lourd chez l'homme que chez la femme, le cristallin subit une croissance linéaire de 30 ans à 50 ans. De 3 mois à 90 ans, le poids passe de 93 mg à 258 mg, et le volume de 93 mm³ à 239 mm³. On donne un poids moyen adulte de 190 à 220 mg.

Dimensions : In situ, chez un emmétrope adulte, le diamètre frontal est de 9 à 10 mm. Le diamètre antéro-postérieur est de 4 mm, et les rayons de courbure antérieure et postérieure sont respectivement de 10 mm et 6 mm.

Le rayon de courbure antérieur diminue avec l'âge, passant de 15.98 mm à 8 ans, à 8.26 mm à 82 ans. La croissance sagittale excède la croissance équatoriale ; et après 20 ans de forme biconvexe, le cristallin devient arrondi.

Les dimensions du noyau demeurent stables. Le vieillissement se fait aux dépens du cortex cristallinien.

Variation des dimensions suivant l'accommodation :

Chez le sujet jeune, l'accommodation se fait essentiellement aux dépens 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 disparaît à l'âge de 70 ans. Les dimensions varient de façon considérable selon l'âge, l'accommodation et les méthodes de mesure.

Indice et puissance :

L'indice du cristallin est de 1.420.

La puissance du cristallin est de l'ordre de 21 dioptries.

Les rapports

Les 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 cliniquement explorable. A ce niveau, le pôle antérieur 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 limité entre l'iris et le cristallin, la chambre postérieure.

Les rapports postérieurs :

En arrière, le cristallin répond au vitré limité en avant par l'hyaloïde antérieure. L'hyaloïde antérieure présente une forte adhérence circulaire à la face postérieure du cristallin : le ligament de Berger -Wierger, fragile chez l'adulte et le vieillard, et qui 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.

Les 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 rétro zonulaire de petit.

b. Anatomie microscopique :

A l'échelle histologique, le cristallin est constitué :

- ✓ D'une capsule périphérique
- ✓ D'un épithélium situé sous la capsule au niveau de la face antérieure
- ✓ Des fibres cristalliniennes qui forment la masse essentielle

La capsule cristallinienne :

Rétractile et translucide, la capsule cristallinienne présente un aspect homogène anhistologique sans fibres élastiques, en microscopie optique.

En microscopie électronique et au fort grossissement, elle présente une structure lamellaire faite de fibrilles traduisant la stratification de plusieurs membranes basales. Cette structure est perméable à l'eau, aux ions, aux petites molécules et aux protéines. En revanche, elle constitue une barrière pour les molécules de tailles égales ou supérieures à celle de l'albumine.

L'épithélium :

L'épithélium est situé au niveau de la face antérieure du cristallin, il s'agit d'un épithélium simple. Les cellules présentent une forme aplatie dans la zone centrale, et au fur et à mesure qu'on s'approche de la région équatoriale les cellules s'allongent en hauteur et diminuent en largeur. Leur nombre total est de 760 000 cellules chez l'adulte.

En microscopie électronique, la membrane plasmique est lisse dans la région basale et apicale. Latéralement, elle présente des inters digitations entre les cellules où des desmosomes les unissent. Le cytoplasme de ces cellules possède les organites habituels.

Les techniques d'immunohistochimie mettent en évidence les protéines de son cytosquelette. Le noyau ovalaire parfois encoché occupe la position centrale, sa chromatine est fine et dispersée, comporte deux nucléoles, l'ensemble témoignant de l'activité cellulaire. Quelques mitoses peuvent survenir dans la région centrale de l'épithélium mais elles sont observées en grand nombre dans la région équatoriale dite zone germinative.

Dans la région équatoriale, les cellules pivotent de 180° pour prendre une direction antéro-postérieur puis s'allongent pour constituer les fibres cristalliniennes.

Les fibres cristalliniennes :

Les fibres cristalliniennes constituent l'essentiel de la masse cristallinienne. Elles ont pour origine les cellules de l'épithélium antérieur qui ont basculé au niveau de l'équateur. Elles s'étendent toutes de la face antérieure à la face postérieure du cristallin. En coupe transversale elles présentent une forme hexagonale aplatie, mesurent 8 à 12 μm de largeur sur 2 à 5 μm d'épaisseur. Les plus superficielles possèdent un noyau ovalaire pauvre en chromatine. Elles mesurent 7 à 10 μm de long et décrivent une ogive qui contourne l'équateur. Elles s'engrènent latéralement avec leurs voisines. Le cytoplasme, examiné en microscopie électronique, montre une quantité modeste d'organites. En revanche, les microtubules sont nombreux avec une orientation parallèle au grand axe de la cellule. Le cytosquelette des fibres comporte des filaments d'actine et de vimentine. En profondeur, les fibres cristalliniennes ont un aspect plus

rectiligne et sont plus courtes. Les fibres primaires du noyau embryonnaire ont une longueur inférieure à 250 µm.

Elles perdent leur noyau par un phénomène de pinocytose, les organites se raréfient. Dans les fibres les plus profondes, les seules structures reconnaissables sont les microtubules. Au cours de la différenciation des cellules épithéliales en fibres cristalliniennes, des protéines spécifiques ou cristallines sont synthétisées et s'accumulent dans leur cytoplasme. Ces cristallines sont synthétisées et s'accumulent dans leur cytoplasme.

Ces cristallines représentent 90% des protéines cristalliniennes et augmentent l'indice de réfraction du cristallin.

4.3. La zonule de Zinn :

La zonule ou le ligament suspenseur arrime le cristallin au corps ciliaire et lui transmet l'action du muscle ciliaire. Elle constitue un anneau de fibres qui présentent une forme triangulaire sur les coupes méridiennes du globe. Le sommet externe périphérique du triangle correspond à l'insertion de ses fibres sur le corps ciliaire au niveau de l'orbiculus et la coronaciliaris. Les fibres à direction radiales se dirigent vers la région péri - équatoriale, dessinant ainsi les côtés antérieur et postérieur du triangle. Cet agencement des fibres zonulaires ménage un espace appelé espace de petit.

Selon l'insertion des fibres, on décrit 4 types de fibres radiées :

- ✓ Les fibres orbiculo capsulaires postérieurs.
- ✓ Les fibres orbiculo - capsulaires antérieures.
- ✓ Les fibres cilio - capsulaires postérieures.
- ✓ Les fibres cilio - équatoriales.

Ces fibres sont dépourvues d'élasticité, elles maintiennent le cristallin en place en exerçant à sa périphérie une traction plus ou moins importante. Elles sont constituées de microfibrilles. Les fibres s'insèrent d'une part dans la basale d'épithélium qui recouvre le corps ciliaire

et d'autre part sur la cristalloïde. La tension qu'elles exercent ainsi sur le cristallin dépend de l'état des muscles ciliaires et joue un rôle dans l'accommodation.

II. Rappel physiologique :

1. Fonctionnalité optique de la cornée [13]

La puissance dioptrique de la cornée qui est de 43 dioptries est décomposée 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.

Le déplacement du faisceau lumineux entraîne différents phénomènes : la diffusion, la réflexion et la réfraction.

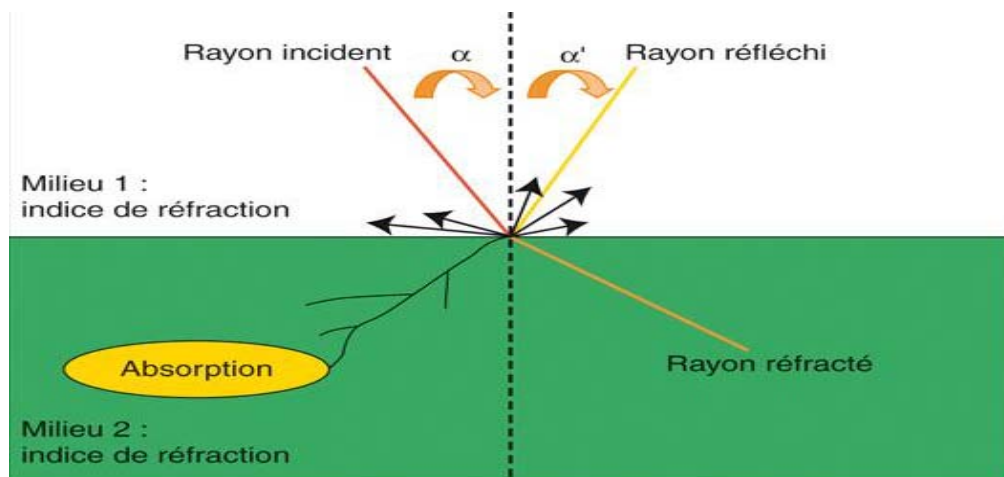


Figure18 : Loi de Descartes

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 (corné saine).

2. Physiologie du cristallin [14 ,15]

Le cristallin est une lentille biconvexe transparente placée entre l'iris et le vitré. Il est maintenu en place par une série de fibres qui constituent la zonule. 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 sur la rétine pour la vision de près.

C'est un organe avasculaire et non innervé ; sa nutrition est assurée par l'humeur aqueuse et son métabolisme est lent.

2.1 Les constantes physiques du cristallin :

- **L'épaisseur :**

L'épaisseur du cristallin augmente avec l'âge, elle passe de 3,70 mm chez le nouveau-né, à 4 mm chez l'adolescent, et à 4.55 mm chez l'adulte de 50 ans. Cette augmentation intéresse principalement la face antérieure, ce qui diminue la profondeur de la chambre antérieure et rend compte de l'augmentation de l'hypermétropie avec l'âge.

- **Les rayons de courbure :**

La face antérieure du cristallin est parabolicoïde, au repos son rayon de courbure est de 10 mm. Celui de la face postérieure est de 6 mm ; il faut noter que cette face présente souvent un astigmatisme de 0.75 dioptrie qui compense celui de la cornée.

- **L'indice :**

L'indice de cristallin varie avec l'état d'accommodation, et avec l'âge. Il augmente à mesure que les fibres vieillissent. Il est égal à 1,42.

- **La puissance :**

La puissance du cristallin est environ 22 dioptries.

2.2 Les constantes chimiques du cristallin :

Le cristallin focalise la lumière sur la rétine de façon précise malgré sa croissance continue, 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.

- **La teneur en eau :**

Le cristallin est relativement pauvre en eau : 65% 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 et 13% sous forme liée aux colloïdes.

- **Les acides aminés et les peptides :**

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

- **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.

- **Les nucléotides pyrimidiques :**

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

- **Les phosphates organiques :**

L'ATP (Adénosine tri phosphate) et l'ADP (Adénosine di phosphate) constituent l'essentiel des phosphates de haute énergie. Ils sont principalement retrouvés dans l'épithélium et le cortex : régions métaboliquement les plus actives.

- **Les hydrates de carbone :**

On trouve principalement le glucose qui est surtout présent dans les espaces extracellulaires sous forme libre, et en 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.

- **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 + le K⁺ sont essentiellement sous forme libres, échangeables. 15% sont sous forme liés 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 variaient avec l'âge et la cataracte.

2.3 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. Cette caractéristique diminue avec l'âge par perte de l'élasticité du cristallin. Ainsi dans la vision de près, la puissance réfractive du cristallin augmente d'environ 10 dioptries. Cette puissance maximale est appelée la puissance accommodative et elle diminue avec l'âge et atteint pratiquement 0 vers l'âge de 60 ans : c'est la presbytie.

2.4 La nutrition du cristallin :

Le cristallin est un tissu exclusivement épithélial et de ce fait avasculaire. La nutrition du cristallin est assurée par l'humeur aqueuse, ainsi les échanges se font à travers la capsule qui entoure le cristallin. Cette capsule est beaucoup plus perméable surtout vis-à-vis des molécules chargées positivement car elle est chargée négativement, mais la pénétration intra cristalliniennne est compliquée par l'épithélium qui règle les échanges selon les besoins du cristallin. Cet épithélium est le siège de différentes pompes biologiques.

2.5 La synthèse protéique dans 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.

Ces protéines cristalliniennes ont une spécificité d'organe et non d'espèce, cette spécificité d'organe est favorisée par la situation isolée du cristallin. La conséquence clinique de cette spécificité est l'auto sensibilisation possible d'un individu vis - à - vis de ses propres protéines cristallines habituellement isolées par la capsule.

Les propres anticorps d'un patient peuvent réagir avec ses protéines cristallines libérées au cours d'une chirurgie de la cataracte par extraction extra- capsulaire, si son organisme a été

sensibilisé par précédente libération de protéines par extraction extra capsulaire cristallinienne, ceci a pour résultat une réponse inflammatoire sévère.

Toutes les protéines du cristallin, subissent des modifications post-synthétiques, enzymatiques et non enzymatiques. L'oxydation des membranes cellulaires pourrait ainsi représenter un événement de la cataractogénèse.

L'accumulation de calcium conduit à la formation d'agrégats et d'opacités cristalliniennes.

2.6 Les bases physiques de la transparence :

La transparence à la lumière est la fonction essentielle du cristallin. Cette propriété est assurée par le taux élevé en protéines du cristallin (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, ceci est à la base physique de la transparence cristallinienne.

Une étude de la transmission lumineuse du cristallin humain normal en fonction de l'âge et de la longueur d'onde, réalisée par Lerman et Borkman en 1976 a montré que les cristallins jeunes possèdent une transmission élevée des UV dont la longueur d'onde est située entre 300 et 400 nm.

Dans cette zone de spectre, la transmission est déjà bien réduite à l'âge de 25 ans.

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. Ainsi l'empilement étroit des cristallines, sans quasiment aucune fluctuation de l'index réfractif entre elle, représente la base de la transparence. L'intégrité de la capsule est nécessaire à la conduction lumineuse cristallinienne.

L'augmentation importante de l'index réfractif du noyau sclérosé lors d'une cataracte nucléaire précoce, explique la survenue d'une myopie cristallinienne.

2.7 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 à sa synthèse protéique.

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

Ce métabolisme est situé dans l'épithélium ; les fibres cristallines étant dépourvues de mitochondries.

2.8 Le vieillissement des structures cristalliniennes :

- **Les dommages cristalliniens induits par les radicaux libres**

Le cristallin constitue un filtre protecteur de la rétine, il absorbe une partie des ultraviolet B et tous les ultraviolets A.

Des réactions photo toxiques et photo allergiques liées aux ultraviolets peuvent induire des réactions radicalaires.

Ainsi l'absorption par le cristallin des radiations de 295 à 400 nm provoque des photooxydations et photo-sensibilisations de certaines structures qui semblent être impliquées dans la cataractogénèse.

Ces radicaux libres affectent la structure des fibres et interfèrent dans plusieurs voies métaboliques.

- **Le vieillissement des membranes plasmiques et du cytosquelette**

On constate des modifications des protéines membranaires MP 26 et une élévation continue selon les régions du cristallin et l'âge du patient, du rapport cholestérol/phospholipides des membranes, rendant compte d'une rigidité accrue des membranes des fibres dans le noyau avec une dégradation des protéines cytosquelettiques.

- **La formation avec l'âge de pigments et de substances fluorescentes**

Certaines biomolécules endogènes tel que les acides aminés libres ou lies aromatiques, le glutathion, les vitamines C et E peuvent dans certains cas se comporter comme des extincteurs et peuvent absorber la lumière des ultraviolets. Avec l'âge, l'exposition progressive aux radiations ultraviolets provoque la genèse de chromophores fluorescents responsables de l'accentuation de la couleur jaunâtre du noyau.

- **La quantité des chromophores est basse avant 10 ans et augmente avec l'âge conférant au cristallin sa coloration jaune**

L'altération des protéines de structure, et la chute de l'activité enzymatique se conjuguent pour conduire à l'opacification progressive du cristallin.

3. L'optique de l'œil : [16]

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.

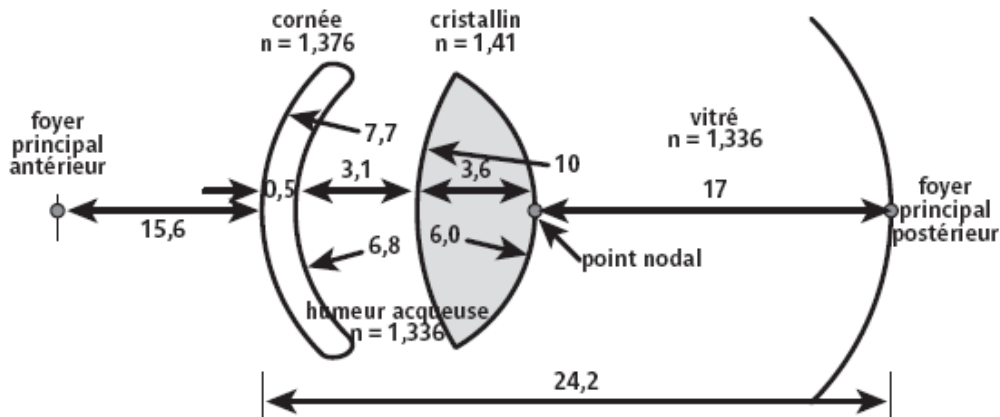


Figure 19 : Coupe de l'optique oculaire et indices de réfraction des milieux oculaires (les chiffres indiquent les longueurs et les rayons de courbure).

