

UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année : 2020

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Analyse à long terme des résultats réfractifs après une chirurgie de cataracte, une étude rétrospective menée sur 12 618 yeux.**

Présentée et soutenue publiquement le 5 octobre 2020 à 18h  
Au Pôle Formation de la faculté d'Henri Warembourg Lille 2.

**par Laurine GALIBERT DE METZ**

---

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur** *Jean-François ROULAND*

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur** *Pierre LABALETTE*

**Monsieur le Professeur** *François PUISIEUX*

**Monsieur le Docteur** *Thibault ROQUANCOURT*

**Directeur de thèse :**

**Monsieur le Docteur** *Clément GRUCHALA*

## **Avertissement**

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

## Table des matières

Résumé .....	7
Abréviations .....	9
Généralités .....	11
I. Introduction.....	12
a) La réfraction .....	12
Optique géométrique .....	12
Optique ondulatoire ou optique physique.....	14
Optique physiologique.....	16
Puissance optique de l'œil .....	18
Amétropies.....	19
Astigmatisme .....	20
Accommodation .....	24
Mesures des paramètres biométriques.....	26
Acuité visuelle.....	28
b) Anatomie du cristallin.....	35
Propriétés et anatomie .....	35
Embryogénèse .....	35
Capsule cristallinienne.....	38
c) Emmétropisation et évolution de la réfraction avec l'âge.....	39
Phénomène d'emmétropisation naturel .....	39
Maintien de l'emmétropie chez l'adulte et changements anatomiques liés à l'âge .....	42
Changements biochimiques du cristallin vieillissant .....	43
Evolution de la réfraction avec l'âge, ce que l'on sait : .....	43
Rôle de la cataracte dans l'évolution de la réfraction .....	45
Et la réfraction après la chirurgie de la cataracte ? .....	46
d) Histoire de la cataracte.....	48

e) Techniques chirurgicales.....	55
Anesthésie .....	55
Extraction intracapsulaire .....	58
Extraction extracapsulaire.....	58
Phacoémulsification .....	58
Laser-assisté et nouvelles techniques chirurgicales .....	62
f) Les différents implants .....	65
g) Calcul de l'implant, formules et constantes optimisées.....	79
Formules de régression linéaires.....	79
Formules théoriques .....	80
h) Vers des résultats réfractifs toujours plus précis .....	82
Epidémiologie de la cataracte .....	82
Age d'opération, augmentation de l'espérance de vie.....	85
Procès et plaintes, épidémiologie des procès post phacoémulsification, attente des patients. Une obligation de résultats ?.....	85
II. Matériel et Méthodes :.....	87
a) Critères d'inclusion.....	87
b) Critères d'exclusion .....	87
c) Données collectées.....	88
III. Résultats .....	89
a) Descriptif de l'effectif.....	89
Population .....	89
Implants .....	90
Chirurgiens.....	92
Analyse en fonction de l'âge.....	92
Analyse en fonction de la puissance dioptrique des implants .....	92
Analyse en fonction de l'amétropie postopératoire.....	93

Données analysées.....	94
Analyse statistique.....	95
b) Données préopératoires.....	96
d) Paramètres réfractifs, acuité visuelle et tonus oculaire sur l'ensemble de la population : critère de jugement principal.....	96
d) Facteurs influençant la réfraction .....	103
Âge .....	103
Sexe .....	105
Hypertension .....	106
Diabète.....	106
Classes d'implants.....	108
Implants monofocaux et multifocaux.....	109
Puissance des implants .....	113
Amétropie préopératoire.....	118
Chirurgiens réalisant une incision temporale.....	124
IV. Discussion .....	125
a) Analyse de la population.....	125
b) Analyse des implants posés.....	126
c) Evolution des paramètres réfractifs sur l'ensemble de la population .....	127
Equivalent sphérique .....	127
Sphère .....	128
Cylindre .....	129
Kératométrie et tonus oculaire .....	130
Acuité visuelle.....	130
Facteurs influençant la réfraction.....	131
e) Forces et limites .....	137
V. Conclusion .....	138

Laurine GALIBERT DE METZ

Bibliographie..... 139

## Résumé

**Purpose:** To report the evolution of refractive outcomes five years after cataract surgery.

**Design:** Retrospective analytical cross-sectional survey.

**Participants:** A total of 7,828 patients (12,618 eyes) who underwent phacoemulsification at the Flandres Ophthalmologic Center (Haut de France, France) from January 2008 to December 2013 were included in the study.

**Methods:** The surgical data from cataract surgeries were collected retrospectively. The consecutive consultation data were analyzed from the 15th postoperative day to December 2019. The change in refraction over time was estimated using linear mixed model analysis.

**Main Outcome Measures:** The refractive parameters (sphere, cylinder, mean keratometry) were analyzed separately and as spherical equivalents.

**Results:** The mean follow-up duration was five years. We did not find any significant evolution in the spherical equivalent after 5 years. The type of intraocular lens (IOL), patient's age during surgery, or the use a temporal incision did not influence the spherical equivalent significantly. Furthermore, the spherical equivalent was widely influenced by the pre-operative refraction: the mean rate of change in a hyperopic direction was 0.07 D/year (95% CI: 0.06 to 0.08,  $p < 0.001$ ) for the pre-operative sphere  $< -1$  D group, and 0.01 D/year (95% CI: 0.00 to 0.02,  $p = 0.004$ ) for the sphere  $[-1; 1[$  group. The mean rate of change in the myopic direction was -0.06 D/year (95% CI: -0.07 to -0.05,  $p < 0.001$ ) for the sphere  $\geq 1$  group. We also observed a significant positive evolution for IOL power between  $[9$  and  $15[$  and  $[15$  and  $21[$   $[0.07$  D/year (0.05 to 0.09),  $p < 0.001$  and 0.03 D/year

Laurine GALIBERT DE METZ

(0.02 to 0.04)  $p < 0.001$ , respectively]. The evolution of IOL power between [21 and 26[ and [26 and 32[ was negative, [-0.02 D/year (-0.03 to -0.01,  $p < 0.0001$ ) and -0.04 D/year (-0.06 to -0.02,  $p < 0.001$ ), respectively].

Conclusions: We did not observe any significant evolution in the spherical equivalent up to five years after cataract surgery. The analysis based on IOL power or pre-operative sphere highlighted a phenomenon of emmetropization 5 years after cataract surgery.

## **Abréviations**

D : Dioptrie,

YAG : neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet,

ICP : Implant de Chambre Postérieure,

PIO : Pression Intra-Oculaire,

CHU : Centre Hospitalier Universitaire,

MAR : Minimum Angle of Resolution,

DMLA : Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age,

AMM : Autorisation de Mise sur le Marché,

PMMA : polyméthacrylate de méthyle,

UV : Ultraviolet,

PHEMA : polyhydroxyéthyl méthacrylate,

MICS : Micro-Incision Cataract Surgery

SFO : Société Française d'Ophtalmologie

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

AV : Acuité Visuelle

QALY : Quality-Adjusted Life Year

ICER : Incremental Cost-Effectiveness Ratio

INSEE : Institut National des Statistiques et des Etudes Economiques,

Laurine GALIBERT DE METZ

ELP : Effective Lens Position,

HTA : Hypertension artérielle,

DREES : Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques,

HAS : Haute Autorité de Santé,

ENNS : Etude Nationale Nutrition Santé,

INSERM : Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale,

ASCRS : American Society of Cataract and Refractive Surgery,

## Généralités

Le Larousse définit un résultat comme « ce que l'on obtient en agissant dans un but défini ». Pour le chirurgien ophtalmologue, le résultat réfractif recherché lorsqu'il pratique la chirurgie de cataracte est le plus souvent l'emmétropie, autorisant une bonne acuité visuelle, et stable dans le temps. Outre une pratique chirurgicale rigoureuse, sur quels éléments peut s'appuyer le chirurgien pour maximiser ses chances d'obtenir le résultat réfractif recherché ? La réfraction post opératoire évolue-t-elle, et si oui quels sont les facteurs pouvant l'influencer sur le long terme ? Pouvons-nous adapter notre pratique aux caractéristiques patients ?

# I. Introduction

## a) La réfraction

### *Optique géométrique*

L'optique géométrique considère que la lumière se propage en ligne droite sous forme de rayons lumineux, réfléchis s'ils rencontrent un obstacle lisse, absorbés s'ils rencontrent un corps opaque, ou réfractés (réfringere = briser) s'ils rencontrent un milieu transparent différent.

Les principes généraux de l'optique géométrique furent énoncés par Snell et Descartes en 1637 :

- La lumière se propage en ligne droite, le sens positif de la direction étant de la gauche vers la droite.
- Objets et images se déplacent toujours dans le même sens.
- Un rayon lumineux changeant de milieu transparent, lorsqu'il heurte une surface de séparation appelée dioptre, subit une déviation ainsi qu'une réflexion. Les trois rayons, incident, réfléchi et réfracté sont dans le même plan contenant la perpendiculaire à la surface au point de contact. L'angle réfléchi et l'angle incident sont égaux, par rapport à la perpendiculaire.

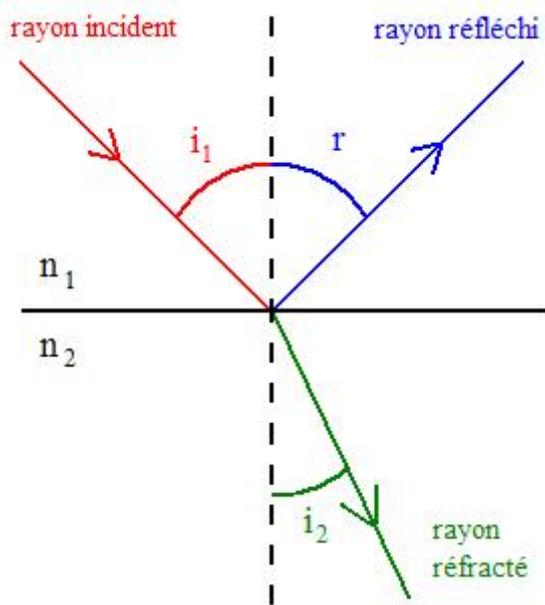


Figure 1: Représentation de la loi de Snell Descartes

Loi de Snell Descartes :

$$r = i_1$$

$$n_1 \times \sin i_1 = n_2 \times \sin i_2$$

La description géométrique de la lumière n'explique pas tous les phénomènes rencontrés, pour cela il faut faire appel à la notion de photons, c'est l'optique corpusculaire. Chaque particule étant reliée à une onde, définie par une longueur d'onde proportionnelle à sa masse et à sa vitesse, la notion d'optique ondulatoire est introduite.

## *Optique ondulatoire ou optique physique*

Les lois de la réfraction de l'optique géométrique ne s'appliquent plus quand les objets rencontrés par la lumière deviennent de plus en plus petits : on parle alors de diffraction, caractérisant l'optique ondulatoire.

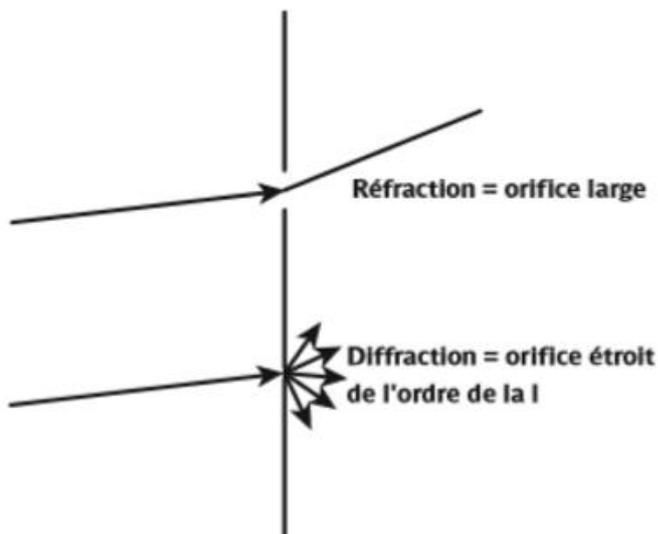


Figure 2: Réfraction et Diffraction : issu du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes

La diffraction se caractérise par une déviation de la lumière par rapport à ce qui est attendu selon les lois de l'optique géométrique. Les rayons lumineux se comportent comme une onde électromagnétique classique, définie par une longueur d'onde, une fréquence et une amplitude. Lorsque le front d'onde rencontre des milieux transparents d'indices différents, on parle de déformation du front d'onde : la lumière ne se propage plus à la même vitesse, et peut être interprétée comme un phénomène d'interférences intéressant un nombre infini d'ondes. L'analyse du front d'onde constitue l'aberrométrie.

En ce qui concerne le globe oculaire, le bord pupillaire est la principale source de diffraction de la lumière. Les effets de la diffraction – qui contribue à la formation de l'image rétinienne – sont négligeables pour un diamètre pupillaire supérieur à deux millimètres. En deçà, elle induit une dégradation de la qualité optique, augmentant par ailleurs la profondeur de champ. Le phénomène de diffraction induit un élargissement de la tache focale rétinienne : l'image d'un point est une tâche correspondant à un étalement lumineux : la diffraction réduit le stigmatisme.

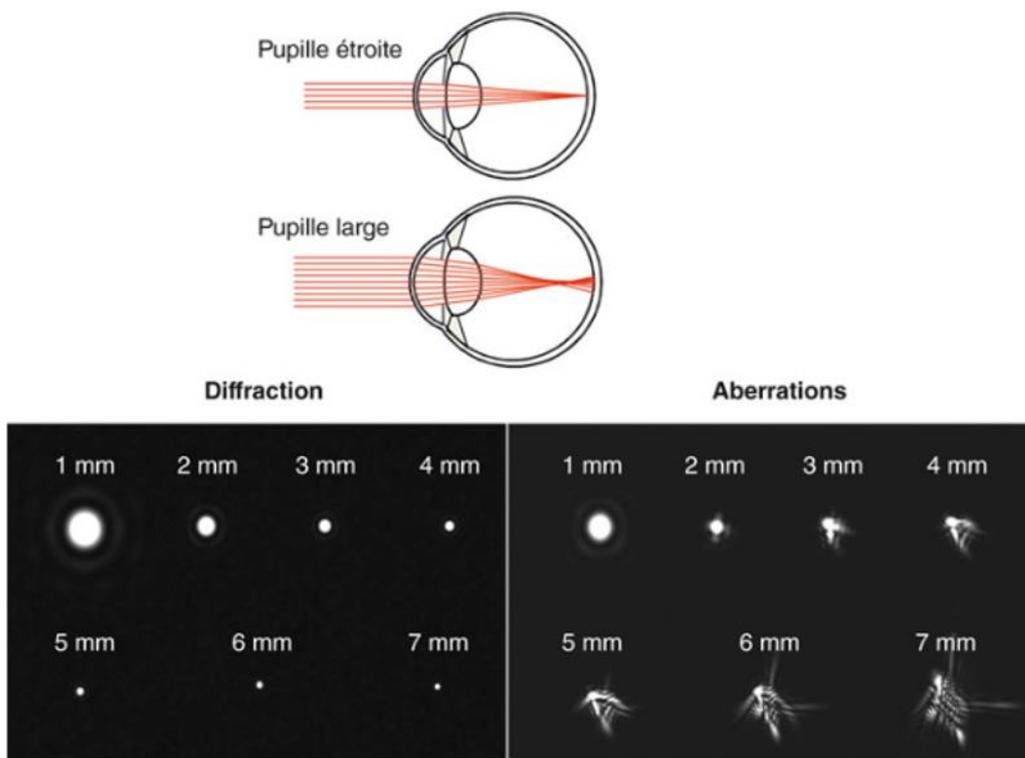


Figure 3 : Diffraction lumineuse et aberrations optiques en fonction du diamètre pupillaire. Rapport SFO presbytie.

## *Optique physiologique*

L'optique physiologique a pour objectif, quant à elle, d'analyser le système dioptrique de l'œil, dont le but est de donner une image nette sur la rétine d'un objet visuel.

Les dioptries constituant le système optique de l'œil étant trop nombreux, des systèmes de simplification (« œil réduit ») se sont imposés. Ces réductions imposent des approximations dans les calculs, acceptables dans la mesure où l'erreur introduite est inférieure à l'incertitude de mesure sur l'élément considéré. L'œil réduit est essentiellement composé de la cornée et du cristallin, ayant chacun leurs plans principaux.

### Œil réduit classique :

Inclut la cornée (environ 42 dioptries), le cristallin (22 dioptries), la longueur axiale (L)(23mm) et la distance entre le plan principal objet et la cornée (DFP) :

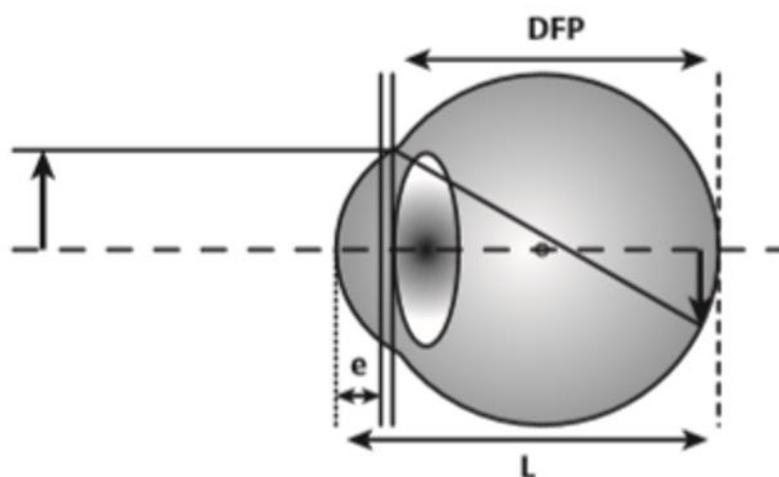


Figure 4 : Œil réduit classique, Colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes

A noter que la cornée est composée d'un dioptré cornéen antérieur convergent (de l'ordre de 48 dioptries) et d'un dioptré cornéen postérieur divergent (de l'ordre de -6 dioptries). Le rayon de courbure cornéen antérieur est de l'ordre de 7.8mm, le rayon postérieur de 6.5mm. Dans le modèle d'œil simplifié, on assimile la cornée à un seul dioptré sphérique de 42 dioptries. Un tel dioptré aurait un rayon de 7.97mm, proche du rayon de la face antérieure de la cornée. Pour calculer le pouvoir optique de la cornée, on peut diminuer légèrement l'indice d'humeur aqueuse, soit employer un indice dit « minoré » à  $n=1.333$  (au lieu de  $n=1.336$ ). Cette approximation permet de s'approcher encore plus de la valeur réelle initiale du rayon de courbure antérieure. Cet indice « minoré » est ainsi largement utilisé dans les logiciels des kératomètres et topographes. Au sein du dioptré cornéen antérieur, le dioptré composé de l'interface air-film lacrymal est le plus important (environ 43 dioptries), quand le dioptré film lacrymal-surface épithéliale ne représente que 5 dioptries.

Concernant le cristallin, son pouvoir optique est également fonction de ses rayons de courbures antérieurs et postérieurs, de son indice de réfraction et de son épaisseur. Néanmoins, il semble que les différences de vergence d'un cristallin en repos accommodatif dans la population soient moins importantes que les différences liées au pouvoir optique de la cornée. Ce phénomène s'explique car les différences d'indices réfractifs entre le cristallin et les milieux dans lequel il baigne sont 4 fois moins importantes que pour la cornée.

## *Puissance optique de l'œil*

Le pouvoir réfractif de l'œil désigne le pouvoir réfractif global du globe, résultant de la somme du pouvoir réfractif de l'ensemble des milieux oculaires. Il peut être modélisé par la formule suivante :

$$D = n' - n/r$$

Avec  $D$  le pouvoir réfractif des surfaces de transition (en dioptrie).

$n$  et  $n'$  les indices de réfraction des milieux, de part et d'autre de la surface de transition.

$r$  = rayon de la surface de transition, en mètre.

Dans l'œil emmétrope (eu-metron, bonne mesure), la réfraction globale de l'œil (rayon de courbure cornéen et puissance du cristallin) et la longueur axiale sont en adéquations, permettant une parfaite focalisation rétinienne.

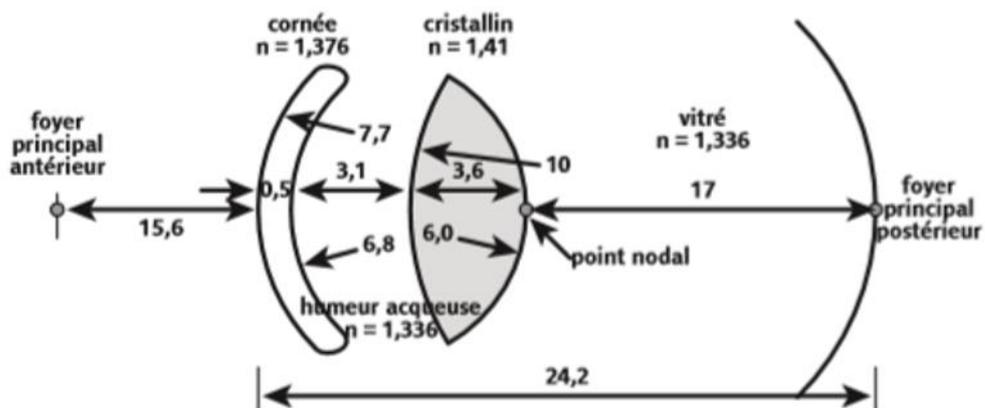


Figure 5 : Indices de réfraction et rayons de courbures des milieux oculaires, issu du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes.

## *Amétropies*

L'amétropie (a-metron, qui n'a pas la bonne mesure) traduit un défaut de mise au point rétinienne de l'objet image situé à l'infini. Les variables biométriques répondent à une moyenne, et à une certaine variance autour de cette moyenne : l'œil n'est pas nécessairement emmétrope.