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.

3.2. 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. 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.

Dans l'œil myope la réfraction globale est trop forte par rapport à la longueur axiale de l'œil. 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. 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 « stigmatique », 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 minimum à une valeur maxima, l'optique est « astigmatique ».

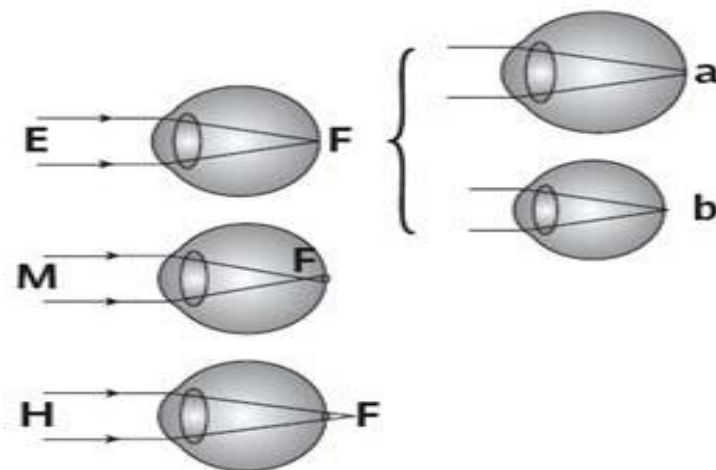


Figure 20 : (d'après G.P.Paliqa). E a et b : l'œil emmétrope ;
M : l'œil myope ; H : l'œil hypermétrope.

III. La chirurgie de la cataracte :

La cataracte est l'opacification partielle ou totale du cristallin. Chez l'adulte, la cataracte est acquise, la forme la plus fréquente est la cataracte liée à l'âge. En dehors de l'âge, les causes les plus fréquentes sont métaboliques, bien que des étiologies plus rares, traumatiques, iatrogènes et congénitales, existent. Les progrès de la science et de la médecine ont conduit l'humanité à une augmentation constante de l'espérance de vie ; un doublement de la population des plus de 65 ans est attendu d'ici 2030. Le diagnostic d'une cataracte chez l'adulte sera donc

un réel problème de santé publique dans lequel l'examen clinique restera la clef pour la décision opératoire. Le traitement de la cataracte, et par conséquent la cécité induite par celle-ci, est purement chirurgical. Il n'y a pas à l'heure actuelle de traitements médicamenteux disponibles.

1. Historique :

Initialement, la chirurgie de la cataracte consistait, à l'aide d'une aiguille, à abaisser le cristallin cataracté dans le vitré. Égyptiens et Babyloniens, dès 2000 avant Jésus-Christ, auraient fait usage de cette technique, mais la première description de cette technique revient à un Indien nommé Sushruta Samhita ; elle daterait de 600 avant Jésus-Christ. Alors que les médecins arabes proposèrent au moyen-âge une technique supplémentaire d'aspiration des débris cristalliniens à l'aide d'une aiguille, l'abaissement ancestral resta en Europe la méthode de référence jusqu'au milieu du XVIIIe siècle, ainsi que le décrit encore en 1722 Charles de Saint-Yves.

Puis l'extraction extracapsulaire du cristallin constitua une véritable révolution dans la manière de traiter les cataractes. Elle consiste, après avoir ouvert le sac du cristallin, en l'accouchement du cristallin au travers d'une large incision ; le sac cristallinien est alors laissé en place. Après les premiers essais par Messieurs de Saint-Yves et Mery (1707) et Monsieur Petit (1708), Jacques Daviel fut le premier à proposer l'extraction extracapsulaire comme traitement de référence de la cataracte d'après son expérience lors de l'opération d'un ermite de Provence en avril 1745 . Peu après, apparut en Angleterre l'extraction intracapsulaire par Sharp en 1753 ; cette technique consiste à réaliser l'ablation du cristallin et de son sac capsulaire (le cristallin est dans son sac lors de l'extraction ; il est intracapsulaire); elle permettait de ne pas laisser de résidus cristalliniens et donc favorisait la récupération visuelle postopératoire. Les extractions intra- et extracapsulaires connurent chacune leurs heures de gloire, les deux premiers tiers du XXe siècle pour « l'intra » et les années 1970 pour « l'extra », jusqu'à l'avènement de la phacoémulsification [17]. Dans les années 60, après une visite à son dentiste traitant, l'américain Kelman s'est rendu compte que l'appareillage utilisé pour le détartrage et les soins dentaires pourra être utile pour fragmenter le cristallin cataracté selon le principe d'un marteau piqueur [18]. Après des essais réalisés sur des cristallins extraits manuellement, Kelman inventa la

phacoémulsification en 1967 permettant ainsi de fragmenter le cristallin à travers une petite incision (de 2.8 mm à 3 mm) et l'extraire en laissant la capsule postérieure intacte, véritable barrière entre le vitré et le segment antérieur. La première intervention chez l'homme fut pratiquée la même année chez une femme porteuse d'une rétinopathie diabétique sévère : l'intervention durant 76 minutes, nécessitant 3 litres de liquide d'infusion. Durant le mois suivant cette première, douze autres interventions furent effectuées, leur durée était supérieure à 2 heures et les collapsus de la chambre antérieure furent nombreux. En début de 1968, Charles Kelman fut introduit une pièce à main plus petite et plus maniable et mis au point une pompe péristaltique permettant d'équilibrer automatiquement l'irrigation et l'aspiration. Un manchon en silicone fut confectionné pour éliminer les problèmes de surchauffe. Dès 1970 l'appareil KELMAN-CAVITRON était prêt pour la commercialisation. Mais les complications opératoires arrêtaient sa diffusion et il fallait attendre 1984 pour que Gimbel et Neuhann en mettent en place le capsulorhexis antérieur (ouverture circulaire, continue et circulaire) pour voir la généralisation de la phacoémulsification. C'est actuellement la technique de choix de la chirurgie de la cataracte.

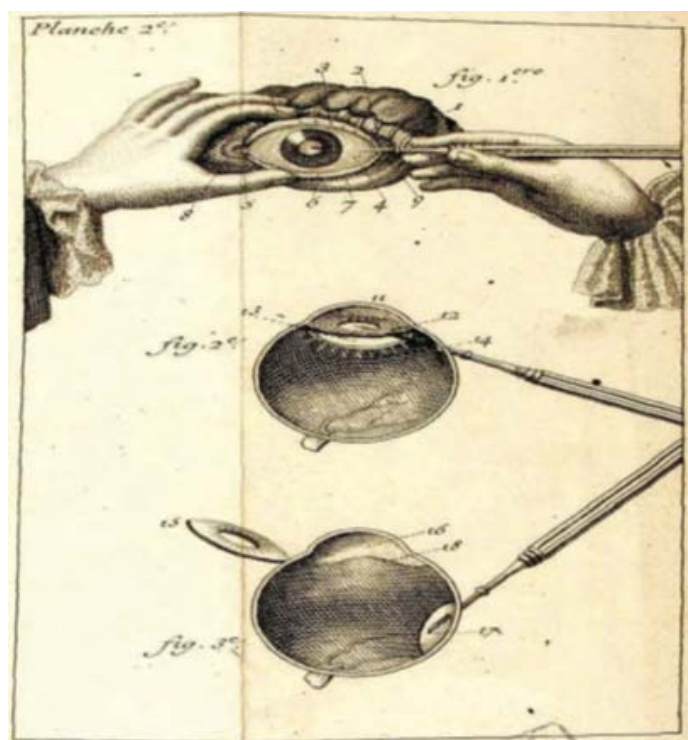


Figure21 : Technique de l'abaissement du cristallin [19]

2. Préalables à la chirurgie :

2.1. Examens préopératoires :

Ils ont trois objectifs principaux :

- ✓ Affiner l'indication opératoire de la cataracte qui repose sur des signes fonctionnels et d'examen, subjectifs et objectifs
- ✓ Mesure la longueur axiale de l'œil et la kératométrie (mesure des rayons de courbure de la cornée) pour permettre ainsi le calcul de la puissance de l'implant intraoculaire
- ✓ Estimer le gain potentiel d'une intervention.

➤ Évaluation de la fonction visuelle préopératoire :

La meilleure acuité visuelle, sans puis avec correction de loin et de près, est systématiquement relevée. Il n'y a cependant pas de valeur seuil opératoire, une même valeur d'acuité visuelle pouvant être ressentie différemment par deux patients. Il convient de prendre en compte en plus, les notions de sensibilité à l'éblouissement et au contraste pour appréhender la fonction visuelle de façon plus globale.

➤ Mesures biométriques :

Il s'agit d'un examen préalable aux opérations de la cataracte. Le biomètre permet de mesurer :

- Certaines dimensions de l'œil comme sa longueur axiale, afin de calculer la puissance de l'implant destiné à remplacer le cristallin au cours de la chirurgie de la cataracte
- La puissance optique de la cornée (kératométrie) pour prédire la puissance de l'implant en fonction de la correction souhaitée (réfraction finale) de l'œil opéré.

Ces mesures sont ensuite utilisées dans un calcul biométrique qui vise à déterminer la puissance optimale de l'implant. Il s'agit de formules biométriques couramment appliquées sur le plan international (SRK II, SRK/T, Holladay, Hoffer Q, Haigis...).

Les biomètres utilisent des techniques de mesures optiques, plus précises que les mesures type ultrason et ne nécessitent aucun contact avec l'œil. En raison de la vitesse de propagation des ondes lumineuses, il n'est pas possible d'effectuer une approche similaire à celle des ondes sonores puisque les propriétés diffèrent. La méthode consiste donc à comparer le signal lumineux émis et connu et le signal réfléchi. Pour cela, on exploite les propriétés qu'ont les ondes lumineuses à interférer dans certaines conditions, c'est l'interférométrie optique à basse cohérence.

Le gain de précision entre biométrie acoustique (ultrasons) et optique est environ d'un facteur 20 (200 microns vs 10 microns). Une erreur de 200 microns peut résulter en une myopie (ou hypermétropie) de l'ordre de 0.75 D voire 1 D, et compromettre la possibilité pour le patient d'accomplir des tâches de précision sans correction optique (conduite, etc.)

C'est la technologie utilisée par les biomètres optiques courants disponibles actuellement: IOL Master (Zeiss)

➤ Examen ophtalmologique complet :

- Recherche de l'existence d'une pathologie des voies lacrymales
- Examen de la cornée – Etude de la mobilité pupillaire qui donne des informations sur l'efficacité de la dilatation pré et per-opératoire
- Mesure du tonus oculaire
- Examen du fond de l'œil : recherche d'anomalie telle que la DMLA, d'une rétinopathie

2.2. L'information du patient :

L'information préopératoire du patient est une nécessité absolue. La législation actuelle impose au praticien, non seulement de délivrer une information, mais aussi d'être à même

d'apporter la preuve de cette délivrance. Il est donc nécessaire de fournir au patient une fiche d'information écrite qu'il devra rapporter signée afin que le chirurgien la conserve dans le dossier en cas de litige. Un délai de réflexion suffisant doit être laissé au patient. Le contenu de cette information doit être complet. Il expose successivement les bénéfices attendus, les alternatives et les risques.

2.3. Prophylaxie anti-infectieuse :

La lutte contre l'infection postopératoire qui engage le pronostic fonctionnel et parfois anatomique de l'œil opéré met en œuvre trois moyens :

- ✓ L'asepsie qui est l'ensemble des moyens permettant de diminuer la contamination par les germes de façon non spécifique
- ✓ L'antisepsie qui est l'utilisation de substances toxiques non spécifiques pour les microorganismes
- ✓ L'antibioprophylaxie qui est l'administration préventive d'antibiotiques dans une situation à risque d'infection.

2.4. Prémédication :

Un jeûne préopératoire de 6 heures est recommandé, parce que l'anesthésie locorégionale prévue, peut éventuellement, déboucher sur une anesthésie générale.

La prémédication a plusieurs objectifs :

- ✓ Sédation : elle paraît utile pour débiter une anesthésie topique qui consiste en une simple instillation de collyres anesthésiants
- ✓ Baisse de la pression intraoculaire
- ✓ Atténuation des nausées vomissements post-opératoires

Mais le but principal est de voir arriver au bloc opératoire un patient peu anxieux, calme et détendu.

L'arsenal thérapeutique dont l'anesthésiste et le chirurgien ophtalmologiste disposent est vaste. Les parasympatholytiques per os comme l'atropine ne sont plus beaucoup utilisés en raison de leurs effets secondaires. Cependant ils peuvent s'avérer d'une grande utilité en cas de bradycardie.

Les benzodiazépines, largement utilisées, doivent être évitées chez le sujet âgé, car elles peuvent être à l'origine d'un état d'agitation, contre-indiqué pour une chirurgie sous anesthésie locale.

Une prémédication par l'hydroxyzine à la dose de 1 à 1.5mg/kg per os, est parfois nécessaire pour permettre au patient d'aborder l'intervention dans de bonnes conditions psychologiques. Cette prémédication doit intervenir dans les 45 à 60 minutes avant le début de l'opération.

2.5. ANESTHESIE :

Le but de l'anesthésie dans la chirurgie de la cataracte est de rendre la procédure aussi sûre et confortable que possible pour l'ensemble des protagonistes.

Plusieurs types d'anesthésies sont compatibles avec la chirurgie de la cataracte, les plus courantes sont les anesthésies locales ou locorégionales : rétrobulbaire, péribulbaire, sous ténonienne ou topique.

L'anesthésie générale est en principe réservée aux contre-indications à l'anesthésie locale, en pratique lorsqu'il est impossible d'assurer une coopération fiable ou de maintenir un décubitus dorsal chez le patient.

En ce qui concerne l'anesthésie locale, il existe plusieurs techniques :

- ✓ L'anesthésie périoculaire qui englobe l'anesthésie rétro bulbaire et péri bullaire est la plus utilisée. L'anesthésie péri bullaire est préférable à l'anesthésie rétrobulbaire parce qu'elle a l'avantage d'obtenir une akinésie très satisfaisante, et aussi elle entraîne moins de complications rares mais redoutables que l'anesthésie rétrobulbaire.

- ✓ Anesthésie sous ténionienne est quasiment dénuée de risques, elle est pratiquée par le chirurgien par une petite incision de la conjonctive bulbaire. Elle a l'inconvénient de n'apporte que peu d'akinésie et de provoquer une hémorragie sous conjonctivale qui laisse l'œil rouge quelques jours en post opératoire.
- ✓ Anesthésie topique : la chirurgie de la cataracte peut être faite sous anesthésie topique par l'application répétée d'un collyre anesthésique. Cette technique est réservée à la phacoémulsification, aux patients coopérants, à la cataracte standard avec des conditions opératoires satisfaisantes. Outre, le fait qu'elle permet d'éviter les complications des autres techniques d'anesthésie locale liée à l'injection. Elle permet une récupération visuelle immédiate. Mais ses inconvénients sont : la nécessité d'un chirurgien expérimenté qui évite les variations brutales de la pression par l'irrigation, les mouvements possibles du globe, et la persistance des zones sensibles comme la zonule et le corps ciliaire.

Seule une évaluation médicale rigoureuse préopératoire du patient doit présider au choix de la technique anesthésique la plus sûre en respectant les contre-indications des anesthésies locales et générales.

3. Acte chirurgical :

3.1. Extraction intra capsulaire :

Jusqu'aux années 1970, l'extraction intra-capsulaire du cristallin était la technique de référence dans les opérations de la cataracte [20]. Cette technique est abandonnée à partir du milieu des années 90, vu qu'il y a un plus grandris que de décollement de rétine, d'œdème cystoïde et d'hypertonie oculaire. Toutefois, l'extraction intra-capsulaire est encore pratiquée quand on doit enlever le cristallin en entier si la cataracte a entraîné la subluxation de ce dernier ou au cas de pathologie traumatique.