On définit :

Les amétropies axiales, défaut de focalisation lié à la longueur de l'œil et les amétropies de puissance, liées à des vergences optiques modifiées.

Les amétropies peuvent être stigmatiques (un point objet donne un point image) ou astigmatiques (un point objet donne deux focales images) selon la qualité de la défocalisation :

- Amétropies myopiques : l'image d'un objet situé à l'infini est située en avant de la rétine, la myopie peut être axiale (le plus fréquent, œil trop long), de puissance ou de courbure (vergence de l'œil augmentée, soit en raison d'une augmentation de puissance du cristallin, soit d'une cornée trop bombée)
- Amétropies hypermétropiques : l'image d'un objet situé à l'infini est située en arrière de la rétine. Elles se divisent en hypermétropie axiale (œil trop court) ou de vergence (manque de pouvoir dioptrique, cornée trop plate ou aphakie)

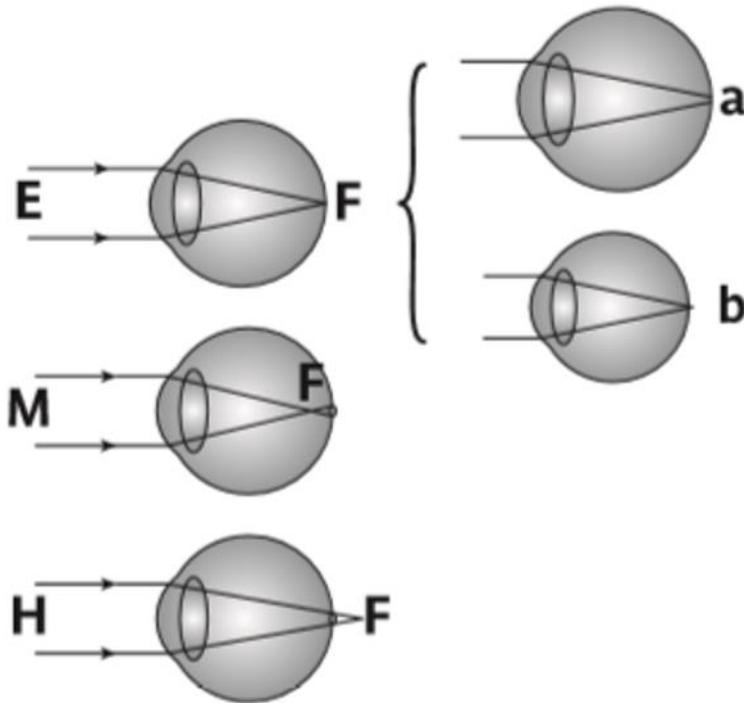


Figure 6 : E œil emmétrope, M œil myope et H œil hypermétrope, issu du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes

## ***Astigmatisme***

Le propre d'une aberration optique est de réduire le stigmatisme : l'astigmatisme est une aberration optique particulière, diminuant le pouvoir de résolution du système optique.

L'astigmatisme caractérise un système optique dont la puissance varie de manière continue entre un minimum et un maximum selon les méridiens, dont les vergences extrêmes représentent les axes. Dans un tel système optique, un point objet donnera deux images focales perpendiculaires entre elles, l'une plus près de l'optique et perpendiculaire au méridien le plus puissant, l'autre éloignée de l'optique et perpendiculaire au méridien

le moins puissant. L'ensemble des focalisations des points objets décrit la conoïde de Sturm.

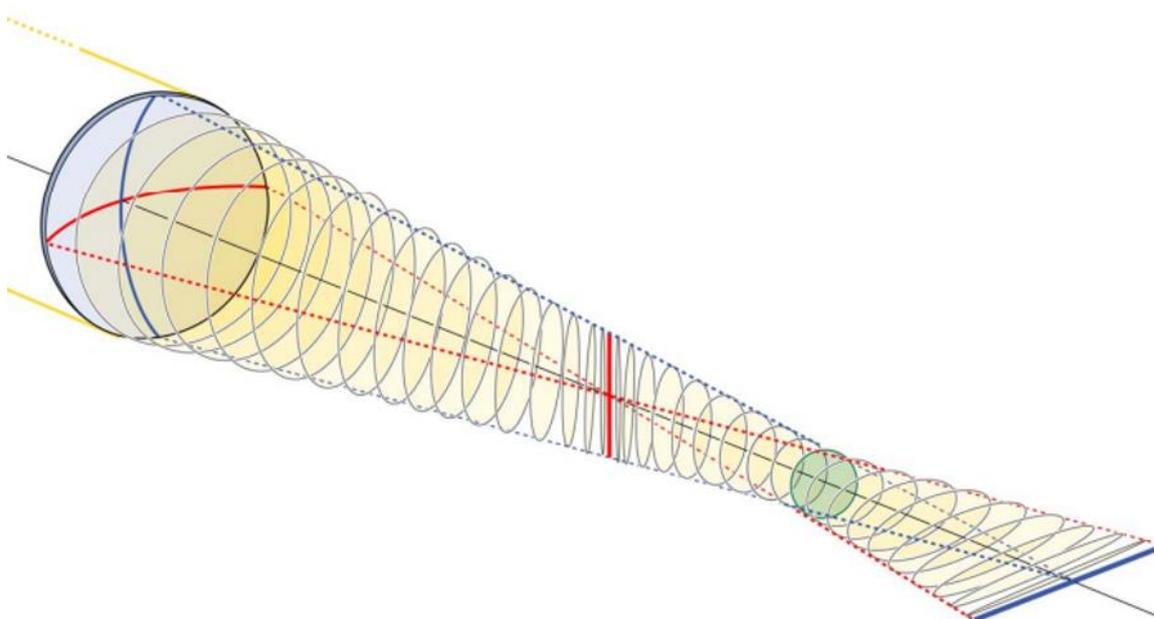


Figure 7 : Conoïde de Sturm.

Un astigmatisme est dit régulier s'il varie régulièrement entre les deux méridiens extrêmes. Il est conforme à la règle si la courbure verticale de la cornée est plus forte que la courbure horizontale, soit conforme à l'astigmatisme physiologique lié au poids de la paupière supérieure sur le globe. Au contraire, si la courbure verticale de la face antérieure de la cornée est plus faible que la courbure horizontale, l'astigmatisme est inverse ou non conforme à la règle.

L'astigmatisme est donc :

- Conforme quand les méridiens verticaux ( $60^{\circ}$ - $120^{\circ}$ ) sont plus puissants que les méridiens horizontaux ( $0$ - $30^{\circ}$  et  $150$ - $180^{\circ}$ ).

- Inverse quand les méridiens verticaux sont moins puissants que les méridiens horizontaux.
- Oblique dans les situations intermédiaires.

Il peut être, selon l'orientation des focales :

- Myopique simple (une focale dans le plan rétinien et une focale en avant de la rétine).
- Hypermétropique simple (une focale dans le plan rétinien et une focale en arrière de la rétine).
- Myopique composé : les deux focales sont en avant de la rétine.
- Hypermétropique composé : les deux focales sont en arrière de la rétine.
- Mixte : les deux focales de part et d'autre de la rétine.
- Régulier s'il est corrigible par une correction optique, et correspond alors à une aberration optique de bas degré.
- Irrégulier s'il est associé à une aberration optique autre que l'astigmatisme régulier.

Le terme astigmatisme irrégulier regroupe l'ensemble des aberrations de haut degré. Un astigmatisme irrégulier peut être lié à une affection cornéenne (kératocône, dégénérescence pellucide), ou interne (ectopie cristallinienne, cataracte).

- Cornéen : s'il est associé à une toricité de la cornée, soit une déformation régulière de la cornée résultant en une inégalité de courbure des méridiens de la face antérieure.
- Interne : s'il est lié à une déformation du cristallin ou d'une autre structure intraoculaire.

En ophtalmologie, l'astigmatisme est défini comme la magnitude de différence de puissance entre ses méridiens principaux (maximale et minimale), exprimée ainsi en puissance positive, et un axe. L'axe correspond, en degrés, à l'angle entre le méridien le plus cambré et le plan horizontal (0-180°).

### ***Equivalent sphérique***

L'équivalent sphérique modélise la puissance effective de focalisation de l'œil si l'on ne considère que les aberrations sphériques. Il est fonction de la sphère et du cylindre et est défini par la formule :

$Eq = \text{puissance de la sphère} + (1/2 \text{ cylindre}) \text{ en dioptrie}$
---

Avec le cylindre exprimé en dioptrie négative.

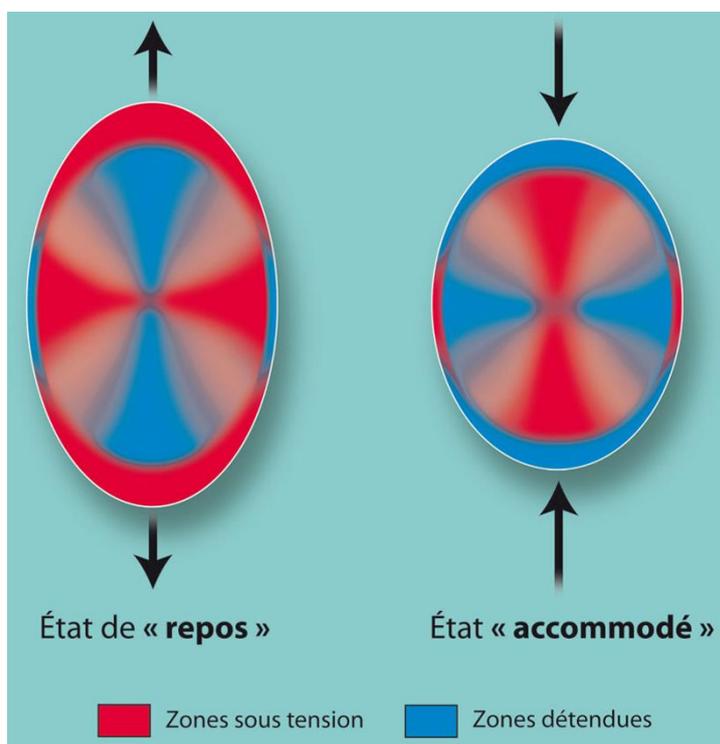
Les dioptries sont l'unité de la puissance optique et permettent de quantifier un défaut de vergence. Elles qualifient la magnitude d'un défaut optique.

L'unité dioptrie est équivalente à l'inverse du mètre : c'est donc l'inverse d'une distance.

En dehors de toute amétropie, l'œil est un appareil optique permettant de voir net à différentes distances grâce à un processus appelé accommodation. L'accommodation représente la capacité du globe oculaire à adapter de façon synchrone son pouvoir réfractif, de sorte que l'image d'un objet visuel soit reproduite nette sur la rétine, à condition que l'objet soit situé entre le punctum proximum (point le plus rapproché que l'œil est capable de voir net) et le punctum remotum (point le plus éloigné, l'infini pour un œil emmétrope). Entre les deux points s'étend l'amplitude accommodative ou profondeur de champ.

## ***Accommodation***

L'accommodation est un phénomène réflexe partiellement dissociable, déclenché par un flou rétinien, entraînant une modification de la puissance du cristallin. Il en résulte la contraction des fibres circulaires du muscle ciliaire, entraînant alors un relâchement de la zonule, ce qui provoque une augmentation de la courbure antérieure du cristallin et de son pouvoir réfractif. L'accommodation et son inverse, la désaccommodation, sont des processus actifs, d'innervation parasympathique pour l'accommodation et sympathique pour la désaccommodation.



*Figure 8 : Illustration des contraintes zonulaires appliquées au cristallin, issue du rapport SFO presbytie*

L'amplitude d'accommodation varie au cours de la vie, suivant une courbe sigmoïde où l'âge est pondéré de façon exponentielle (1). A la naissance, l'accommodation serait de

14 dioptries (D) chez le nourrisson, puis la réserve accommodative suit un plateau de la 20<sup>ème</sup> semaine de vie jusqu'au milieu de la deuxième décennie avec une réserve accommodative supérieure à 7D. Celle-ci décroît linéairement jusqu'à 45 ans, pour un pouvoir résiduel accommodatif objectivé à 0.25D à partir de 55 ans (2). Néanmoins, une faculté d'adaptation à la vision de près reste possible - entre 0.5 et 1.5 dioptries - liée par exemple au myosis sénile qui offre un potentiel pseudo accommodatif variable en rapport avec l'augmentation de la profondeur de champ (3).

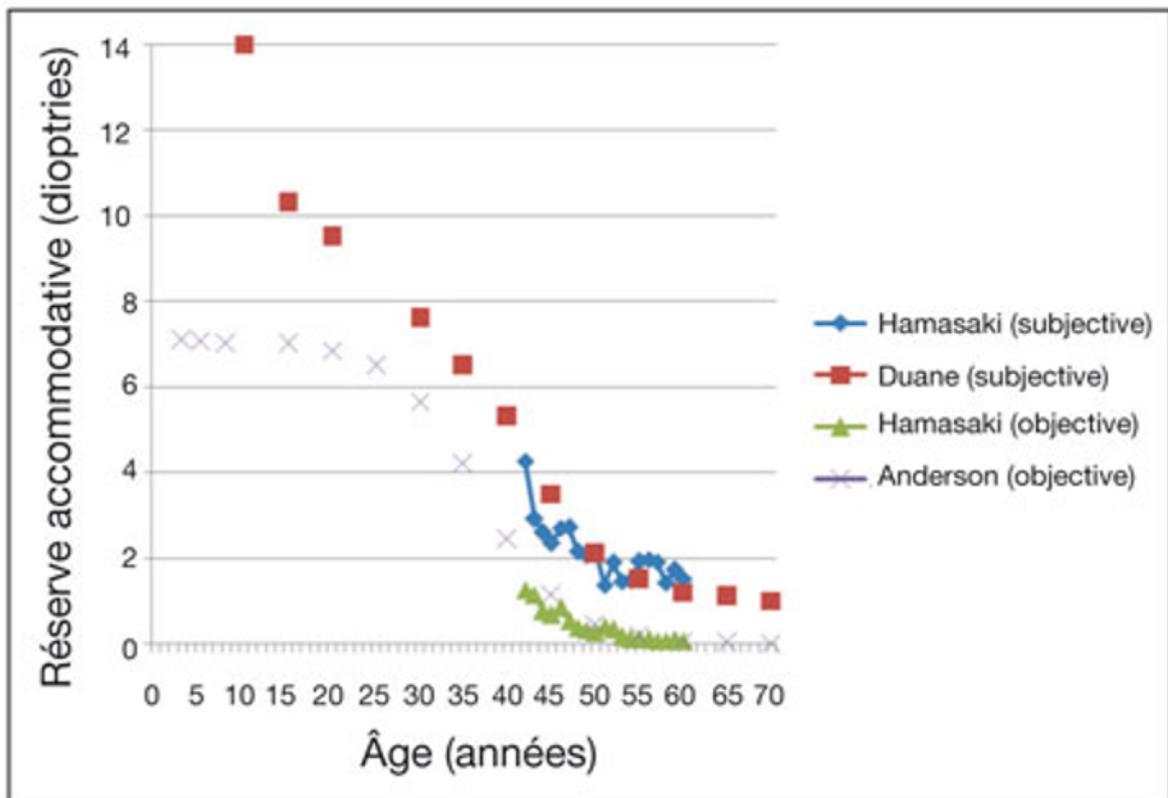


Figure 9 : Variation de la réserve accommodative en fonction de l'âge, mesurée objectivement (triangles, croix) et subjectivement (carrés, losanges). Issu du rapport SFO Presbytie, données de Duane, Hamasaki et Anderson.

Laurine GALIBERT DE METZ

L'examen de la réfraction a pour objectif de caractériser le défaut optique de l'œil, résultant de variations au sein des paramètres biométriques : la longueur axiale, la puissance du cristallin et la courbure de la cornée.

## ***Mesures des paramètres biométriques***

### Réfractomètres

Les réfractomètres automatiques, apparus en France au milieu des années 70, se sont rapidement imposés - par leur fiabilité et leur reproductibilité - comme moyen principal de mesure de la réfraction. Ils reprennent les principes de la skiascopie et de la rétinoscopie, en projetant sur la rétine une image en lumière infrarouge. Le système de recueil des mesures est composé de récepteurs photosensibles et est couplé à un ordinateur.

Pour un œil emmétrope, l'image de la fente sera sur la rétine. Pour un œil myope, l'image de la fente se fera en avant de la rétine, la mire de désaccommodation fera alors un mouvement négatif pour atteindre la rétine.

Pour un œil hypermétrope, l'image de la fente se fera en arrière de la rétine, la mire fera alors un mouvement positif pour atteindre la rétine.

Les réfractomètres automatiques allient précision (pas de 0.01 à 0.25 dioptries), rapidité et large gamme de mesures.

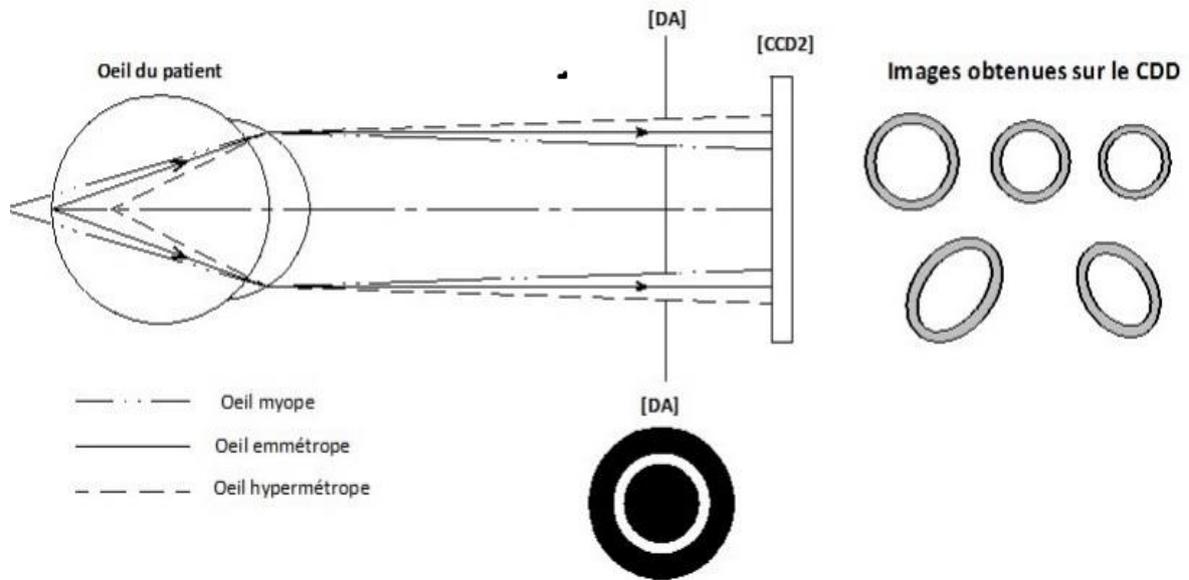


Figure 10 : Mesure des amétropies par un réfractomètre. Capteur [CDD] mesurant les faisceaux réfléchis par la rétine sous forme d'une image annulaire donnée par le diaphragme [DA]. Les calculs sont effectués en capturant la mire circulaire projetée sur la cornée du patient sous forme d'une image afin de mesurer le rayon de courbure cornéen et la direction du méridien le plus bombé.

### Kératométrie, kératomètres, topographes

La kératométrie consiste en l'étude morphologique des paramètres cornéens intervenants dans la réfraction du sujet. La réfractométrie quant à elle analyse l'œil dans sa globalité. Les kératomètres manuels (Javal, Helmholtz, Sutcliffe) peuvent déterminer l'astigmatisme de la face antérieure de la cornée, donnant la place des deux focales principales l'une par rapport à l'autre. Ils mesurent la puissance cornéenne entre deux points distants de 3 mm, présumant du fait que la cornée est sphérique entre ces deux points, et extrapolent la zone centrale.

Les kératomètres automatiques mesurent 4 points sur un diamètre compris entre 2.8 et 3.7mm, fonction de la prolativité cornéenne. Couplés avec un Placido, ils permettent de

mettre en évidence une irrégularité cornéenne sans pour autant pouvoir la quantifier. Souvent associés aux réfractomètres, ils ont l'avantage d'être plus précis (360 mesures sur 3mm), plus rapides (0.1s) et plus reproductibles.

La kératométrie mesurée par IOLMaster mesure 6 points sur un diamètre de 2.5mm, la mesure étant plus proche du centre, l'extrapolation de la zone centrale est moindre : la mesure est ainsi plus précise.

Les topographies cornéennes permettant une évaluation qualitative et quantitative de l'astigmatisme sont divisées en deux catégories : le disque Placido, utilisant des mires réfléchives concentriques, et les enregistreurs de l'élévation et de dépression cornéenne, par balayage ou caméra rotative.

Les tomographes - ou topographes d'élévation - présentent l'intérêt principal de mesurer la kératométrie centrale, et s'affranchissent ainsi de l'extrapolation de la zone centrale aveugle. Ils peuvent, en outre, mesurer la puissance de la face postérieure de la cornée et reconstruire une image tridimensionnelle du volume cornéen.

### *Acuité visuelle*

La notion d'acuité visuelle commune fait référence au minimum séparable, soit la distance minimale pour que deux points distincts soient correctement discernés, de contraste maximal. L'angle sous lequel est vu cette distance correspond à l'acuité angulaire ou MAR (Minimum Angle Resolution), dont la référence de normalité est d'une minute d'arc, correspondant à la moyenne de l'acuité des individus emmétropes exempts de pathologie oculaire. L'astronome Hooke avait, dès le 17ème siècle, émis l'hypothèse

Laurine GALIBERT DE METZ

que les étoiles de la voute céleste pouvaient être séparées par la majorité des observateurs si leur angle minimum de séparation était d'une minute d'arc (soit  $1/60^{\text{ème}}$  de degré).