3.2. Extraction extracapsulaire manuelle :

L'extraction extracapsulaire a été lancée par KELMAN dans les années 60. Elle consiste à une ablation du contenu du cristallin par une large incision de 8mm et expulsion totale du noyau entier à travers une ouverture de la capsule antérieure et conservation de la capsule postérieure du cristallin. Elle nécessite plusieurs points de suture. L'intervention nécessite [21] :

- ✓ L'ouverture de la paroi oculaire, à la partie supérieure du limbe cornéoscléral ou en cornée claire, sur une longueur qui dépend de la technique utilisée pour extraire la cataracte ; l'extraction extracapsulaire manuelle est réservée aux formes de cataracte pour lesquelles la phacoémulsification n'est pas utilisable : cataracte à noyau très dur, cataracte hypermûre, cataracte subluxée.
- ✓ Son avantage est d'être adapté à toute forme de cataracte et de n'exiger qu'un matériel très réduit. Son inconvénient est de nécessiter une incision cornéo-scléral longue, de 6à7mm, pour la fermeture de laquelle.
- ✓ La mise en place de plusieurs points de suture est nécessaire ; il peut en résulter un astigmatisme postopératoire important. Cette technique est réservée actuellement aux cataractes très dures ou aux complications de la phacoémulsification nécessitant une conversion

3.3. Phacoémulsification :

- ✓ La phacoémulsification est la méthode de référence d'extraction extracapsulaire du cristallin dans les pays industrialisés. Le principe de fonctionnement est une vibration d'une sonde dans la fréquence des ultrasons combinée à un système d'irrigation-aspiration.
- ✓ Il s'agit d'une chirurgie rapide, reproductible, réalisée sous anesthésie de contact ou locale et qui aboutit à la généralisation de la chirurgie ambulatoire.
- ✓ Parce que la phacoémulsification permet de petites incisions, cette technique offre de nombreux avantages :

- Excellent contrôle de la chambre antérieure pendant l'acte chirurgical
- Le maintien de la pression intraoculaire sans phénomène de dépression, ce qui évite les complications de l'hypotonie en particulier hémorragiques : en cas d'effraction de la capsule postérieure, il y a moins de risque d'issue de vitré si la pression intraoculaire est maintenue.
- La réhabilitation visuelle après une chirurgie par petite incision est beaucoup plus rapide qu'après une large incision qui induit un astigmatisme obérant la récupération visuelle. De plus cette incision est un gain de temps dans la mesure où la suture n'est pas indispensable puisqu'il s'agit d'une incision souvent étanche.

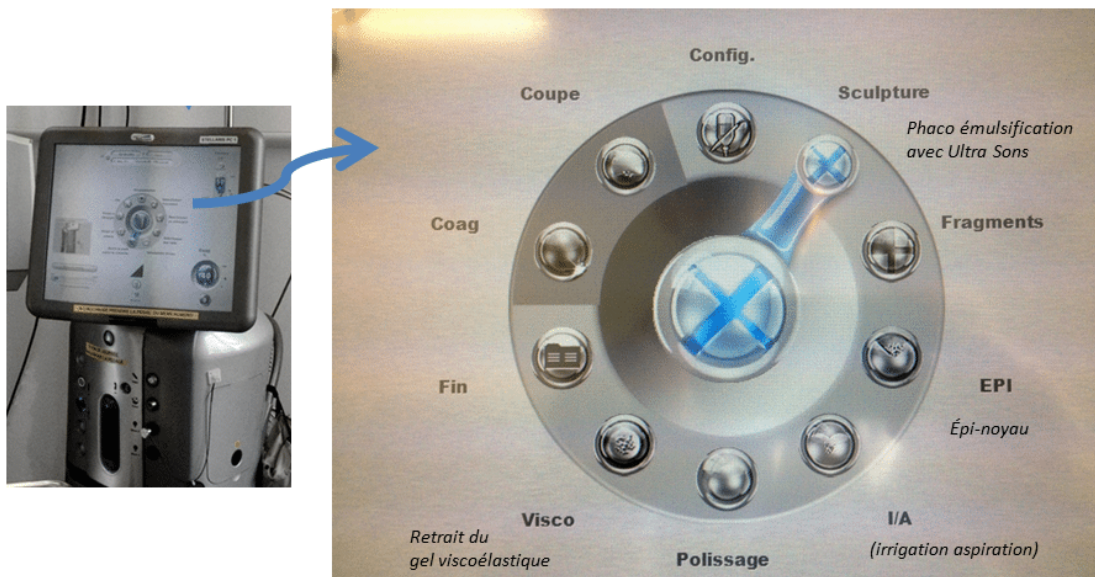


Figure 22 : L'écran de contrôle du phacoémulsificateur [22]

a. Principe de fonctionnement :

Le phacoémulsificateur comporte un générateur à ultrasons, une pompe d'aspiration et un système d'irrigation.

Dans la pièce à main du phacoémulsificateur se situe une sonde qui va vibrer de manière linéaire dans la gamme ultrasonique.

Elle agit comme un marteau piqueur pour émulsifier le noyau. Cette vibration mécanique dépend d'un signal ultrasonique situé dans la console.

Le transducteur qui transforme le courant alternatif en oscillations longitudinales de la sonde fait appel dans les modèles actuels à l'effet piézoélectrique (déformation d'un cristal de quartz).

Il vaut mieux utiliser le moins possible d'énergie ultrasonique pour avoir moins d'effets de cavitation et de déperdition calorifique qui peuvent être à l'origine de brûlure et de nécrose tissulaire, en particulier au niveau de l'incision cornéenne.

b. Incisions :

La réalisation d'une incision parfaite est un temps essentiel de la phacoémulsification qui conditionne toute la suite de l'intervention.

L'incision idéale doit répondre à certains impératifs :

- ✓ Une pénétration dans la chambre antérieure au niveau de la cornée de façon à éviter un prolapsus irien
- ✓ La réalisation d'un tunnel de direction globalement oblique de bas en haut aboutissant à la création d'un volet cornéen postérieur qui, sous l'effet de la pression de la chambre antérieure, viendra se plaquer sur le versant cornéen antérieur réalisant un effet de valve assurant l'étanchéité de l'incision
- ✓ Elle doit avoir pour objectif de n'induire aucun astigmatisme sauf s'il est prévu la réduction d'un astigmatisme préexistant à l'opération

c. Injection de produit viscoélastique :

L'injection du viscoélastique refoule l'humeur aqueuse qui ressort par l'incision, permettant un remplissage complet par la substance viscoélastique. L'injection sera renouvelée autant de fois que nécessaire au cours de l'intervention.

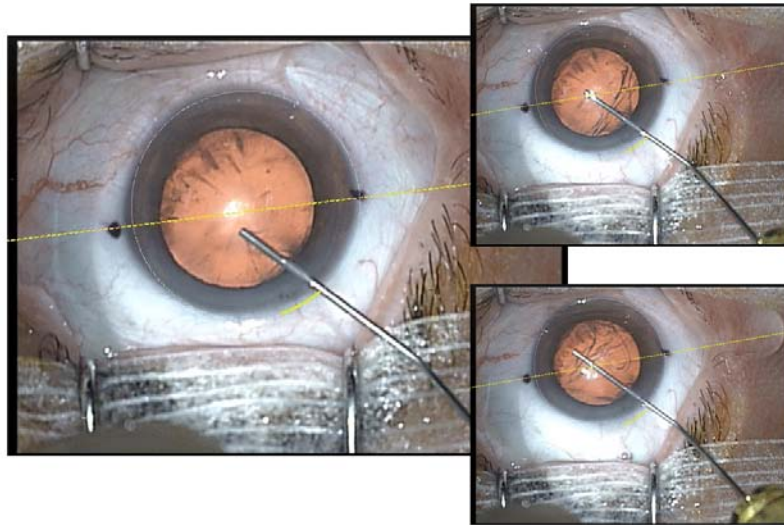


Figure 23 : Injection du produit viscoélastique [22].

d. Capsulorhexis :

Le capsulorhexis est une découpe capsulaire continue de la capsule antérieure du cristallin. Le terme descriptif précis s'intitule capsulorhexis curvilinéaire continu. Cette méthode constitue la méthode de choix de capsulotomie antérieure dans la phacoémulsification car elle laisse le sac capsulaire intact sur le plan mécanique et structurel.

Le chirurgien dispose de deux approches techniques différentes : l'une utilise une aiguille courbe appelée kystitome, l'autre une pince.

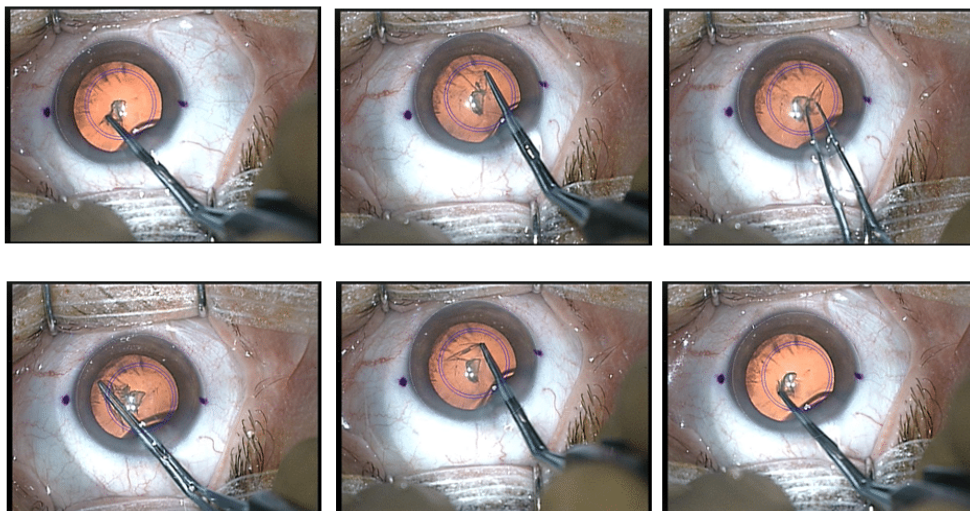


Figure24 : Découpe circulaire de la capsule antérieure [22]

e. Hydrodissection et Hydrodélinaéation

L'hydrodissection permet de réaliser, par clivage hydrique (sous pression), la séparation entre le cortex et la capsule d'une part, et la face externe du noyau du cristallin d'autre part. Elle facilite la rotation du cristallin pendant la phacoémulsification et son ablation ultérieure.

L'hydrodissection est généralement réalisée avec une canule de Rycroft et du liquide physiologique spécialement préparé pour la chirurgie endo-oculaire, le BSS (solution saline stérile et isotonique, sans conservateur)

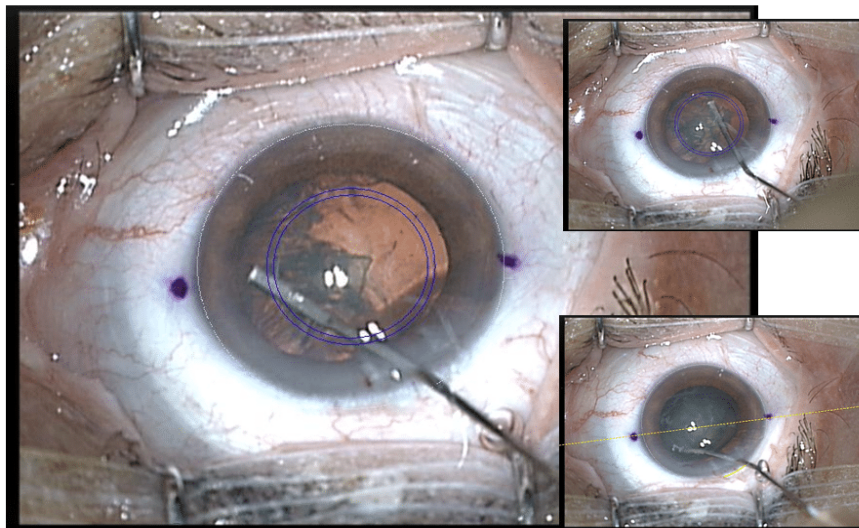


Figure 25 : Hydrodissection [22]

L'hydrodélinaéation consiste au clivage entre l'épinoyau et le noyau. L'intérêt majeur sera de maintenir au contact du sac capsulaire un coussin constitué par l'épinoyau. Les manœuvres réalisées sur le noyau seront donc beaucoup moins transmises au sac capsulaire.

f. Emulsification du noyau :

Une fois le cortex et le noyau du cristallin fragmentés puis évacués. Le traitement du noyau peut se faire selon différentes techniques que nous allons juste citeres:

- ✓ Sabot de Kratz-Maloney : c'est une technique qui était utilisée aux temps des capsulotomies en « capsule de bière » [23,24].

- ✓ Chip ou flip (chip=découper ; flip=saut) :c'est une technique endosacculaire dérivée de la précédente [25].
- ✓ Nucléofracture ou « divide and conquer » : la plus fréquemment utilisée, elle consiste à créer des zones de fragilité dans le noyau pour le séparer en quartiers et déplacer chaque quartier vers le centre pour l'émulsifier. [26].
- ✓ Phaco chop : c'est une technique décrite par Nagahara en 1993, elle permet l'extraction du noyau sans sculpture de sillon [27].
- ✓ Stop and chop : c'est technique dérivée du phaco chop [28].
- ✓ Phacospirale ou technique en colimaçon : Elle nécessite un capsulorhéxis large et une hydrodélinéation de qualité.

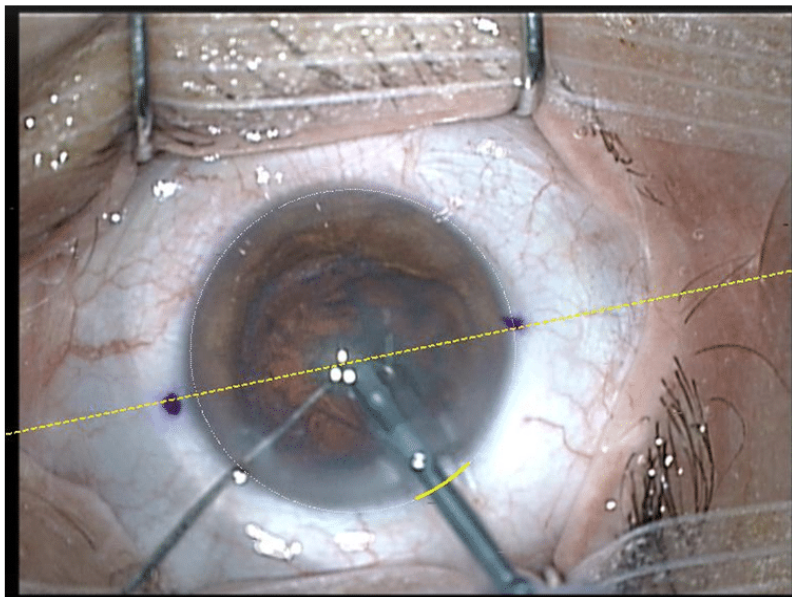


Figure 26 : Emulsification du noyau [22].

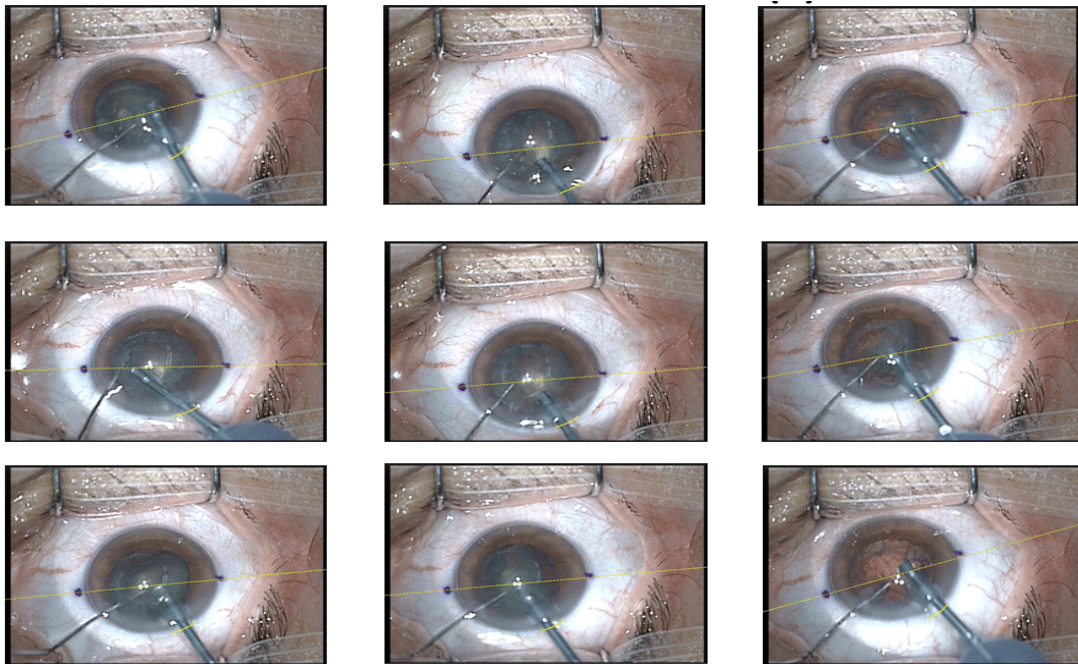


Figure27 : Technique du « Divide and Conquer » [22].

g. Aspiration du cortex :

Une fois le noyau entièrement enlevé, le matériel cortical doit être enlevé. Son évacuation parfaite réduit le risque d'inflammation et l'incidence d'opacification capsulaire postérieure. On effectue cette opération à l'aide d'une sonde d'irrigation-aspiration.