L'acuité visuelle est égale à l'inverse de l'angle minimum de résolution (MAR) en minute d'arc. Un angle d'une minute équivaut alors à une acuité de 1/1. En France, il est d'usage de rapporter cette valeur en fraction de dixième, avec par conséquent dix dixièmes d'acuité correspondant à une minute d'arc.

Le pouvoir séparateur de l'œil définit la capacité de ce dernier à séparer des pics d'intensité lumineuse. Il est fonction de la qualité optique de l'œil et de la densité des photorécepteurs réiniens.

En théorie, selon le théorème de Nyquist, l'acuité visuelle maximale est fonction de l'écart séparant chaque cône, écart de l'ordre de 3 microns. La fréquence d'échantillonnage est au plus égale à la moitié de la fréquence des cônes. Cela implique un angle minimal de séparation de 0.5 minute d'arc, soit une acuité visuelle théorique maximale de 20/10.

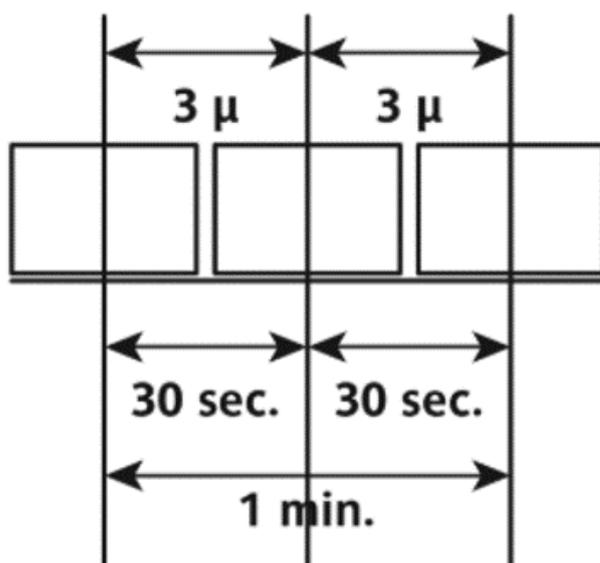


Figure 11 : Représentation schématique des cônes et minimum séparable. Ecole d'Orthoptie de Nantes.

Il semblerait alors souhaitable d'employer une échelle allant jusqu'à 20/10<sup>ème</sup>.

En pratique, cette acuité visuelle théorique est limitée par les phénomènes de diffraction en cas de diamètre pupillaire étroit, et par les aberrations optiques d'ordre supérieur quand le diamètre pupillaire augmente. Ces phénomènes sont liés à la nature ondulatoire de la lumière : plus le diamètre pupillaire est petit et plus la longueur d'onde est grande, plus l'étalement du pic d'intensité lumineuse sera important.

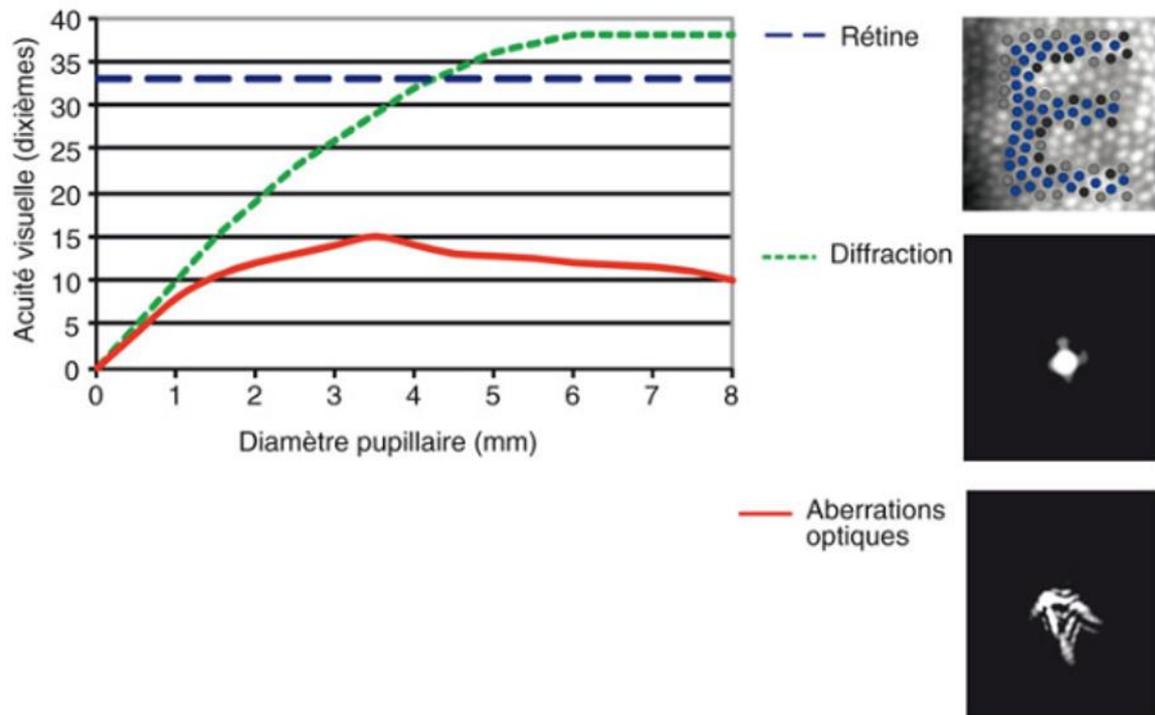


Figure 12 : Acuité visuelle théorique en fonction du diamètre pupillaire et de la diffraction, des aberrations optiques d'ordre supérieur, de l'échantillonnage par les photorécepteurs rétiniens. Issu du rapport SFO Presbytie.

Le pouvoir séparateur de l'œil revient également à calculer la distance entre deux sources d'intensité lumineuse produisant des pics séparés sur la fovéa. Le critère de Rayleigh avance qu'il n'est possible de séparer deux pics d'intensité lumineuse (ou tache d'Airy) qu'à condition que leur espacement soit supérieur à la moitié du diamètre de chacun. Cette distance est égale à 4 microns environs, ce qui correspond à un angle de 0.8 minute d'arc soit 12/10 - pour une longueur d'onde de 580 microns, un point nodal à 17mm et un diamètre pupillaire de 3mm. Si le diamètre pupillaire augmente, le pouvoir séparateur de l'œil devrait théoriquement augmenter. Pour un diamètre pupillaire de 6mmn, les phénomènes de diffraction réduisent le diamètre de la tache d'Airy, augmentant le pouvoir de résolution théorique. Pour un diamètre pupillaire inférieur à 2-3mm, le

diamètre des taches d’Airy augmente, le pouvoir de résolution du système optique diminue.

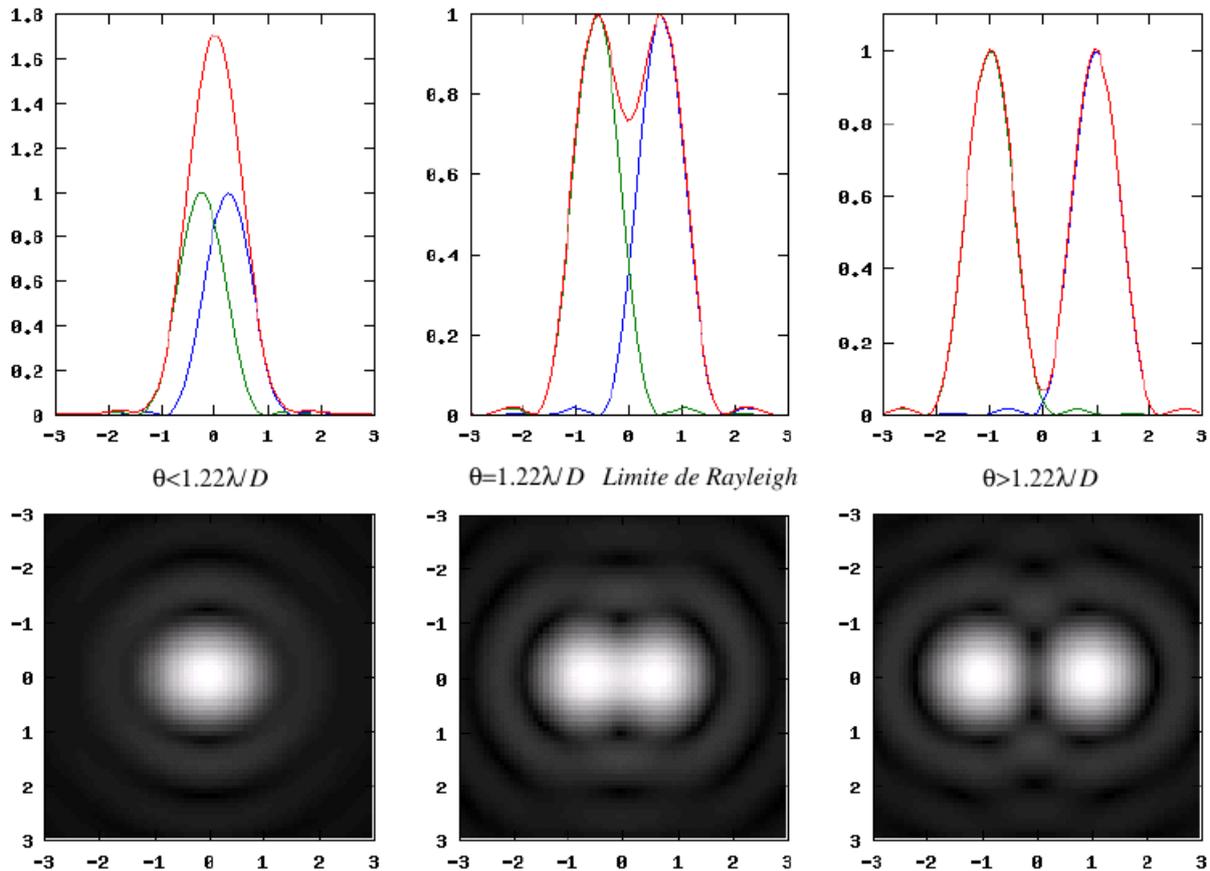


Figure 13: Image de deux points-source par une pupille circulaire de diamètre  $D$ . La limite de résolution est atteinte lorsque l’angle de séparation entre les deux points-source  $\Theta$  est égal à  $1.22\lambda/D$  (critère de Rayleigh). Issu du polycopié de l’université de Nice.

Dans notre étude, la mesure de l’acuité visuelle a été effectuée à l’aide de l’échelle de Monoyer employant des optotypes, et non pas des points. La reconnaissance d’un optotype suppose de reconnaître les éléments qui le composent, et connaissant le pouvoir séparateur de l’œil, il est alors possible de calculer l’angle minimal des éléments permettant d’identifier une lettre.