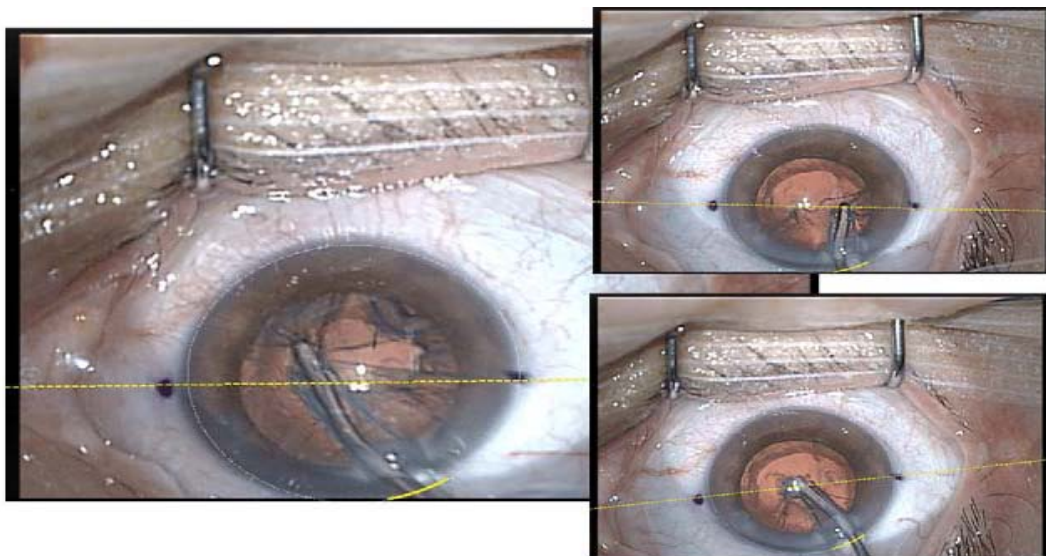


Figure28: Lavage et aspiration des masses [22]

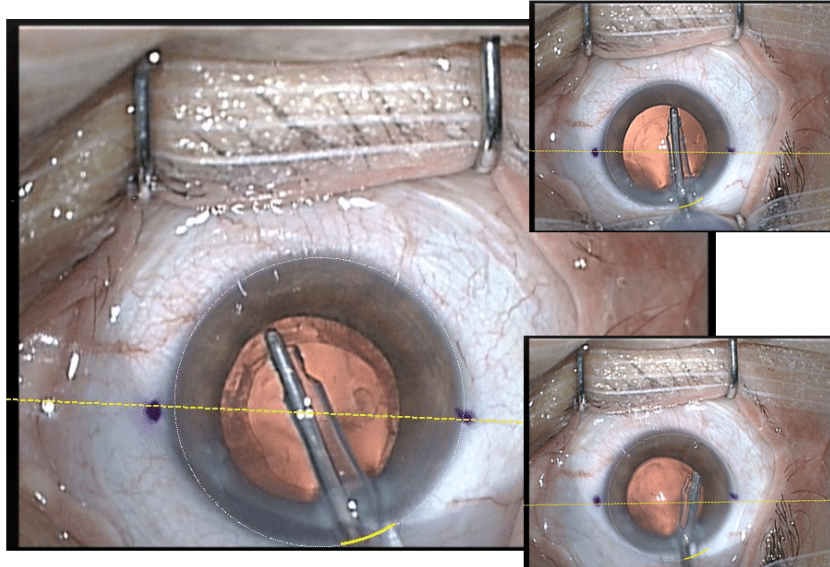


Figure 29 : Polissage du sac capsulaire [22]

h. Insertion de l'implant :

Après avoir injecté le produit viscoélastique, la lentille intraoculaire est alors centrée sur le sac. Cette insertion peut se faire par deux techniques : soit par pliage, soit par injection.

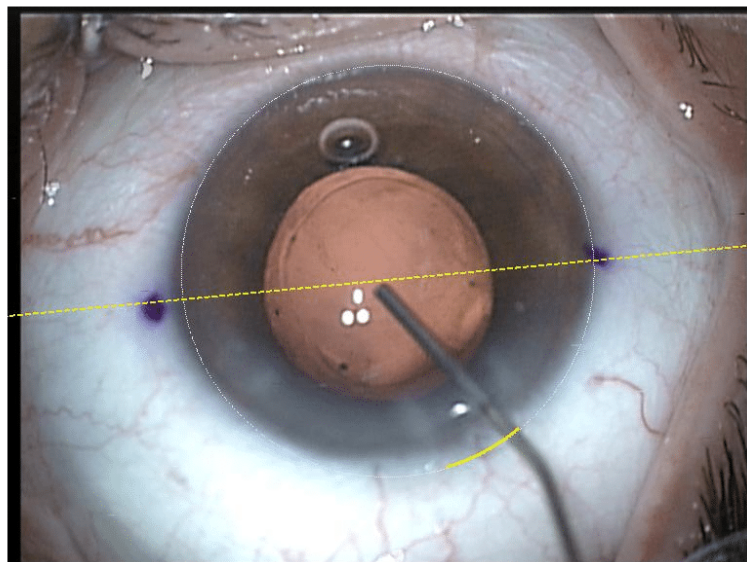


Figure 30 : Le sac capsulaire est déplissé et rempli de gel viscoélastique [22].

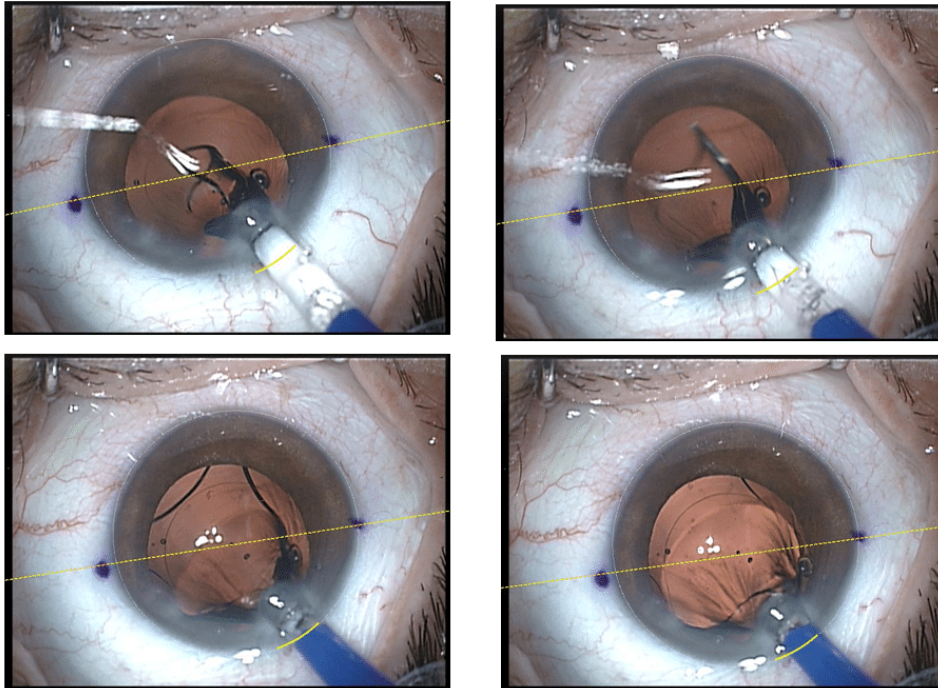


Figure31 : Injection de l'implant [22].

i. Aspiration du produit viscoélastique :

Il est indispensable après avoir introduit l'implant de retirer l'intégralité du produit viscoélastique pour éviter les hypertonies précoces. Cette étape s'effectue avec une sonde, l'aspiration se fait derrière et devant la lentille intraoculaire.

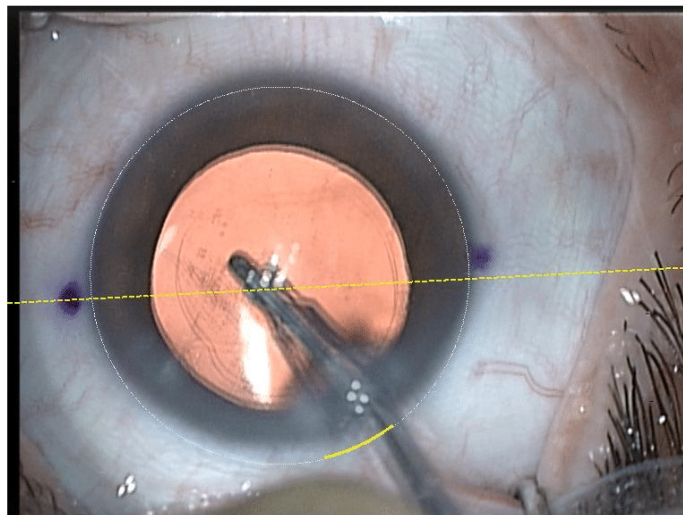


Figure32 : Retrait du gel viscoélastique [22].

3.4. Nouvelles techniques non ultrasoniques :

a. Aqualase :

Technologie utilisant la projection de liquide sur le cristallin afin de le fragmenter. Les avantages espérés sont la diminution du risque de lésions thermiques, en particulier cornéennes, la diminution du risque de rupture capsulaire postérieure, la réduction de la fréquence d'opacification capsulaire postérieure par le biais d'un meilleur polissage, ainsi que la réduction des turbulences en chambre antérieure. [29]



Figure33: technique d'aqualase (projection d'un liquide sur le cristallin) [30].

b. Catarex :

Il s'agit d'une technique basée sur la création d'un vortex fluide par injection de liquide à 7000 rotations par minute. C'est ce vortex qui liquéfie le cristallin et permet ensuite son aspiration [31].

c. Phacolasers :

La fragmentation du noyau est réalisée par un faisceau laser pulsé qui après réflexion sur une plaque métallique crée un plasma qui génère à son tour une onde de choc [32].

d. Laser femtoseconde :

Ce laser délivre des impulsions ultra-brèves de l'ordre de la femtoseconde (10⁻¹⁵ seconde), lui permettant de ne pas être absorbé par les tissus transparents et donc d'atteindre son tissu cible, tel que la cornée profonde, sans affecter les structures oculaires adjacentes. L'énergie du laser, en étant délivrée très précisément au niveau de sa cible, va provoquer la formation de plasma, induisant en son sein des bulles de cavitation. Les bulles créées vont séparer les tissus par effet de dissection mécanique. Une photodisruption est donc réalisée par la vaporisation de ces tissus en convertissant l'énergie du laser en dissection mécanique. Il s'agit d'un véritable « laser bistouri » [33]. Cette innovation technique fournit des découpes parfaitement standardisées des incisions cornéennes et de la capsule antérieure, ainsi qu'une pré-fragmentation du cristallin. La chirurgie de la cataracte assistée au laser femtoseconde se décompose en deux parties. La première partie, dite d'amont ou de prétraitement, consiste en la préparation de la chirurgie par la réalisation de certaines étapes par le laser femtoseconde. Lors de cette première partie, le laser femtoseconde va réaliser les incisions cornéennes principales et secondaires pour la chirurgie, éventuellement des incisions arciformes pour diminuer l'astigmatisme cornéen, la capsulotomie et la fragmentation du cristallin. La seconde partie, dite d'aval, consiste en la phacoémulsification. Par rapport à une chirurgie classique, le chirurgien n'a plus qu'à ouvrir les incisions cornéennes au micromanipulateur, à retirer la capsule antérieure découpée au laser, soit en l'aspirant avec le phacoémulsificateur, soit en la retirant avec une pince à capsulorhexis, puis à écarter, dissocier et aspirer les fragments prédécoupés du cristallin [34]. L'apport du laser femtoseconde améliore significativement la reproductibilité, la précision et la sécurité des découpes par son procédé automatisé. Une illustration de cette précision est particulièrement démonstrative pour la capsulotomie. En effet, le capsulorhexis manuel est un geste d'une reproductibilité perfectible. La capsulotomie réalisée au laser est toujours plus précise, plus prédictible qu'un capsulorhexis manuel, d'une régularité et d'un centrage parfait. [35]

Les incisions cornéennes découpées au laser femtoseconde sont également très reproductibles, stables et d'une grande précision. Il semble évident que cela améliore la reproductibilité de cette étape, contrôle l'astigmatisme cornéen induit, et sécurise encore plus l'étanchéité cornéenne per et postopératoire. L'autre avantage principal de la chirurgie assistée au laser résiderait dans la diminution d'ultrasons délivrés lors de la phacoémulsification, grâce à la préfragmentation du cristallin réalisé au laser. La puissance totale d'ultrasons nécessaire serait donc moindre et le temps de phacoémulsification effective après femtoseconde est diminué [34]. Cependant, cette procédure est plus longue, elle nécessite une courbe d'apprentissage avec des gestes chirurgicaux plus délicats, elle est beaucoup plus onéreuse avec un surcoût très élevé pour le patient et nécessite un investissement financier important pour les structures médicales lié au coût très élevé des appareils utilisés. Elle reste très peu utilisée pour le moment.

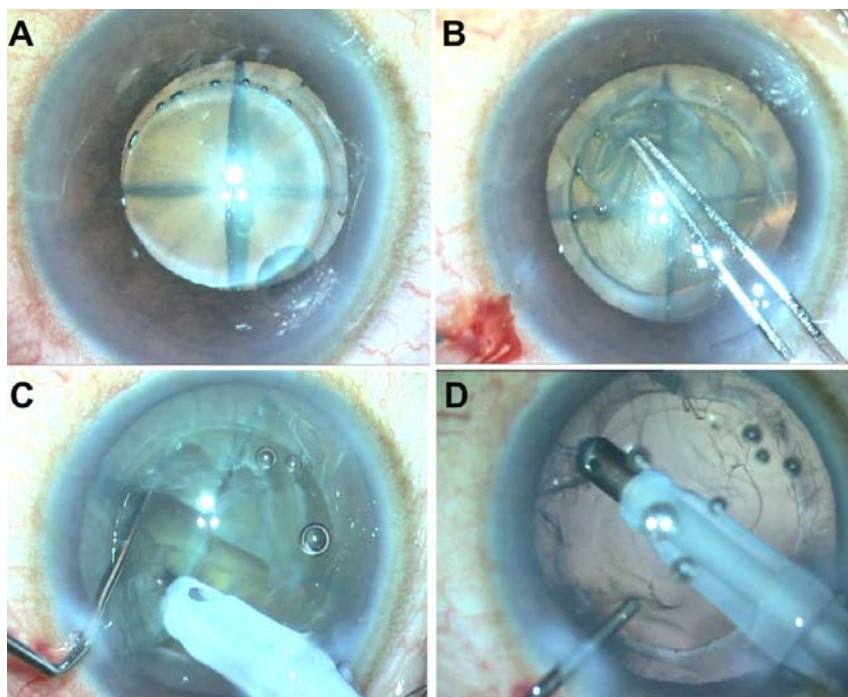


Figure 34 : Chirurgie de cataracte assistée au laser femtoseconde(Update on FLACS – EuroTimes) :

(A) Capsulotomie avec des coupes en deux plans en plus des incisions cornéennes. (B) : la capsule antérieure retirée à l'aide d'une pince à rhexis. (C) Le noyau est fragmenté en deux par des plans disséqués à la femtoseconde. (D) Aspiration du cortex

IV. Les implants intra-oculaires utilisés dans la chirurgie de la cataracte

1. Généralités :

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.