Dans l'échelle de Monoyer, la progression de l'échelle est géométrique. Le passage d'une acuité de 1 à 2 dixièmes est équivalent au passage de 5 à 10 dixièmes, puisque dans les deux cas l'angle minimal de résolution est divisé par deux.

Il en découle deux inconvénients principaux :

- Dans les fortes valeurs d'acuité visuelle, une surestimation est possible entre les différents niveaux puisque les écarts entre les lignes sont extrêmement faibles.
- Les gains d'acuité seraient alors surestimés en cas d'acuité visuelle haute, et sous-estimés dans les basses acuités visuelles.

<b>AV Monoyer</b>	<b>Minutes d'Arc</b>	<b>% Eff.</b>
0,1	10	100 %
0,2	5	50 %
0,3	3,33	33 %
0,4	2,5	25 %
0,5	2	20 %
0,6	1,67	17 %
0,7	1,43	14 %
0,8	1,25	13 %
0,9	1,11	11 %
1	1	

Figure 14 : Pourcentage de variation de l'efficienc visuelle entre deux lignes d'optotypes de l'Echelle de Monoyer. Issu du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes.

Il semble alors plus logique que la progression de l'acuité visuelle soit arithmétique, comme l'échelle logMAR, permettant un intervalle de variation de l'efficacité visuelle constant entre chaque ligne. Cette échelle emploie le logarithme décimal de l'angle minimal de résolution avec les formules suivantes :

**Acuité LogMAR = -Log(dixième d'acuité visuelle)**

**Acuité visuelle décimale = 1 /10 acuité LogMAR**

<b>AV Log</b>	<b>Minutes d'Arc</b>	<b>% Eff.</b>
-1	10	26 %
-0,9	7,94	26 %
-0,8	6,31	26 %
-0,7	5,01	26 %
-0,6	3,98	26 %
-0,5	3,16	26 %
-0,4	2,51	26 %
-0,3	2	26 %
-0,2	1,58	26 %
-0,1	1,26	26 %
0	1	

Figure 15 : Pourcentage de variation de l'efficacité visuelle entre deux lignes d'optotypes sur une échelle logarithmique. Issu du Colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes.

## **b) Anatomie du cristallin**

### *Propriétés et anatomie*

Le cristallin est une lentille optique de l'œil située dans la chambre postérieure, en arrière de l'iris et en avant de la cavité vitréenne. C'est une structure transparente et avasculaire, suspendue au niveau de l'équateur par l'intermédiaire de la zonule cristallinienne à l'anneau formé par l'ensemble des corps ciliaires. Il est en rapport antérieurement avec l'iris et son orifice pupillaire, et les corps ciliaires en dehors, formant ainsi la chambre postérieure. Ses rapports postérieurs sont essentiellement la hyaloïde antérieure via la zone d'adhérence de Wieger et le corps vitré.

Le cristallin est une lentille biconvexe, avec une face antérieure moins cambrée (rayon de courbure antérieur d'environ 10mm) que la face postérieure (rayon de courbure postérieur d'environ 6mm). A l'âge adulte, l'épaisseur du cristallin varie entre 3.5 et 5mm au repos (soit en dehors de toute accommodation), et son diamètre équatorial est d'environ 9mm.

Le cristallin est une lentille anisotrope : son indice de réfraction n'est pas uniforme, la valeur de celui-ci décroît du centre (environ 1.406) vers l'équateur (1.386), et du centre vers les pôles. Ces différences sont liées à la distribution des protéines cristalliniennes : leur concentration décroît du noyau vers le cortex superficiel.

### *Embryogénèse*

Le cristallin a un développement particulier. Issu de l'ectoderme, il provient de l'invagination des placodes cristalliniennes, formant une cavité optiquement vide qui sera

comblée peu à peu par les cellules épithéliales antérieures, cellules qui continueront de croître au cours de la vie. L'épithélium postérieur quant à lui se transforme en fibres postérieures. Les cellules germinatives sont donc situées dans la région pré-équatoriale antérieure, directement en arrière de la capsule antérieure, et s'allongent et se multiplient dans l'axe antéropostérieur pour migrer vers l'équateur. Les cellules les plus récentes sont situées sous la capsule (donc plus superficielles) et refoulent les plus anciennes vers le centre. Au cours de ce processus, les cellules cristalliniennes équatoriales perdent leurs organelles cellulaires, notamment le noyau, et deviennent les fibres cristalliniennes. Ce phénomène explique l'organisation en différentes couches du cristallin. Celles-ci se décomposent en un noyau embryonnaire et un noyau fœtal, constitués in utero, un noyau adulte se développant de la naissance à l'adolescence, et un cortex, composé des fibres les plus récentes, constitué après l'adolescence.

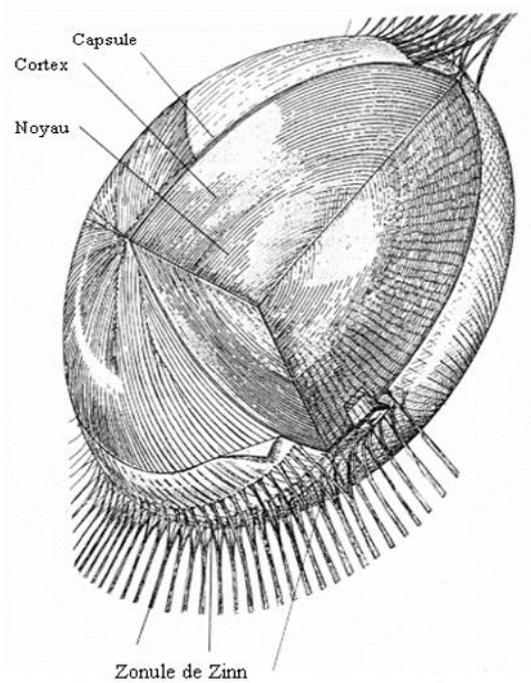


Figure 16 : Schéma en coupe du cristallin.

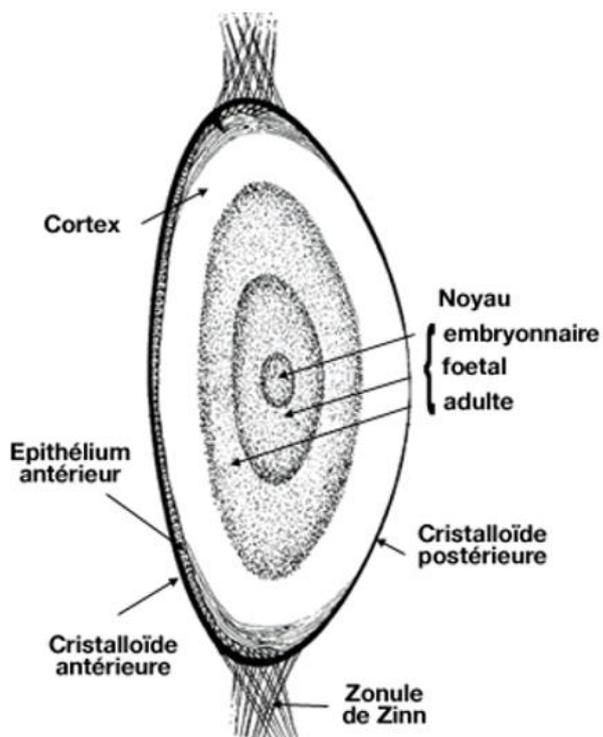


Figure 17 : Schéma en coupe du cristallin (2).

### *Capsule cristallinienne*

La capsule du cristallin est l'enveloppe constituée de collagène entourant le cristallin. Histologiquement une membrane basale hypertrophiée, elle possède des propriétés élastiques autorisant sa mise en tension par la zonule, permettant par là même le phénomène d'accommodation. La perte de la souplesse de la capsule cristallinienne au cours du temps et la diminution de sa plasticité expliquent en partie le mécanisme de la presbytie. Lors de la contraction du muscle ciliaire et du relâchement de la zonule, celle-ci se déforme moins, ce qui induit une moindre augmentation du pouvoir optique du cristallin. En effet, le collagène IV de la capsule subit un cross-linking naturel avec le temps, et s'accumule sans se renouveler. Il en résulte une augmentation de l'épaisseur capsulaire, qui double entre la deuxième et la huitième décennie. Sa rigidité augmente en parallèle, et son extensivité diminue. On estime que la capsule perd 50% de sa plasticité entre 10 et 75 ans (4), et que sa rigidité augmente d'un facteur 10 sur une vie de 100 ans (5,6).

Le pouvoir réfringent du cristallin est de 38 à 42 dioptries chez le nouveau-né, pour atteindre 18.5 à 22 chez l'adulte. Lors de la première année de vie, les rayons de courbure antérieur et postérieur diminuent, le cristallin s'aplatit et sa puissance décroît. Ces modifications concourent au phénomène d'emmétropisation naturel de l'œil, soit le développement d'un rapport harmonieux entre la longueur axiale d'une part et les pouvoirs réfractifs de la cornée et du cristallin d'autre part.

## **c) Emmétropisation et évolution de la réfraction avec l'âge**

### ***Phénomène d'emmétropisation naturel***

Les erreurs réfractives ne sont pas un phénomène statique au cours de la vie : à la naissance, les erreurs réfractives sont distribuées en suivant une courbe gaussienne, dont le sommet correspond à +2D avec une déviation standard de +2.75D. Cette courbe, chez l'adulte, devient leptokurtique, soit bien plus étroite, dont le sommet est entre 0 et 1D, avec une déviation standard d'une dioptrie seulement (7). Cette évolution est expliquée par le phénomène naturel d'emmétropisation du globe, phénomène à la fois actif et passif, se déroulant principalement au cours des premières années de vie. L'ensemble des processus concourants à l'emmétropisation ne sont pas parfaitement connus. L'accommodation pourrait jouer un rôle, mais ni son blocage ni la section du nerf optique n'arrête l'emmétropisation (8). L'intervention de facteurs de croissance et de neurotransmetteurs, dont le taux serait modulé par l'activité rétinienne, est à l'étude (9).