2. Etat des lieux sur les implants intraoculaires [37,38]

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'œil). 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.

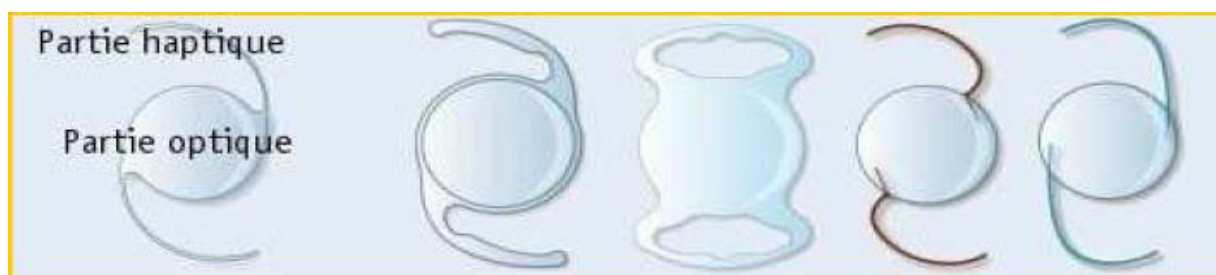


Figure35 : structure générale des implants.

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.

a. Lentilles intraoculaires en PMMA [39]

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.

b. 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.

c. 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.

d. 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.

e. 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. [40]

2.3. Les différents types d'implants

a. Les implants mono focaux [41]

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.

b. 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. [41]

c. 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 [41].

d. 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.

e. 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 [41].

V. Moyens de mesure de la biométrie oculaire

1. Mesure de la kératométrie.

1.1. 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.



Figure36 : 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. 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 [42] [43]. 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. 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.

1.2. Kératométrie associée aux systèmes par infrarouge

a. 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.

b. 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.

1.3. 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 [44], donne une meilleure appréciation du pouvoir optique de l'aire centrocornéenne. 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 [45]. 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). 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.

2. Mesure de la longueur axiale.

La mesure de référence pour la longueur axiale a longtemps été obtenue par échographie en mode A.

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 [46][47]. 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%.

2.1. 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.

a. Principe :

La longueur axiale mesurée par échographie doit correspondre à la distance entre l'interface cornéenne antérieure et l'interface rétino-vitréenne 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 vitrorétinienne.

b. 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.

2.2. Échographie en mode B.

a. 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'échographie, 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

Celle-ci doit être pratiquée impérativement quand les milieux sont trop opaques et empêchent l'analyse ophtalmoscopique du fond d'œil. [48]

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.

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. [49][50]

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

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 vitrorétiniennes. L'autre avantage est d'obtenir des mesures même en cas de perte de transparence des milieux.

2.3. 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 élevée, 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[51].

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.

2.4. 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 sousestimée, 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 fait, 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.

3. 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 δ_0 « 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.

4. 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.

5. 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 [52].

5.1. 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) [52].

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 (Effective Lens Position), 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.) [52].

5.2. Formule SRK-T

Les mêmes auteurs (Sanders, Retzlaff et Kraff) ont établi une formule « théorique » en associant des éléments empruntés aux formules de HofferCollenbrander 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). [52]

Formule SRK-T :

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

P : puissance de l'implant

n_{ha} : 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

5.3. 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) [53,54].

5.4. 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.

5.5. 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.

5.6. 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. 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). [55]

En revanche, d'après Olsen, lorsque la biométrie par rayonnement infrarouge (exemple : IOL Master, Carl Zeiss, Léna) 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 %) [56]. (Figure 35)

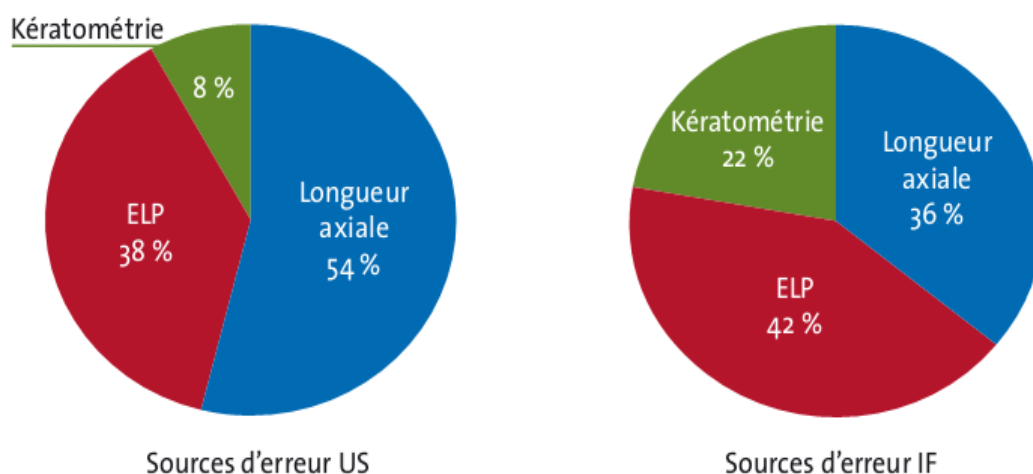


Figure 37: Sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant en fonction de la technique de biométrie utilisée, biométrie ultrasonore (US) versus biométrie par rayonnement infrarouge (IF).

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 [57].

6.1. Les erreurs de calcul de la puissance de l'implant en fonction de la longueur axiale

La kératométrie automatisée s'est avérée être comparable à la kératométrie manuelle chez les adultes [58]. La cornée plus raide des nourrissons peut entraîner des inexactitudes, bien que l'effet global soit probablement plus faible dans le calcul de la puissance des LIO. Les biomètres commerciaux sont adaptés de manière optimale pour la mesure des yeux d'adultes. C'était le cas pour Compuscan, qui a donné une longueur axiale minimale de 17,8 mm. Il est donc essentiel de s'assurer que les instruments peuvent être calibrés pour accepter des lectures de longueur axiale plus courtes. La plupart des instruments utilisent la vitesse moyenne du son (1550 m/s) [59], mais dans les petits yeux avec cataracte congénitale, le cristallin représente une plus grande proportion de la longueur axiale totale et donc la vitesse moyenne serait plus rapide. De même, dans les yeux présentant d'autres anomalies telles que l'hyperplasie persistante du vitré, la vitesse moyenne du son peut être inappropriée.

TABLEAU XX : Prédiction des erreurs de calcul selon l'étude de Tromans et al. [60]

	<i>Number</i>	<i>Prediction error (dioptres)</i>			
		<i>Mean</i>	<i>Median</i>	<i>Range</i>	<i>SD</i>
Axial length <20 mm	11	2.63	2.61	0.-9.19	2.65
Axial length ≥20 mm	41	1.07	0.71	0.07-3.93	0.98
Corneal radii <7.3 mm	12	1.60	1.36	0.24-4.00	1.3
Corneal radii ≥7.3 mm	40	1.32	0.76	0.07-9.19	1.68
Age at surgery <36 months	12	2.56	2.29	0.24-9.19	2.5
Age at surgery ≥36 months	40	1.06	0.68	0.07-3.93	1.02

6.2. Les erreurs de calcul de la puissance de l'implant en fonction de de la position effective de l'implant

Le positionnement intraoculaire de l'IOL va affecter la prédiction de l'erreur, la fixation du sulcus produisant un décalage myopique relatif par rapport à la réfraction estimée. Selon l'étude de Tromans et al [60], quatre des 52 LIO avaient une fixation hybride sac capsulaire/sulcus, et trois de ces yeux avaient une erreur de réfraction plus myope que celle qui avait été estimée.

Plus l'implant tend à être situé en avant (plus près de la cornée, donc plus loin de la rétine) et moindre est sa puissance calculée, pour tous les autres paramètres (longueur axiale, kératométrie) égaux. Dans certaines formules de calcul d'implant, la position de l'implant (« effective lens position » ou ELP) est principalement prédite de manière « statistique » à partir de la mesure de la kératométrie (c'est-à-dire du rayon de courbure de la face antérieure de la cornée).

Sur le plan géométrique, la distance entre le sommet de la cornée et l'implant est logiquement plus grande que la cornée est cambrée, car la « flèche » d'une cornée cambrée est plus importante que celle d'une cornée plate. Cette assumption est au cœur du calcul accompli par la formule appelée SRK-T.

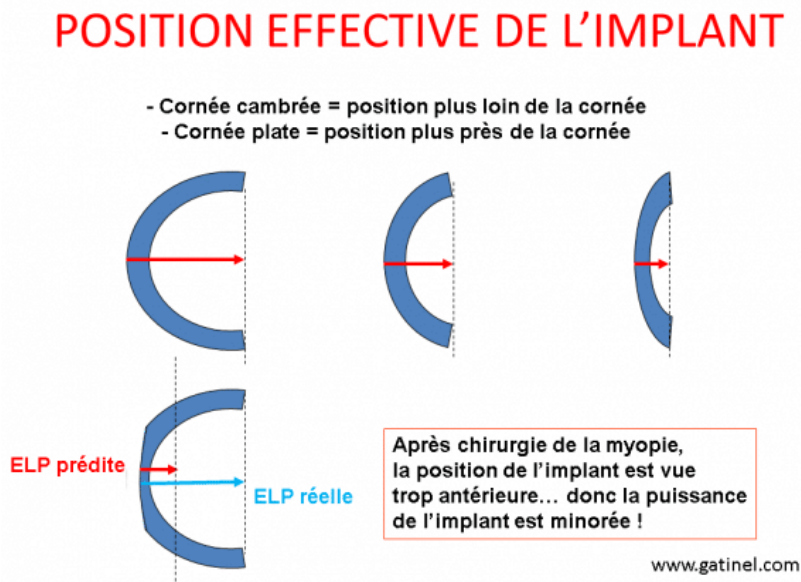


Figure38 : Calcul de puissance de l'implant selon la position effective de l'implant.

6.3. Les erreurs de calcul de la puissance de l'implant en fonction des kératométries

Selon la série de Tromans et al. [60], les formules SRK II et SRK/T ont été utilisées, bien que les résultats aient été recalculés pour la SRK/T pour l'analyse de l'erreur de prédiction. Il a été démontré que les formules théoriques de troisième génération sont plus précises pour les yeux courts. Ceci a été attribué à leur meilleure prédiction de la profondeur de la chambre antérieure postopératoire. Cependant, la profondeur moyenne de la chambre antérieure des yeux des nourrissons est inférieure à celle des yeux d'adultes [61], ce qui peut contribuer à l'imprécision du calcul de la puissance des LIO à l'aide des formules actuelles. Une stratégie pour améliorer la précision de la prédiction consiste à mesurer la profondeur de la chambre antérieure postopératoire et d'effectuer un calcul rétroactif pour modifier la formule de calcul de la puissance des LIO, comme l'a suggéré Holladay [62]. Dans une étude récente, Inatomi [63] a montré que la formule SRK/T était plus précise que les formules empiriques pour calculer la puissance des LIO dans les yeux atteints de microphthalmie (longueur axiale <19 mm) et ils ont constaté une augmentation de l'erreur de prédiction pour les yeux les plus courts de leur série.

6.4. Les erreurs de calcul de la puissance de l'implant en fonction de la biométrie par ultrasons (échographie en mode A ou B) et la biométrie par rayonnement infrarouge (exemple : IOL Master, Carl Zeiss, Iéna)

L'échographie et la biométrie optique sont deux méthodes de biométrie oculaire actuellement utilisées qui reposent sur des principes physiques différents.

Deux types de biométrie ultrasonore (A) sont actuellement utilisés. Il s'agit du mode A par immersion et du mode A par contact.

Le mode A par immersion a été largement reconnue comme la méthode standard de mesure de la LA en clinique. Qui était plus précise que le mode A de contact [64].

Cependant, en raison de la lourdeur relative du mode A par immersion, le mode A de contact a été plus largement utilisé. Le mode B était une méthode d'immersion mode A avec une image guidée par le mode B, qui intégrait les avantages du mode A par immersion et du mode B et a surmonté les faiblesses de ces deux méthodes.

La mesure de la LA à partir du mode A par immersion ou par contact était difficile chez les patients atteints de myopie élevée et de cataracte, en particulier chez les patients présentant un staphylome scléral asymétrique. Cela s'explique par le fait que chez les patients atteints de cataracte, la forme d'onde idéale du mode A n'a pas été obtenue facilement en raison de leur mauvaise fixation, alors, l'erreur de mesure hors axe se serait produite, ce qui aurait conduit à une mauvaise vision postopératoire [65].

Dans l'étude de Yang et al. [66], la LA moyenne dans le groupe A (patients sans myopie élevée) mesurée à partir du mode B par immersion était de 0,10 mm plus longue que celle mesurée à partir du mode A par contact. D'autres avaient montré que la LA moyenne mesurée par immersion A-scan était de 0,03-0,27 mm plus long que celui mesuré par le mode A par contact [67].

Cette différence pourrait être due d'une part aux différents degrés de dépression cornéenne, d'autre part, l'instrument ultrasonique qu'ils ont utilisé n'était pas exactement le même que celui utilisé dans d'autres études, et les résultats pourraient être différents lorsque l'instrument ultrasonique est différent. Dans le groupe B (patients atteints de myopie élevée), la moyenne de la LA moyenne mesurée à partir du mode A par immersion était de 0,22 mm plus longs que celle du mode A par contact. La comparaison de l'erreur moyenne des deux méthodes a montré que l'immersion Mode B était plus précis. Comme l'examineur et le l'appareil à ultrasons étaient extrêmement identiques dans les deux groupes, la différence pourrait être due à l'erreur de mesure hors de l'axe survenue lors de la mesure de la LA par mode A. Le site La précision du mode B par immersion était meilleure que celle du mode A. En conclusion, le mode B par immersion présente une précision de mesure comparable à celle de l'IOLMaster, et constitue donc une bonne alternative pour mesurer la LA dans les yeux présentant une forte myopie.

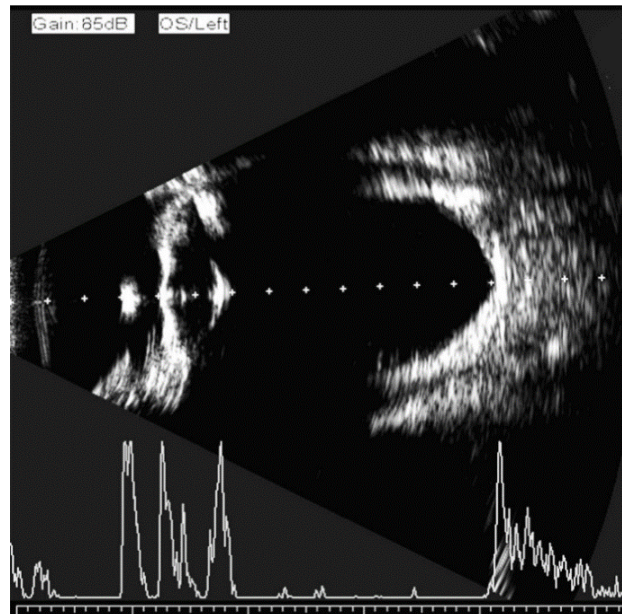


Figure39 : Première mesure de contrôle de qualité pour la biométrie par immersion mode B. Le vecteur d'une ligne d'échantillonnage ultrasonore a été déterminé comme étant exactement perpendiculaire aux doubles bandes de la cornée et au centre de la capsule du cristallin, et dirigé vers le centre de la macula, tiré du [66]

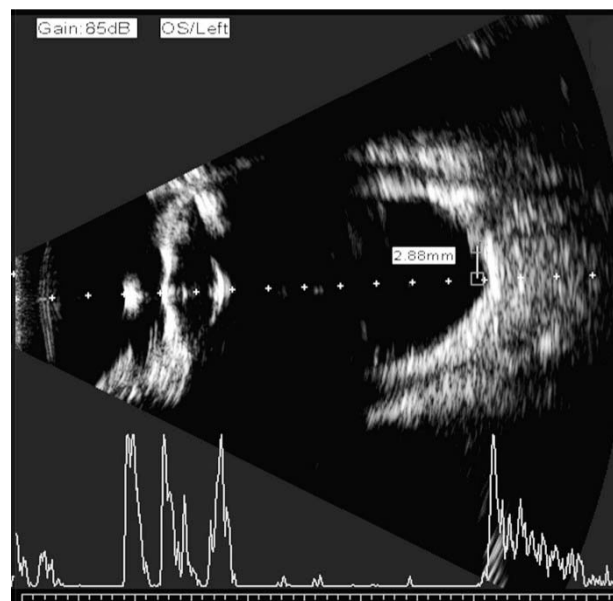


Figure40: Deuxième mesure de contrôle de la qualité pour la biométrie par immersion mode B. L'intersection du vecteur une ligne d'échantillonnage ultrasonore et de la rétine a été déterminée comme étant à 4,5 mm de la papille optique ou à 3 mm du bord de la papille optique, tiré du [66]

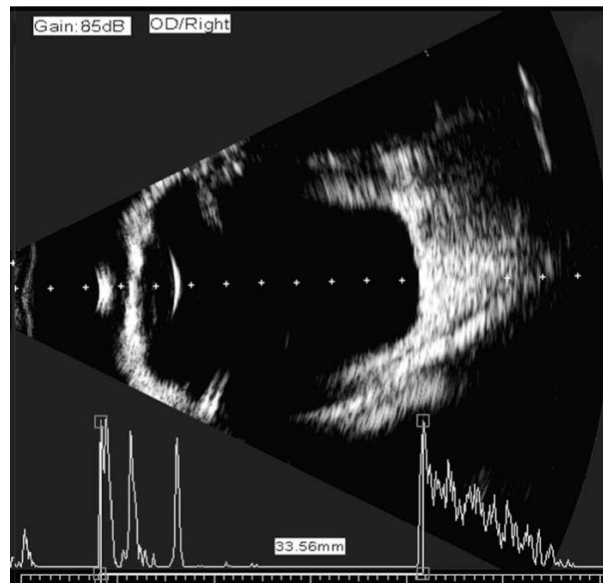


Figure 41 : Mesure de la longueur axiale par immersion mode B.