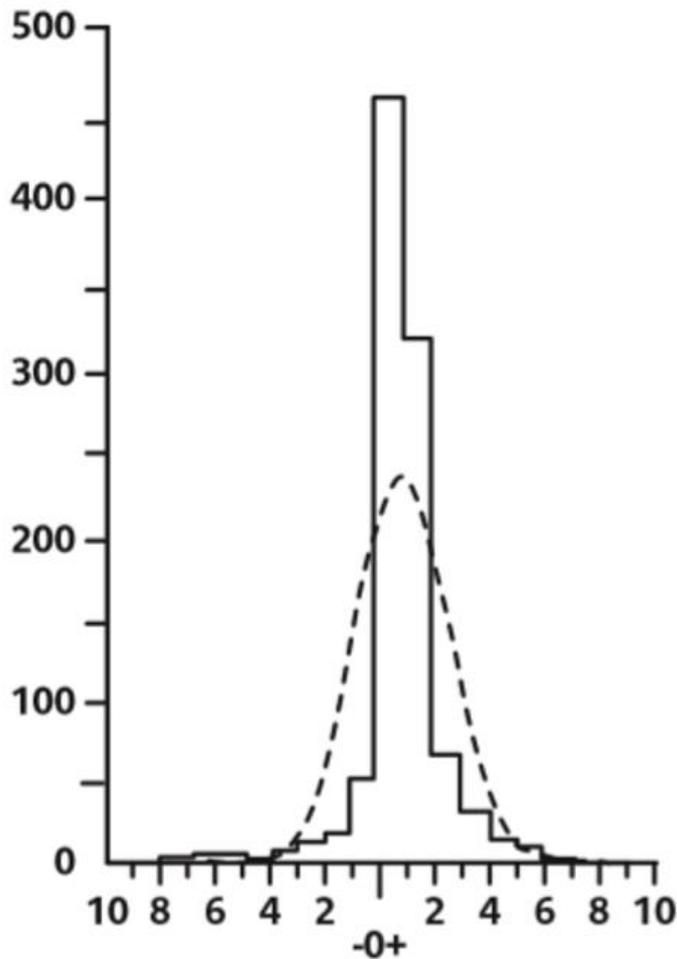


Figure 18 : Distribution des erreurs à l'âge adulte, courbe leptokurtique, avec en ordonné le nombre d'individus et en abscisse la réfraction (dioptrie). La courbe en pointillé représente une distribution gaussienne. Issu du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes.

### Emmétropisation passive

L'emmétropisation passive réside dans l'augmentation de la longueur axiale, liée à la croissance du globe. Cette myopisation est compensée par l'aplatissement du rayon de courbure de la cornée. Lors de l'augmentation de la longueur axiale de l'œil, son pouvoir dioptrique diminue de manière proportionnelle : les pouvoirs dioptriques de la cornée et du cristallin diminuent par augmentation de leur rayon de courbure et l'action du cristallin est amoindrie par une augmentation de la profondeur de la chambre antérieure (10).

Emmétropisation active

L'emmétropisation active réside dans l'expérience visuelle, avec un auto-ajustement de la longueur axiale de l'œil en fonction de l'image focalisée sur la rétine (10). Les phénomènes d'emmétropisation active ont été mis en évidence notamment chez l'animal, avec une adaptation réfractive compensatoire à l'introduction de lentilles de contact défocalisantes (11). L'œil animal semble capable d'adapter ses composantes réfractives, en particulier la longueur axiale, pour ajuster le plan rétinien au nouveau plan focal lors de l'introduction d'un système défocalisant (12,13).

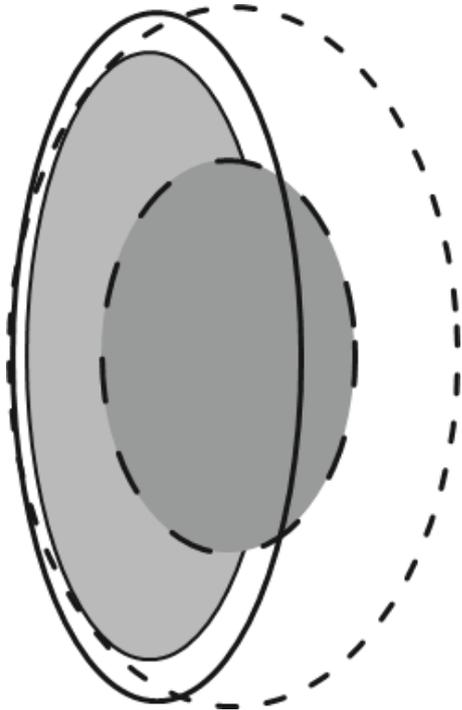
Troilo (14) insiste sur le fait que l'emmétropisation n'est pas un phénomène permettant d'atteindre le zéro réfractif, soit la réfraction à l'infini, mais consiste en la régulation de la croissance de l'œil afin que ce dernier soit le plus adapté à son environnement. Ainsi, une myopie peut être induite par une lumière permanente, une opacité cornéenne, ou une atteinte de la périphérie rétinienne. Une hypermétropie peut être le fait d'une obscurité permanente ou d'une atteinte de la fovéa.

Un enfant avec un ptosis unilatéral, une opacité cristallinienne ou cornéenne développera une myopie axiale, un albinisme avec hypoplasie fovéolaire développera plus facilement une hypermétropie.

L'environnement joue un rôle dans le processus d'emmétropisation. Les études récentes sur la myopisation par augmentation de la longueur axiale lors du travail de près corroborent ce phénomène (9).

## *Maintien de l'emmétropie chez l'adulte et changements anatomiques liés à l'âge*

A l'âge adulte, la profondeur de chambre antérieure et l'épaisseur du cristallin continuent de se modifier, tandis que le rayon de courbure cornéenne et la longueur axiale ne subissent que des changements minimes (14).



*Figure 19 : Morphologie d'un cristallin avec son noyau à 8 ans (traits continus) et à 80 ans (traits interrompus). Issue du colloque de l'Ecole d'Orthoptie de Nantes.*

Les rayons de courbures antérieur et postérieur du cristallin diminuent (augmentation de la cambrure), et son épaisseur sagittale croît chaque année d'environ 0.02mm, expliquée par la production et la migration des fibres cristalliniennes de la région équatoriale en direction des pôles antérieur et postérieur. Sa masse augmente de 1.3mg par an aux dépens de la profondeur de la chambre antérieure (15). On s'attend alors à une augmentation constante du pouvoir réfractif du cristallin, et à une myopisation. Or, seuls

certains patients développent une myopisation, notamment les patients présentant une cataracte nucléaire, car l'œil de la personne âgée tend plutôt à s'hypermétropiser (16). Le maintien de l'emmétropie, voire l'hypermétropisation relative de l'œil vieillissant en dépit de l'augmentation de courbure du cristallin définit le paradoxe cristallinien. Il peut être expliqué par les changements d'index réfractifs au sein de la substance cristallinienne, avec un indice réfractif global qui diminue parallèlement à l'élargissement sagittal du cristallin. Le gradient de concentration des protéines cristalliniennes, fortement impliqué dans le pouvoir réfractif, est modifié (17) : avec l'âge, le gradient de concentration augmente dans le noyau et diminue dans le cortex (18).

### ***Changements biochimiques du cristallin vieillissant***

Le cristallin est le tissu de l'organisme contenant le plus de protéines, expliquant un indice réfractif élevé (19). Celles-ci vont s'altérer, se pigmentant en jaune et filtrant de plus en plus les longueurs d'ondes courtes (violet, bleu) du spectre visible, ce qui explique les modifications de perception des couleurs avec une meilleure appréciation du spectre des couleurs chaudes (15). En parallèle, la diffraction lumineuse est augmentée par les vacuoles issues d'accumulation de calcium qui se forment au sein du cortex cristallinien vieillissant (20).

### ***Evolution de la réfraction avec l'âge, ce que l'on sait :***

La réfraction évolue avec l'âge, sans suivre une courbe linéaire (21–26) . La plupart des études longitudinales menées sur de larges populations retrouvent un shift

hypermétrorique de l'équivalent sphérique à partir de 40 ans, suivi d'un shift myopique survenant aux alentours de 65-70 ans. Sur 5 ans, l'hypermétropisation moyenne est d'environ 0.3D à 0.4D sur des sujets âgés de plus de 50 ans, en lien avec la diminution de la puissance du cristallin. L'augmentation de la puissance cornéenne, et l'augmentation de la longueur axiale et de l'épaisseur cristallinienne survenant avec l'âge conduiraient quant à elles plutôt à une myopisation de l'équivalent sphérique. La puissance du cristallin apparaît alors comme le facteur principal modifiant la réfraction.

Ni le genre ni le diabète, ni l'amétropie initiale ne semblent influencer sur l'évolution réfractive (22, 24).

A noter qu'après 85 ans, la longueur axiale, après avoir augmentée à partir de 50 ans, diminue, conséquence du cross-linking et du rétrécissement des fibres de collagène scléral avec l'âge (25).

Quant aux aberrations de haut degré, après avoir diminuées de la naissance à la deuxième décennie, elles augmentent avec l'âge selon un modèle de régression de second ordre (27). La puissance de l'astigmatisme n'augmenterait que chez 5% des patients seulement (21). En revanche, Xiaotong Han et al retrouvent une modification de l'axe, avec le passage d'un astigmatisme direct en astigmatisme inverse chez 16% des patients (27).

Les modifications de l'astigmatisme total et de l'astigmatisme cornéen évoluent de façon parallèle, ce qui tend à prouver que le changement d'axe de l'astigmatisme est lié à des modifications structurelles et de courbures de la cornée (21,27).

### ***Rôle de la cataracte dans l'évolution de la réfraction***

La cataracte est définie par l'American Academy of Ophthalmology comme une dégradation de la qualité optique du cristallin. La relation entre les erreurs réfractives et la cataracte sénile n'a pas été clairement établie, malgré les nombreuses études sur le sujet (28). Les divergences entre les différentes études peuvent s'expliquer par des biais méthodologiques, mais pourraient faire état de la complexité des composants biométriques de l'œil que la réfraction seule ne peut résumer. La myopisation retrouvée après 65 ans semble imputable essentiellement à une cataracte évolutive, ou tout au moins au vieillissement du cristallin, puisque, si l'on exclut les patients développant une cataracte au cours du suivi, une hypermétropisation significative de l'équivalent sphérique est retrouvée même dans les populations âgées de plus de 45 ans (26). La liquéfaction du vitré semble jouer également un rôle, de par les modifications de valeur d'indice réfractif qu'elle induit (25).

Le type de cataracte joue lui aussi un rôle dans les modifications réfractives. La cataracte nucléaire est associée à une myopisation, sans modification des autres composantes biométriques (28). La cataracte corticale est associée à une épaisseur cristallinienne moindre, mais n'influence pas les valeurs réfractives. Enfin, la cataracte capsulaire postérieure est associée à une myopisation réfractive, un cristallin plus fin, une chambre antérieure plus profonde et une longueur de chambre postérieure plus importante (28, 29). L'association entre myopie et prédisposition à une cataracte sous capsulaire postérieure précoce a été démontrée (29).

### ***Et la réfraction après la chirurgie de la cataracte ?***

S'il est démontré que la réfraction évolue avec l'âge, nous avons vu que la puissance du cristallin en expliquait la majorité des changements. Qu'en est-il si nous nous affranchissons du cristallin ? Comment évolue la réfraction après une chirurgie de cataracte ? Peu d'études existent sur le sujet, et la plupart d'entre elles sont relatives aux chirurgies des cataractes congénitales et à la gestion de la myopisation chez l'enfant (30). L'erreur réfractive - soit la réfraction retrouvée comparée à la réfraction attendue - à 1 mois est supérieure à 1D (1.20D) dans ces études pédiatriques (31). La moyenne d'évolution réfractive est de -5.80 soit 3.09D pour un temps de suivi équivalent à 3 fois l'âge de la chirurgie, et de -6.30 (3.65 dioptries) à 5 fois l'âge lors de la chirurgie.