La LA a été définie comme la distance entre le sommet de la cornée et la macula ou entre la crête de la surface cornéenne antérieure et la crête de la surface rétinienne maculaire à l'aide d'une échelle de mesure électronique en échographie en mode B, tiré du [66]

VI. Discussion des principaux résultats de notre étude :

1. Caractéristiques sociodémographiques

1.1. L'âge

L'âge moyen de notre série est 65 ans. La répartition selon l'âge montre une prédominance de la tranche d'âge entre 63 et 72 ans.

L'âge moyen dans d'autres séries est illustré dans le tableau ci-dessous :

Tableau XXI : Age moyen selon les séries

Auteurs	Pays	Age Moyen (ans)
MBA AKI Tatiana [68]	Libreville Gabon	66 ans
Laureano A [69]	Espagne	70 ,42 ans
Mats Lundstrom, MD, PhD[70]	Lund, suède	73 ,9 ans
Jean Wenceslas Diallo et al [71]	Burkina Faso	66 ans
Notre série	Maroc	65 ans

1.2. Le sexe :

L'analyse des résultats de la littérature montre une différence dans la répartition des cas de la cataracte selon le sexe (tableau 18). Des auteurs ont rapporté dans leurs études [69, 70] une prédominance féminine, d'autres [68, 71] une prédominance masculine. Dans notre étude on a trouvé une prédominance masculine (64%).

Tableau XXII : Répartition du sexe selon les séries

Auteur	Femme	Homme
MBA AKI Tatiana [68]	49,9	50 ,1
Laureano A [69]	61,4	38,6
Mats Lundstrom, MD, PhD[70]	58,1	41,9
Jean Wenceslas Diallo et al [71]	42,3	57,7
Notre série	36	64

1.3. Les pathologies générales et oculaires associés :

Pathologies générales :

Dans notre étude, 63% des patients présentaient un facteur de risque dont 38% de diabète, 30 % d' HTA. Ce résultat est proche de celui Jean Wenceslas Diallo et al [71] qui a trouvé 44% diabète et 30,33% HTA. L'hypertension et le diabète représentent donc dans la majorité des études, les pathologies générales les plus associées chez les patients programmés pour la chirurgie de la cataracte.

Pathologies oculaires associées :

Les comorbidités oculaires les plus fréquemment retrouvées dans les antécédents et dans l'examen préopératoire dans notre étude étaient : la Chirurgie pour cataracte de l'autre œil chez 20 cas (soit 74 %) , le glaucome chronique chez 5 cas (soit 19 %) , la monophthalmie chez un cas (soit 4 %) ,le ptérygion chez un cas (soit 4 %).

Nos données sont comparables aux données de la littérature :

- ✓ Mats Lundstrom a trouvé dans son étude que 8,6 % des patients présentaient une DMA, glaucome chez 5,6 %, une rétinopathie diabétique chez 2,6 %.[70].
- ✓ Laureano A a trouvé dans son étude que 6,5 % d'yeux atteints de glaucome, 6,2 % d'yeux atteints de dégénérescence maculaire, 4,1 % d'yeux atteints de dystrophie cornéenne de Fuchs et 3,4 % d'yeux atteints d'amblyopie [69].
- ✓ Dans la série de Jean Wenceslas Diallo et al, la dystrophie cornéenne est retrouvée chez 3,33% des patients [71].

2. Caractéristiques cliniques :

2.1. Acuité visuelle pré opératoire :

L'acuité visuelle préopératoire était inférieure à 1/10 chez 50 % des patients. Ce résultat est proche de celui de MBA AKI Tatiana qui a trouvé 63,2 % de patient avec une acuité visuelle inférieure à 1/10 en préopératoire [68]. Ce qui confirme la tendance générale selon laquelle les malades porteurs de cataracte dans les pays en développement consultent tardivement, et donc, ne se font opérer que lorsqu'ils sont déjà aveugles.

2.2. Astigmatisme cornéenne pré-opératoire :

Dans notre étude, l'astigmatisme pré-opératoire moyen était de -1,36 Dioptries avec un écart-type de 1,02 et des extrêmes de -4 et 0. Nos résultats sont différents à ceux de Briesen et col [72] qui trouvait une moyenne de 1,1 dioptrie avec des extrêmes de 0 et 6,28 et Bhalil et col [73] trouvait une moyenne de 1,4 dioptrie.

2.3. Biométrie :

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

a. Kératométrie :

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

Etudes	Kératométrie (dioptries)
Blue Mountains Eye Study Population (74) (Australia)	43,33±1,46
LALES (75) (Los Angeles Latino)	43,65±1,62
Fanny et al (76) (Côte d'ivoire)	43,72± 1,52
NOTRE Série(MAROC)	43.95± 1,96

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

b. La longueur axiale.

Tableau XXIV : Comparaison de la longueur axiale dans différentes études internationales et notre série.

Etudes	La longueur axiale (mm)
Blue Mountains Eye Study Population (74) (Australia)	23,36± 0,85
LALES (75) Los Angeles Latino	23,41 ±0,98
Fanny et al (76) (Côte d'ivoire)	22,91 ± 0,98
NOTRE Série	23 ,44±1,06

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

Tableau XXV : la longueur axiale en pourcentage

Longueur axiale en mm	<22] 22 ,44]	>24
Pourcentage%	10%	62%	28%

Selon une étude du service d'ophtalmologie, hôpital St Antoine [80] qui a étudiée la corrélation entre la réfraction et la biométrie oculaire, la plupart 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.

c. La profondeur de chambre antérieure :

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

ETUDES	La profondeur de la chambre antérieure (mm)
Blue Mountains Eye Study Population (74) (Australia)	$3,05 \pm 0,35$
LALES (75) Los Angeles Latino	$3,42 \pm 0,34$
Fanny et al (76) (Côte d'ivoire	$2,61 \pm 0,49$
Notre série	$3,43 \pm 0,62$

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

2.4. La puissance d'implant :

La moyenne de la puissance de l'implant calculée était de 18,94 Dioptries avec un écart-type de 4,19 et des extrêmes de 9 et 20 Dioptries. La biométrie a été réalisée chez tous nos

patients. A défaut de biométrie, certains auteurs utilisent des implants de puissance dite standard de 22 Dioptries comme Sherwin [77].

3. Données relatives à l'intervention chirurgicale

- **L'œil opéré**
 - ✓ Dans notre série, l'œil opéré était le plus souvent le droit dans 42 cas soit 60 %.
 - ✓ Ce pourcentage est proportionnel à ceux de Jean Wenceslas Diallo et al [71] et MBA AKI Tatiana [68] qui ont retrouvé respectivement 56,70% % et 50, 7 %

- **Technique de chirurgie :**
 - ✓ L'extraction extra capsulaire par phacoémulsification a été pratiquée chez tous nos patients soit 100%.

- **L'implantation :**
 - ✓ Tous nos patients ont reçu un implant de chambre postérieure rigide en PMMA. Ce résultat est similaire à celui de MBA AKI Tatiana et Jean Wenceslas Diallo et al.

- **Complications per-opératoires**
 - ✓ Dans notre série, les complications per-opératoires ont été dominées par LA Rupture de la capsule postérieure dans 13 % des cas, issue de la vitré dans 4 % et un cas de désinsertion irienne.
 - ✓ Beaucoup d'études ont trouvé la rupture de la capsulaire postérieure comme chef de file des complications per-opératoire : Guirou N et coll. [78] (2,93%) ; Diallo JW et coll. [79] (2,33%) ; M'ba Aki T et coll. [68] (2,23%) .
 - ✓ Ce résultat pourrait s'expliquer par la fragilité de la zonule de Zinn et de la capsule d'une part et les manipulations chirurgicales d'autre part.

4. Données relatives au suivi post-opératoire :

- **Acuité visuelle post-opératoire :**

A J30 post-opératoire, les bons résultats (acuité visuelle $\geq 3/10$), les résultats moyens (acuité visuelle entre $1/10$ et $3/10$) et les mauvais résultats (acuité visuelle $< 1/10$) étaient respectivement 93% ; 6% et 1 % sans correction optique. Nos bons résultats sans correction sont supérieurs à ceux obtenu par MBA AKI Tatiana et Jean Wenceslas Diallo et al respectivement 84, 3% ; 67,83%.

- **La réfraction :**

Les principaux objectifs de la chirurgie de la cataracte sont la réhabilitation de la vision des patients et l'obtention d'une réfraction ciblée. Les erreurs de réfraction postopératoires et l'astigmatisme résiduel ont un impact négatif sur l'AV et la satisfaction des patients, et sont donc une préoccupation majeure pour les chirurgiens de la cataracte. Lorsqu'un patient présente une erreur de réfraction résiduelle après une chirurgie de la cataracte, plusieurs considérations doivent être prises en compte avant de procéder à une amélioration de la réfraction. Le patient a-t-il été sous-correcté ou surcorrecté ? Quelle était son erreur de réfraction préopératoire et ses données biométriques ? En outre, il est toujours important de prendre en considération l'âge du patient et ses exigences visuelles.

Quelle est sa tolérance au port de lunettes ?

Tous ces éléments sont importants pour déterminer les prochaines étapes de l'opération. Enfin, il faut tenir compte de la tolérance au risque du patient et du chirurgien.

Quel est l'état de santé général du patient ? Le patient souffre-t-il d'affections susceptibles d'entraîner un compromis zonulaire ? Existe-t-il des facteurs de risque d'apparition d'une maladie de la surface oculaire ou d'un astigmatisme irrégulier avec des procédures chirurgicales supplémentaires ?

Il s'agit avant tout de tout mettre en œuvre pour atteindre la cible réfractive visée chez chaque patient opéré de la cataracte. Les personnes présentant des conditions oculaires telles qu'un astigmatisme irrégulier, une faiblesse zonulaire ou une pathologie maculaire augmentent la probabilité d'une erreur de réfraction après une chirurgie de la cataracte.

Néanmoins, même chez le candidat idéal, il est nécessaire de fixer des attentes en matière d'amétropie potentielle pour tous les patients, étant donné les taux actuels d'erreurs de prédiction de la réfraction dues aux limitations actuelles des données biométriques et de la prédiction de la position effective de la lentille (ELP).

Un certain nombre de facteurs peuvent influencer le résultat final de la réfraction et les imprécisions dans l'obtention de l'emmétropie. Ces facteurs peuvent être divisés en causes préopératoires, peropératoires et postopératoires. Une évaluation et une optimisation précises de ces facteurs sont essentielles pour obtenir la vision souhaitée.

Facteurs pré-, intra- et post-opératoires qui affectent les résultats de réfraction :

En préopératoire, de grandes sources d'erreur dans la prédictibilité des calculs de puissance des LIO se trouvent dans l'estimation de l'ELP (la position effective de la lentille), ainsi que dans les mesures biométriques de la puissance cornéenne et de la longueur axiale. Pour cette raison, toute topographie et tomographie préopératoire doit être effectuée avant la mise en place des gouttes ophtalmiques. De plus, ces mesures doivent être effectuées par un groupe restreint de techniciens qualifiés. Dans le cas d'yeux inhabituels, comme ceux qui se situent aux extrêmes de la longueur axiale ou ceux qui présentent des niveaux élevés d'astigmatisme, les mesures doivent être répétées pour en vérifier la reproductibilité, comparées sur diverses plates-formes et vérifiées pour la cohérence binoculaire avant d'être utilisées pour les déterminations finales des LIO.

La difficulté d'obtenir des mesures précises de la courbure de la cornée, de la longueur axiale et de la profondeur de la chambre antérieure continue de nuire à la précision des résultats réfractifs dans la chirurgie de la cataracte. Néanmoins, une meilleure attention aux détails a été soulignée par plusieurs auteurs notables dans une série de trois parties sur la poursuite de la

perfection dans les calculs des LIO. Depuis leur création dans les années 1950, les formules de calcul des LIO ont continué à évoluer et à s'améliorer au fil des générations. Bien qu'il existe une controverse quant à la formule qui est universellement supérieure, les formules de dernière génération, telles que le calculateur Holladay 2, Barrett Universal II, Olsen, Kane et Hill-RBF, ont permis d'obtenir des réfractions postopératoires à moins d'une demi-dioptrie dans plus de 70 % des yeux[81] [82].

Les maladies de la surface oculaire sont une autre cause fréquente d'inexactitude dans nos mesures préopératoires. De même, d'autres causes d'astigmatisme irrégulier, telles que les cicatrices cornéennes ou l'ectasie, peuvent influencer les résultats de réfraction. Il est essentiel que ces constatations soient identifiées et traitées en préopératoire pour éviter les erreurs de réfraction résiduelles et l'insatisfaction du patient après la chirurgie.

Il est également important de dépister les antécédents de chirurgie kératoréfractive, car les valeurs kératométriques auront été affectées par l'altération de la courbure antérieure de la cornée, modifiant ainsi la prédiction de l'ELP à partir des formules traditionnelles. Comme certains patients peuvent involontairement omettre d'indiquer leurs antécédents de chirurgie kérato-réfractive, l'imagerie de Scheimpflug peut aider à identifier les aberrations d'ordre supérieur ou les rapports des rayons cornéens arrière et avant qui sont en dehors des plages normales et qui pourraient correspondre à des antécédents de kératomileusis in situ au laser (LASIK) ou de kératotomie photoréfractive (PRK). Les patients qui ont subi une chirurgie kératoréfractive doivent faire l'objet de considérations supplémentaires et de calculs distincts de la formule des LIO dans ce contexte.

Lundströmet coll.examiné 2 8 2 8 1 1 cas éligibles à partir de la base de données EUROQUO pour déterminer les facteurs influençant l'erreur de réfraction postopératoire. Dans cette étude, l'erreur de prédiction biométrique moyenne absolue était de 0,42 dioptrie $\pm 0,52$. Une erreur de prédiction biométrique de $\pm 0,5$ D a été observée dans 72,7 % des yeux et une erreur de prédiction de $\pm 1,0$ D a été observée dans 93,0 % des yeux. Une régression logistique par étapes avec une erreur de prédiction biométrique supérieure à $\pm 1,0$ D a révélé des

corrélations statistiquement significatives avec des patients ayant une mauvaise acuité visuelle de loin corrigée préopératoire, une puissance absolue de réfraction cible plus élevée, des comorbidités oculaires coexistantes (glaucome, dégénérescence maculaire, rétinopathie diabétique, amblyopie et autres les maladies oculaires), les antécédents de chirurgie réfractive cornéenne et les opacités cornéennes. [83].

Roszkowska et coll. ont également montré que les variations des calculs de puissance de la LIO dans les yeux présentant des comorbidités telles la myopie et les anomalies congénitales du cristallin étaient la raison la plus courante des erreurs de réfraction post-chirurgie de la cataracte, suivies de l'astigmatisme cornéen préexistant et induit par la chirurgie. [84]

En per-opératoire, une chirurgie de la cataracte sans incident est indispensable pour maintenir l'ELP prédite probable et obtenir la réfraction cible souhaitée. Bien qu'il soit encore possible d'obtenir un résultat relativement bon en cas de compromission capsulaire ou de perte de vitré, on constate un déplacement vers la myopie de l'erreur de réfraction postopératoire lorsque la vitrectomie est effectuée au moment de l'implantation de la LIO. [85]

Le décentrage du capsulo-rhexis de plus de 0,4 mm est associé à une variation de 0,25 D de l'équivalence sphérique (ES), et le chevauchement optique incomplet est associé à une variation de 0,5 D du cylindre de lunettes. Une LIO bien centrée sur l'axe visuel s'est avérée essentielle lors de la mise en place de LIO multifocales ; cependant, elle est également optimale dans le cas des LIO asphériques monofocales, pour lesquelles il a été démontré que le décentrage de la LIO augmente les aberrations résiduelles d'ordre supérieur.

Le degré d'astigmatisme induit par la chirurgie peut varier considérablement d'un patient à l'autre et peut également contribuer à l'erreur de réfraction résiduelle après la chirurgie de la cataracte.

En postopératoire, les sources d'erreur de réfraction peuvent résulter d'une réfraction inexacte ou d'un déplacement de la position de la LIO. Bien que peu probable dans la période postopératoire précoce, le syndrome de blocage capsulaire tardif se produit lorsque la rétention d'un dispositif ophtalmique de viscosité ou l'accumulation de liquide dans le sac capsulaire

derrière la LIO entraîne un déplacement vers l'avant de la LIO. Cela peut conduire à un décalage myopique inattendu et peut être traité avec succès par une capsulotomie Nd:YAG. [86]

Le syndrome de contraction capsulaire antérieure a été associé à une inclinaison significative de l'objectif et même à une dislocation tardive dans les cas extrêmes. L'inclinaison du cristallin peut également être une source d'astigmatisme induit, et la contraction capsulaire peut provoquer une flexion des haptiques vers l'avant ou l'arrière, entraînant des erreurs de réfraction tardives qui ne sont généralement pas observées dans la période postopératoire immédiate.

De nombreux facteurs de risque ont été identifiés dans notre étude. Un CDVA préopératoire médiocre était l'un de ces facteurs de risque, probablement parce qu'il signifie que le patient était incapable de se fixer correctement pendant la mesure biométrique ; cela pourrait entraîner des erreurs de kératométrie. La survenue de maladies oculaires coexistantes était un facteur de risque quelle que soit l'acuité visuelle. Lorsque tous ces types de facteurs de risque existent, les mesures préopératoires doivent être exécutées avec soin et de préférence répétées avec différentes formules de calcul IOL.

Une complication chirurgicale est un facteur de risque évident pour un mauvais résultat réfractif ; cependant, il s'agit d'un type de facteur de risque différent de ceux discutés ci-dessus car il n'est pas connu avant la chirurgie et donc impossible à éviter par des mesures préchirurgicales

La kératométrie de l'astigmatisme cornéen antérieur était incluse, une partie de l'erreur de réfraction aurait pu être causée par la non-prise en compte de l'astigmatisme cornéen postérieur. Selon Kochet al. les mesures cornéennes antérieures sous-estiment l'astigmatisme cornéen total dépassant 0,5D dans environ 5 % des yeux. [87]

Les normes de référence du National Health Service of England stipulent que 85 % des yeux doivent se situer à moins de 1 D et 55 % à moins de 0,5 D de la réfraction en équivalent sphérique (SE) cible après une chirurgie de la cataracte. [88]

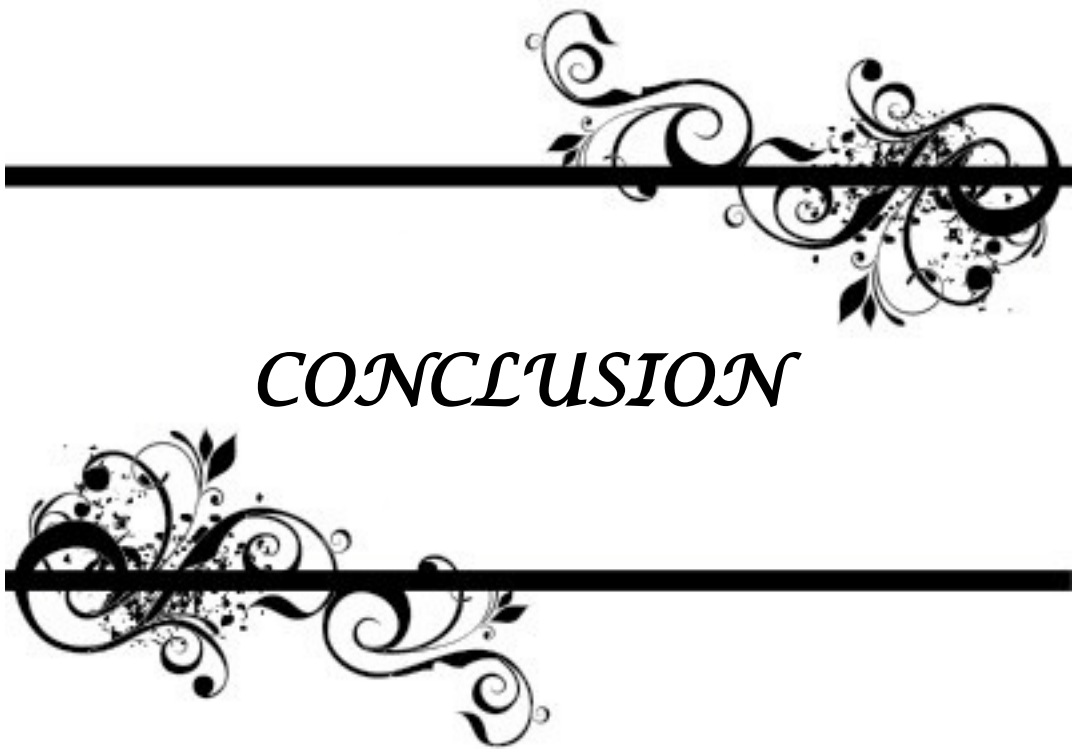
Des lignes directrices factuelles basées sur la base de données EUREQUO ont été publiées en 2012, recommandaient également qu'au moins 87 % des cas se situent à moins de 1 D. [89]

La présente étude a atteint un SE de $\pm 1D$ dans 69 % des yeux, ce qui est inférieur à la norme de référence du National Health Service qui est de 85 % ou mieux.

**Tableau. XXVII : Différents équivalents sphériques
en fonction du nombre des patients et pourcentage**

Equivalent sphérique en dioptrie	NB et %
<-1	39 (56%)
-1 à 1	18 (26%)
>+1	13 (19%)
TOTAL	70 (100%)

La comparaison des résultats de notre étude avec d'autres rapports est limitée car la plupart des études ont examiné un changement de l'erreur de réfraction par rapport à l'état de réfraction préopératoire et la plupart des études se sont concentrées sur le changement d'astigmatisme avec différentes techniques chirurgicales de la cataracte.



CONCLUSION



La cataracte est l'opacification de tout ou partie du cristallin ; c'est une pathologie très fréquente et en augmentation constante dans les pays industrialisés du fait de l'allongement de l'espérance de vie. Elle se manifeste par une baisse d'acuité visuelle en général bilatérale, à peu près symétrique, d'évolution lente. 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. Bien que le résultat visuel postopératoire est meilleur dans notre étude, le résultat réfractif postopératoire après chirurgie de la cataracte est encore inférieur par rapport aux critères de référence réfractifs postopératoires cibles tels que les recommandations du National Health Service of England. La meilleure façon de gérer l'erreur de réfraction postopératoire est de l'empêcher grâce à une biométrie précise, une sélection de formule de calcul de puissances de la LIO et en évitant une mauvaise insertion de IOL. Ainsi, il faut envisager de répéter la biométrie lorsque les résultats diffèrent significativement entre les deux yeux ou par rapport à la moyenne de la population. Une implantation erronée de la LIO doit être évitée en mettant à disposition une large gamme de puissances de la LIO au centre.



ANNEXES



Fiche d'exploitation :

❖ **Identité:**

- N° dossier :
- Nom et prénom :

- Age :
- Sexe : M F

- Profession :
- N .TEL :

❖ **Antécédents :**

- Ophtalmologiques :
-
-

- Non ophtalmologiques :
-

❖ **Signes fonctionnels:** B.A.V.

Autres :

❖ **Examen ophtalmologique pré opératoire :**

- Œil opéré:
- A.V.L: SC: (1/10 ; 2/10 ; 3/10 ; 4/10 ; 5/10 ; 6/10 ; 7/10 ; 8/10 ; 9/10 ; 10/10)
- A.V.L: AC : ... (1/10 ; 2/10 ; 3/10 ; 4/10 ; 5/10 ; 6/10 ; 7/10 ; 8/10 ; 9/10 ; 10/10)
- Examen à la lampe à fente:
Cornée:
Cristallin: situation:
 Transparence:
 Coloration :
- Pression intraoculaire (P.I.O.):mmhg
- Fond d'œil (F.O.) Visible :
 Non visible
 Eluminable non analysable.....
- Kératométrie Atc ds chirurgie réfractive : oui non
 Auto-kérato- réfractomètre automatisé
 K1 :
 K2 :
 Astigmatisme :...

- Longueur axiale : Echographie A Aladdin Optical
:.....mm
- Profondeur de C.A: mm
- Epaisseur du cristallin :mm

- Echographie B : staphylome : oui non
Décollement de la rétine : oui non
Hémorragie de la vitré : oui non
Autres causes de BAV :.....

❖ **Prise en charge :**

- la puissance d'implant : Formule de calcul :.....
Constante A :.....

- La chirurgie :
Technique : phacoémulsification
Complication peropératoire : Sans :
 Avec :
 - Rupture de la capsule postérieure
 - Issue de vitré
 - Persistance de masse
 - Autres:.....

- L'implantation : implant : type : pliable rigide
Position : Dans le sac : oui : intact lésé
 Non
Dans le sulcus : oui non
Dans la chambre antérieure : oui non

❖ **SUIVI POST-OPÉRAIRE : J 30**

- Acuité visuelle post-opératoire :..... (1/10 ; 2/10 ; 3/10 ; 4/10 ; 5/10 ; 6/10 ;
7/10 ; 8/10 ; 9/10 ; 10/10)
- **Résultats réfractifs :**

Auto-kérato- réfractomètre automatisé

- Equivalent sphérique :.....(En dioptries)
- SPHERE :..... (En dioptries)
- Cylindre :..... (En dioptries)



RESUMES



RESUME

INTRODUCTION : Les erreurs de réfraction sont la cause la plus courante de déficience visuelle dans le monde. Leur proportion est considérée comme un défi de santé publique. Les symptômes et les signes associés aux erreurs de réfraction sont les présentations les plus inquiétantes et les plus courantes en pratique générale dans les consultations d'ophtalmologie. Pour ceci nous avons élaboré ce travail de thèse en étudiant les erreurs réfractives en post opératoire au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech.

MATERIELS ET METHODES : A travers une étude prospective à visée descriptive déroulée au service d'ophtalmologie de l'Hôpital Militaire Avicenne de Marrakech. Nous avons recensé 70 patients opéré pour cataracte.

RESULTATS : Dans notre étude, la moyenne d'âge de notre population était de 65 ans avec des extrêmes allant de 43 à 88 ans et nous avons noté une prédominance masculine, la pathologie la plus représentée est diabète avec 18 cas soit 38 %. Parmi nos patients, 27 étaient suivis en préalable pour une pathologie oculaire. Les signes fonctionnels sont presque exclusivement une baisse de l'acuité visuelle associée à un brouillard visuel. La cornée était normale chez 96% de nos patients et on a constaté une prédominance de la cataracte sous capsulaire postérieure (41%), suivie de la cataracte totale blanche (26%). Les patients ont bénéficié tous d'une kératometrie automatisée par l'auto-kérato-réfractomètre automatisé puis une échobiométrie pour calculer la puissance d'implant. Plusieurs paramètres ont été évalués en pré-opératoire et en post-opératoire tels que l'acuité visuelle, l'équivalent sphérique, la sphère et le cylindre. La totalité des cas ont été implantés en chambre postérieure dans le sac. Un implant pliable est utilisé chez tous nos patients. Les complications peropératoires étaient peu fréquentes et minimes.

DISCUSSION : La cataracte est l'opacification partielle ou totale du cristallin. Chez l'adulte, la cataracte est acquise, la forme la plus fréquente est la cataracte liée à l'âge. En dehors de l'âge, les causes les plus fréquentes sont métaboliques, bien que des étiologies plus rares, traumatiques, iatrogènes et congénitales, existent. 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). Les sources d'erreur dans le calcul de la puissance d'implant sont multiples, ils peuvent être en fonction de la longueur axiale, de la position effective de l'implant, de la kératométries et de la biométrie par ultrasons.

CONCLUSION : La meilleure façon de gérer l'erreur de réfraction postopératoire est de l'empêcher grâce à une biométrie précise, une sélection de formule IOL et en évitant une mauvaise insertion de puissance IOL. Ainsi, il faut envisager de répéter la biométrie lorsque les résultats diffèrent significativement entre les deux yeux ou par rapport à la moyenne de la population. Une implantation erronée de la LIO doit être évitée en mettant à disposition une large gamme de puissances de la LIO au centre.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Refractive errors are the most common cause of visual impairment in the world. Their proportion varies between societies and they are considered a public health challenge. The symptoms and signs associated with refractive errors are the most concerning and common presentations in general practice in ophthalmic clinics.

METHODS: A prospective descriptive study was conducted in the ophthalmology department of the Avicenne Military Hospital in Marrakech. We counted 70 patients operated for cataract.

DISCUSSION: Cataract is the partial or total opacification of the lens. In adults, cataracts are acquired, the most frequent form being age-related cataracts. Outside of age, the most common causes are metabolic, although rarer etiologies, traumatic, iatrogenic and congenital, exist. It has been established that the sources of error in the calculation of implant power in patients who have not undergone corneal refractive surgery are represented by the measurement of axial length (54% of cases), followed by the measurement of the effective position of the implant (38% of cases) and finally the measurement of keratometries (8%) when using ultrasound biometry (ultrasound in A or B mode). The sources of error in the calculation of the implant power are multiple, they can be in function of the axial length, the effective position of the implant, the keratometries and the ultrasound biometry.

CONCLUSION: The best way to manage postoperative refractive error is to prevent it through accurate biometry, IOL formula selection, and avoiding improper IOL power insertion. Thus, repeat biometry should be considered when results differ significantly between the two eyes or from the population average. Incorrect IOL implantation should be avoided by providing a wide range of IOL powers at the center.

ملخص

مقدمة: الأخطاء الانكسارية هي السبب الأكثر شيوعاً لضعف البصر في العالم. تختلف نسبتهم بين المجتمعات ويعتبرون تحدياً للصحة العامة. تعتبر الأعراض والعلامات المرتبطة بأخطاء الانكسار هي أكثر العروض التقليدية إثارة للقلق والأكثر شيوعاً في الممارسة العامة في عيادات العيون.

المواد و الأساليب : أجريت دراسة وصفية مستقبلية في قسم طب العيون في مستشفى ابن سينا العسكري في مراكش. أحصينا 70 مريضاً أجريت لهم عمليات جراحية لإعتام عدسة العين.

مناقشة: إعتام عدسة العين هو التعيم الجزئي أو الكلي للعدسة. عند البالغين ، يتم اكتساب إعتام عدسة العين ، وأكثر أشكاله شيوعاً هو إعتام عدسة العين المرتبط بالعمر. خارج نطاق العمر ، الأسباب الأكثر شيوعاً هي التمثيل الغذائي ، على الرغم من وجود مسببات نادرة وصدمة وعلاجية المنشأ والخلقية. لقد ثبت أن مصادر الخطأ في حساب قوة الزرع لدى المرضى الذين لم يخضعوا لجراحة القرنية الانكسارية تتمثل في قياس الطول المحوري (54% من الحالات) ، يليها قياس الموضع الفعال للزرع. (38% من الحالات) وأخيراً قياس القياس القرنية (8%) عند استخدام القياسات الحيوية بالموجات فوق الصوتية (الموجات فوق الصوتية في الوضع A أو B). تتعدد مصادر الخطأ في حساب قوة الزرع ، ويمكن أن تكون في وظيفة الطول المحوري ، والموضع الفعال للخرسة ، وقياس القرنية والقياس الحيوي بالموجات فوق الصوتية.

الخلاصة: إن أفضل طريقة لإدارة خطأ الانكسار بعد العملية الجراحية هي منعه من خلال القياس الحيوي الدقيق واختيار صيغة العدسة وتجنب إدخال قوة IOL بشكل غير صحيح. وبالتالي ، ينبغي النظر في تكرار القياس الحيوي عندما تختلف النتائج بشكل كبير بين العينين أو من متوسط السكان. يجب تجنب زراعة عدسة باطن العين غير الصحيحة من خلال توفير مجموعة واسعة من قوى العدسة داخل العين في المركز



BIBLIOGRAPHIE



1. **Knox Cartwright N, Johnston RL, Jaycock PD, Tole DM, Sparrow JM.**
The Cataract National Dataset electronic multicentre audit of 55,567 operations: When should IOL Master biometric measurements be rechecked? Eye (Lond). 2010 May;24(5):894-900
2. **Preferred Practice Patterns .**
American Academy of ophthalmology. Cataract in the adult eye, 2006.
3. **Brolis B.**
Physiologie de l'oeil, enseignement des sciences physiques et informatique, Bruno Brulis, 1997-2000.
4. **Saroux H, Biais B.**
Physiologie oculaire. Edition. Masson, 1997
5. **Saroux H.**
Ophtalmologie. Edition. Masson, 1997.
6. **Ripart J , Nouvellon E, Benbaali M .**
Anatomie appliquée à l'anesthésie et à la chirurgie : Anatomie descriptive de la cavité orbitaire et des annexes. Deuxième partie. Paris:Masson;1995,p 2-25
7. **Adenis JP, Maes S, Ebran JM.**
Physiologie de l'excrétion lacrymale. Encycl. Med. chir. ophtalmo. 21-020-B-10 .
8. **Site Web. <http://www.encyclmed-vulgaris.f>**
9. **Meru JP, Corbe C.**
Stimulus visuel et différentes fonctions visuelles. Encycl. Med. Chir. ophtalmo.
10. **Brémond GD, Copin H, Laroche L.**
Cristallin et zonule. Anatomie et embryologie. Encycl méd chir, ophtalmologie, 21-003-G-10, 9p
11. **le site web [https:// www.google.com/search?q=globe+oculaire](https://www.google.com/search?q=globe+oculaire)**
12. **Sole P, Dalens H, Gnetou C.**
Bio ophtalmologie, les dioptries oculaires: le cristallin. Paris: Masson 1992,p 29-67.
13. **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.

14. **Sole P, Dollens H, Gentou C.**
Biophtalmologie, Rapport de la société Française d'Ophtalmologie. s.l. : (Edition Masson), 1992. p 29– 67.
15. **Hockin.O, Eckerskorn.U, Ohrloff.C.**
Physiologie du cristallin. Pais : Elsevier Masson, 1988, Vol. Encycl Med Chir . 21–024–B.12p
16. **A.Péchereau.**
La réfraction. Nantes : Ed A & J Péchereau, 2006.chap:1 p:4–8.
17. **Renouvin A, Fournié P, Soler A.**
Les évolutions du traitement de la cataracte. NPG neurologie–psychiatrie–gériatrie 2016;64–72.
18. **Kelman CD.**
Kelman the father of phacoemulsification. J Cataract Refract Surg 1997;23(8):1128–9.
19. **Brisseau P.**
Traité de la cataracte et du glaucome. Paris : L. d'Houry, 1709:272
20. **NHS Centre for Review sand Dissemination.**
Management of cataract. Effective Health Care,1996;2:1–12
21. **Charleux J.**
Extraction extracapsulaire avec implantation en chambre postérieure. EMC–Ophtalmologie (21–250–C–60).
22. **Docteur Damien Gatinel.**
Chirurgie de la cataracte en images, 2013. Disponible sur : (<https://www.gatinel.com/chirurgie-de-la-cataracte/chirurgie-de-la-cataracte-en-images/>)(consulté le 05/06/
23. **Kratz RP.**
Symposium: phacoemulsification difficulties, complications and management. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1974;78:18–21
24. **Maloney WF.**
An approach for beginning phacosurgeons. Implants Ophthalmol 1989; 4:96–101.

25. **Fine IH.**
The chip and flip phacoemulsification technique. J Cataract Refract Surg 1991; 17:281-91
26. **Gimbel HV.**
Divide and conquer neucleofractis phacoemulsification: development and variations. J Cataract Refract Surg 1991; 17:281-91
27. **Nagahara K.**
Aerican society of cataract and refractive surgery (ASCRS) Meeting: 2th May.1993.
28. **Can I, Takmaz T, and al.**
Comparison of Nagahara Phaco-chop and stop-chop phacoemulsification nucleotomy techniques. J Cataract Refract Surg 2004; 30:663-8
29. **Mackool R, Brint S.**
Aqualase: a new technology for cataract extraction. Curr Opin Ophthalmol 2004;1339-1345.
30. **le site web :** <http://www.ophtalmologie-bordeaux.fr/ophta-33/cataracte Aqualase.html>
31. **Amzallag T.**
Phacoémulsificateurs: évolution et autres techniques mécanisées de phaco-extraction. Reflex Ophtalmol 2004;73:10-5.
32. **Verges C, Llevat E.**
Laser cataract surgery: technique and clinical results. J Cataract Refract Surg 2003;1339-1345.
33. **Renouvin A, Fournié P, Soler A.**
Les évolutions du traitement de la cataracte. NPG neurologie-psychiatrie-gériatrie 2016;64-72.
34. **Trinh L, Denoyer A, Auclin F, Baudouin C.**
Chirurgie de la cataracte assistée par laser. Journal Français d'Ophtalmologie 2015;(15)00218-1
35. **Reddy K, Kandulla J, Auffarth G.**
Effectiveness and safety of femtosecond laser-assisted lens fragmentation and anterior capsulotomy versus the manual technique in cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2013;1297-1306.

36. **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 .
37. **JM, Legeais.**
Materials for intraocular lenses. London : ed. Textbook of ophthalmology, Volume 24,n°3.2002.
38. **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
39. **Al, Ethgen-bonnet M.**
Revue des implants ophtalmologique. le pharmacien, 2009 . ;44 :75-85.
40. **Jehl-rave, Maryline.**
Revue des implants intra-oculaire. euro pharma , octobre 2009 p-5
41. **Arné, jean-Louis, Turut, paul et Amzallag, Thierry.**
Chirurgie de la cataracte. paris : Elsevier masson, 2005. Chap17,p:172-175 .2-294-01721-8.
42. **Butcher.**
The reproducibility of biometry and keratometry measurements. London : s.n., 1991. 708- 11.
43. **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.
44. **McQueen B.R., Martinez C.E., Klyce S.D.**
Corneal topography in cataract surgery. s.l.: Curr Opin Ophthalmol, 1997 . 22-8, 8.
45. **T., Olsen.**
Sources of error in intraocular lens power calculation. 1992 , Vol. J Cataract Refract Surg. 125-9, 18.
46. **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.

47. **A, Shammas H.J.**
comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. 1984,
Vol. J Am Intraocul Implant Soc. 444-7., 10.
48. **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.
49. **Miglior S, Albe E, Guareschi M, Mandelli G, Gomarasca 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.
50. **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.
51. **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],
52. **W, Haigis.**
Optical coherence biometry. s.l. : Dev Ophthalmo, 2002 . 119-30, 34.
53. **KJ.Hoffer.**
The Hoffer Q formula : a comparison of theoretic and regression formulas. s.l. : Cataract
refract surg, 1993. 700-712.
54. **KJ.Hoffer.**
Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. s.l. : j Refract Surg,
1995. 490-3.
55. **LTEIF Y, GATINEL D.**
Intraocular lens power calculation after keratorefractive surger. s.l. : J FR Ophtalmol,
2008. 326-334. 147
56. **S.Isen.**
Calculation of intraocular lens power a review. s.l. : Acta Ophthalmol Scand, 2007. TO. 85
: 472-485.

57. **PRAGER T, HARDTEN D, FOGAL B length,**
Enhancing Intraocular lens outcome precision : an evaluation of axial determinations, keratometry, and IOL formulas. *s.l. : Ophthalmology Clinics of North America*, 2006. 19 : 435-44
58. **Manning CA, Kloess PM.**
Comparison of portable automated keratometry and manual keratometry for IOL calculation. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:1213-16
59. **Jansson F, Koch E.**
Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol* 1962;40:420-33
60. **Tromans C, Haigh PM, Biswas S, Lloyd IC.**
Accuracy of intraocular lens power calculation in paediatric cataract surgery. *Br J Ophthalmol*. 2001 Aug;85(8):939-41. doi: 10.1136/bjo.85.8.939. PMID: 11466250; PMCID: PMC1724100
61. **Larsen JS.**
The sagittal growth of the eye. 1. Ultrasonic measurement of the depth of the anterior chamber from birth to puberty. *Acta Ophthalmol* 1971;49:239-62
62. **Holladay JT.**
Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:1356-70
63. **Inatomi M, Ishii K, Koide R et al.**
Intraocular lens power calculation for microphthalmos. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:1208-12
64. **Hennessy MP, Chan DG.**
Contact versus immersion biometry for axial length before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(11):2195-219
65. **Lege BA, Haigis W.**
Laser interference biometry versus ultrasound biometry in certain clinical conditions. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2004;242(1):8-12

66. **Yang QH, Chen B, Peng GH, Li ZH, Huang YF.**
Accuracy of axial length measurements from immersion B-scan ultrasonography in highly myopic eyes. *Int J Ophthalmol.* 2014 Jun 18;7(3):441–5. doi: 10.3980/j.issn.2222–3959.2014.03.10. PMID: 24967188; PMCID: PMC4067656
67. **Hoffer KJ.**
The HofferQ formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(6):700–712
68. **Mba Aki T^{1,2}, Tsoumbou–Bakana G³, Matsanga Olive R^{1,2}, Mouinga Abayi A², Assoumou PA², Mve Mengome E².**
PREVALENCE OF REFRACTIVE ERRORS AFTER CATARACT SURGERY BY SMALL MANUAL INCISION WITHOUT SUTURE
69. **Laureano A. Rementeria–Capelo,¹ Jorge L. Garcia–Perez,¹ Juan Gros–Otero,¹ Aida Moran,¹ Jose´ M. Sanchez–Pina,¹ and Ines Contreras^{1,2}.**
Visual and Refractive Outcomes of Cataract Surgeries Performed in One Year in a Private Practice Setting: Review of 2714 Procedures
70. **Mats Lundström, MD, PhD, Mor Dickman, MD, PhD, Ype Henry, MD, FEBO, Sonia Manning, MD, FRCSI (Ophth), Paul Rosen, FRCS, FRCOphth, Marie–Jose Tassignon, MD, PhD, FEBO, David Young, PhD, Ulf Stenevi, MD, PhD.**
Risk factors for refractive error after cataract surgery
71. **Jean Wenceslas Diallo¹, Nonfounikoun Meda², Ahgbatouhabéba Ahnoux–Zabsonre², Claudette Yameogo¹, Mariam Dolo¹, Jérôme Sanou², Arsène Daboue¹.**
Résultats fonctionnels de la chirurgie de la cataracte par phacoalternative avec implantation en chambre postérieure
72. **Briesen S, Roberts H.**
Cataract surgery outcomes by temporal small incision technique with and without phacoemulsification, results of a prospective study from Kenya. *Ophthalmology.* 2012 May; 109(5): 462–7
73. **Bhalil, A¹ Benatiya, F Chraibi, H Tahri.**
Evolution à long terme de l'astigmatisme induit après phacoemulsification réalisée en cornée Claire, incision 3,2 mm. *Journal français d'ophtalmologie.* Avril 2009, vol 32 N°S I, p110

74. **Attebo K, Ivers RQ, Mitchell P.**
Refractive errors in an older population. s.l. : the Blue Mountains Eye Study, 1999.
106:1066
75. **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
76. **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.
77. **Sherwing J.C, Dean W.H, Schaeefers I, Courtright P, Metcalfe N.**
outcomes of manual small-incision cataract surgery using standard 22dioptre intra ocular
lens at Nkoma Eye Hospital. International ophth 2012, Aug 32(4) 341-7
78. **Guirou N, Napo A, Dougnou A, Bakayoko S, Sidibé F, Sidibé MK, Conaré I, Traoré L, Traoré J.**
Résultats fonctionnels de la chirurgie de la cataracte de l'adulte. J Fr Ophtalmol 2013 ; 36
: 19- 22.
79. **Diallo JW, Meda N, Ahnoux-Zabsonre A, Yameogo C, Dolo M, Sanou J, Daboue A.**
Résultats fonctionnels de la chirurgie de la cataracte par phacoalternative avec
implantation en chambre postérieure : A propos de 300 cas à Bobo Dioulasso (Burkina
Faso). Pan Afr Med J. 2015; 20: 230.
80. **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.
81. **Koch DD, Hill W, Abulafia A, Wang L.**
Pursuing perfection in IOL calculations
82. **Wang LI, Koch DD, Hill WE, Abulafia A.**
Pursuing perfection in IOL calculations. III. Critères d'analyse des résultats. (éditorial
invité). J Cataract Refract Surg 2017;43:999-1002
83. **Lundström M, Dickman M, Henry Y, et al.**
Facteurs de risque d'erreur de réfraction après chirurgie de la cataracte : analyse de
282 811 extractions de la cataracte signalées au Registre européen des résultats de
qualité pour la cataracte et la chirurgie réfractive. J Cataract Refract Surg 2018;44:447-
52.

- 84. Roszkowska AM, Urso M, Signorino GA, et al.**
Kératectomie photoréfractive après chirurgie de la cataracte dans des cas rares : résultats à long terme. *Int J Ophthalmol* 2018;11:612-5
- 85. Shioya M, Ogino N, Shinjo U.**
Change in postoperative refractive error when vitrectomy is added to intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:1217-1220
- 86. Then JT, Jap A, Chee Sp.**
Capsular block syndrome : a case series. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:462-467
- 87. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L.**
Contribution de l'astigmatisme cornéen postérieur à l'astigmatisme cornéen total. *J Chirurgie réfractaire de la cataracte* 2012 ; 38:2080-2087
- 88. Shalchi Z, Restori M, Flanagan D, Watson M.**
Gestion de la surprise réfractive Moorfields Eye Hospital. *Ann Ophthalmol (Skokie)*. 2007 ;39:209-216.
- 89. Lundstro €m M, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U.**
Lignes directrices factuelles pour la chirurgie de la cataracte : lignes directrices basées sur les données de la base de données du Registre européen des résultats de qualité pour la cataracte et la chirurgie réfractive. *J Cataract et Refract Surg* 2012 ; 38:1086-1093



قسم الطبيب

أقسم بالله العظيم

أن أراقب الله في مهنتي.

وأن أصون حياة الإنسان في كافة أطوارها في كل الظروف
والأحوال باذلة وسعي في انقاذها من الهلاك والمرض
والألم والقلق.

وأن أحفظ للناس كرامتهم، وأستر عورتهم، وأكتم سرهم.
وأن أكون على الدوام من وسائل رحمة الله، باذلة رعايتي
الطبية للقريب والبعيد، للصالح والطالح، والصديق والعدو.
وأن أثابر على طلب العلم، أسخره لنفع الإنسان.. لا لأذاه.
وأن أوقر من علمني، وأعلم من يصغرنني، وأكون أختاً لكل
زميل في المهنة الطبية متعاونين على البر والتقوى.
وأن تكون حياتي مصداق إيماني في سرّي وعلانيّتي،
نقية مما يشينها تجاه الله ورسوله والمؤمنين.

والله على ما أقول شهيد



أخطاء الانكسار بعد جراحة إعتام عدسة العين

الأطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم 2022 / 12 / 26

من طرف

السيدة أسماء برنهار

المزودة في 07 / 11 / 1994 بالزاك

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية:

إعتام عدسة العين - حساب الغرسة - خطأ انكساري.

اللجنة

الرئيس

ع. متوكل

السيد

أستاذ في طب العيون

المشرف

ف. العسري

السيد

أستاذ في طب العيون

الحكام

س. بلغميدي

السيدة

أستاذة مبرزة في طب العيون