Chez les enfants implantés en comparaison aux enfants aphakes, la moyenne d'évolution réfractive myopique est plus importante chez les enfants implantés, puisque ces derniers sont porteurs d'une lentille optique permanente contrairement aux enfants adaptés en lunettes seules.

Une étude longitudinale analysant des nourrissons de 1 à 6 mois opérés de cataracte retrouvait un shift myopique prédominant les premiers 18 mois postopératoires, suivi d'une myopisation plus lente jusqu'à 5 ans (32). Néanmoins, ces résultats ne sont évidemment pas transposables à l'adulte, puisque le shift myopique fait partie du phénomène d'emmétropisation naturel explicité précédemment.

### Erreur réfractive

L'erreur réfractive et les facteurs la favorisant ont été largement étudiés. Celle-ci peut être calculée via l'équivalent sphérique, le cylindre ou le sphéro-cylindre. Il semble plus

judicieux de se baser sur le sphérocyindre, mesure plus précise (33). Les facteurs prédictifs de mauvais résultats réfractifs quant à l'erreur réfractive postopératoire sont une acuité visuelle préopératoire basse, une pathologie oculaire associée et un antécédent de chirurgie oculaire (34). Une erreur réfractive faible était considérée comme une variation de  $\pm 0.5D$  sur l'équivalent sphérique attendu et concernait 72.7% des patients pour Lundström et al. Une erreur modérée de  $\pm 1.0D$  sur l'équivalent sphérique concernait 93% des patients (34). En 2008, Kugelberg et al ont présenté les résultats postopératoires de 23 244 patients opérés entre 2000 et 2005 (35). 58.4% des patients obtenaient un équivalent sphérique de  $\pm 0.5D$  en postopératoire, 25.4% étaient entre  $\pm 0.5$  et  $\pm 1D$  et 16.2% au-delà de  $\pm 1D$ . La valeur moyenne de l'erreur de prédiction relative postopératoire (qui représente l'équivalent sphérique après la chirurgie auquel on soustrait l'erreur résiduelle prédite par la biométrie) était de  $0.59 \pm 0.66D$ .

### Acuité visuelle

L'acuité visuelle post opératoire a été analysée sur le long terme, retrouvant une dégradation de l'acuité visuelle de 20/20 à un mois postopératoire (0 logMAR) à 20/25 à 15 ans (0.1 logMAR) (36). La qualité de vision subjective a également été évaluée, à l'aide d'un score de qualité de vision échelonné à 100 (VF-14). Les résultats étaient comparables entre 5 ans et 10 ans postopératoire (98.2 et 98.1 respectivement), déclinant légèrement à 15 ans postopératoire (97.8). Les patients (11%) décrivant un déclin de la qualité de vision supérieur à 30 points avaient tous une pathologie intercurrente (DMLA, glaucome). Un laser Yag a été réalisé chez 35% des patients au cours du suivi (36).

La position effective de l'implant et la kératométrie ont été évalués sur une année postopératoire (37). Les modifications réfractives retrouvées étaient en lien avec des

modifications de la courbure cornéenne, dont l'effet d'erreur réfractive était plus important que les modifications de position effective de l'implant : 0.17 D à un an pour la courbure cornéenne, contre 0.05D pour la position de l'implant (37).

## **d) Histoire de la cataracte**

Les premières descriptions de chirurgies du cristallin remontent à l'Antiquité, Egyptiens et Babyloniens auraient pratiqués ces chirurgies dès 2000 avant Jésus Christ, comme en atteste le papyrus rédigé en hiéroglyphes et démotique de Carlsberg.

C'est en Inde que la première description écrite de chirurgie de la cataracte a été retrouvée, dans le traité de chirurgie सुश्रुतसंहिता / Suśruta Samhita de Sushruta, aux environs de 600 avant JC.

Aulus Cornelius Celsus (-25/50 après Jésus Christ), décrit l'opération dans son traité *De Arte medica*, pratiquée notamment par le médecin Galien. Celle-ci résidait alors en l'abaissement du cristallin, technique consistant en l'insertion à la pars plana d'une aiguille afin de basculer le cristallin cataracté dans le corps vitré.

Durant le Moyen Âge, au X<sup>e</sup> siècle en Andalousie musulmane, le chirurgien Abulcasis (env. 950-1013) décrit dans son ouvrage *Kitab Al Tasrif* un nouveau procédé consistant à aspirer les débris de cristallin à l'aide d'un instrument ressemblant à une cuillère. Au XI<sup>e</sup> siècle, Omar ben Ali el Mausli décrit l'évacuation des débris de cristallin par aspiration buccale, à l'aide d'une aiguille creuse pourvue d'ouvertures latérales.

Laurine GALIBERT DE METZ

Jusqu'au milieu du XVIII<sup>ème</sup> siècle en Europe, la technique chirurgicale employée demeurait l'abaissement ancestral. Durant ces périodes, les barbiers itinérants pratiquaient la chirurgie, jugée alors indigne par les médecins de l'époque. Ce n'est que sous Louis XV qu'une réorganisation de la chirurgie, tant dans son enseignement que dans ses règles d'exercice, va sérieusement contribuer au progrès. La Martinière, Premier Chirurgien du Roi, édicte des règles précises pour la formation des nouveaux chirurgiens et les sépare enfin des Barbiers-Perruquiers. En 1731, Louis XV inaugure l'Académie Royale de chirurgie à Paris.

Le peintre Néerlandais Rembrandt s'est attardé sur le miracle de la guérison de l'aveugle, qu'il représente dans ses œuvres comme l'abaissement de la cataracte à l'aide d'un stylet.



Figure 20 : Rembrandt, *Tobie guérissant la cataracte de sa mère Tobit*, Louvre, 1636.



*Figure 21 : Rembrandt, Tobie guérissant la cécité de son père Tobit, 1636.*

Le chirurgien Pierre Brisseau (1631-1717) émit l'hypothèse d'une opacification du cristallin et non d'une membrane qui pousserait sur ce dernier, après la réalisation de nombreuses autopsies. Il publia ses résultats en 1705, qui furent corroborés par les travaux d'Antoine Maître-Jean (1650-1725) d'après ses expériences sur les animaux en 1707. Ces résultats furent acceptés à l'Académie de Médecine en 1708.

Laurine GALIBERT DE METZ

Le chirurgien Normand Jacques Daviel (1693-1762), oculiste du roi Louis XV, est le père de la chirurgie moderne de la cataracte (38).

Guidé par les travaux de Charles Saint-Yves et Jean Méry, il opère en 1741 un de ses patients, un ermite monophtalme du Mont-Aiguille, d'une luxation de cristallin dans la chambre antérieure. Après avoir réalisé l'extraction du cristallin luxé (séquelle d'un abaissement datant de plusieurs années), il prend conscience que l'ermite recouvre en partie la vision.



Figure 22 : Illustration contemporaine d'une chirurgie de cataracte, Gunz de Suffusion, Lausanne, Bouquet, 1755.

Il améliore alors sa technique en s'entraînant sur des cadavres et des animaux. Il pratique une incision cornéenne inférieure sur 180 degrés, en commençant l'incision avec une

spatule pour élargir ensuite la kératotomie avec des ciseaux, puis réalise l'extraction du cristallin cataracté.

En 1752, il présente sa technique à l'Académie de Chirurgie de Paris : « Une nouvelle méthode de guérir la cataracte par l'extraction du cristallin ». Celle-ci fit débat au sein de l'Académie, les tenanciers de l'abaissement jugeant la technique extracapsulaire trop pourvoyeuse de complications (endophtalmies, captures de l'iris). La technique par abaissement du cristallin fut ainsi pratiquée par certains en France jusqu'au milieu du XIXème siècle.

De 1745 à sa mort en 1762, Daviel aurait opéré, par extraction, 313 malades dont 282 avec succès, soit environ 90%, sans que l'on sache pour autant quelle acuité post opératoire était considérée comme un « succès ».

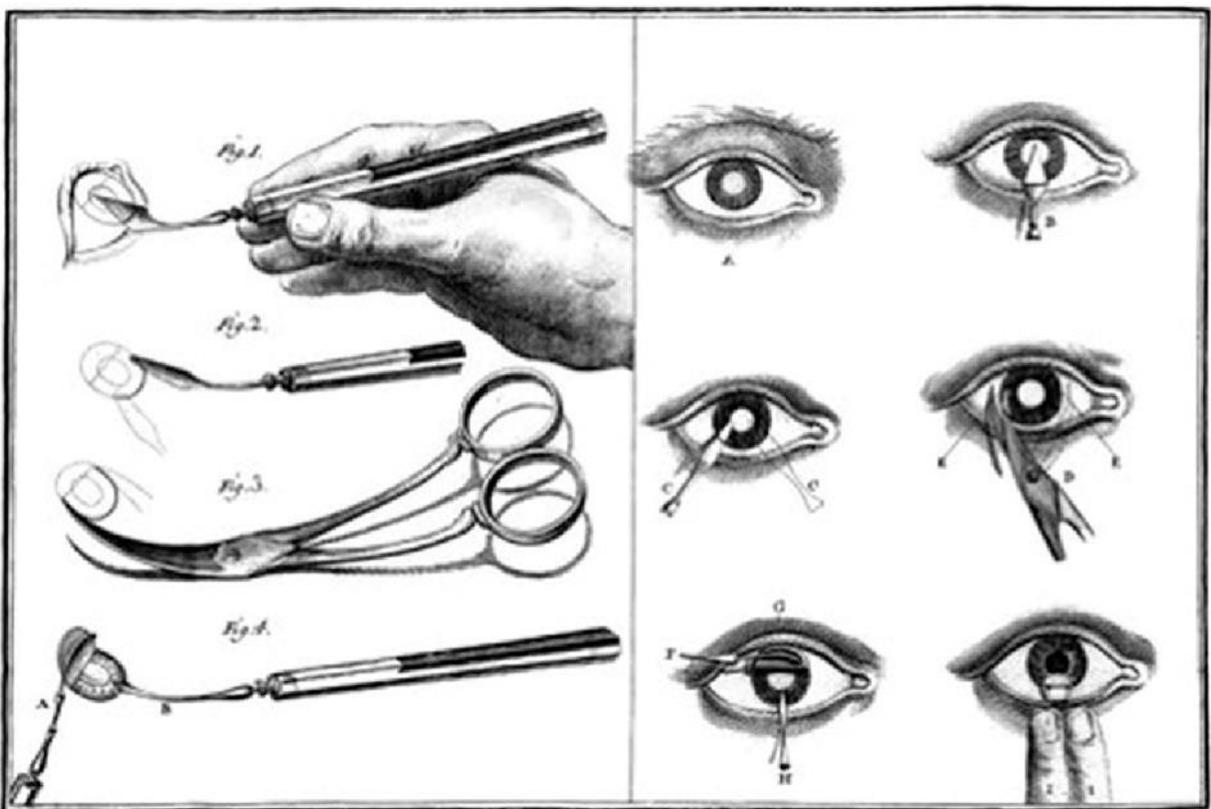


Figure 23 : Technique d'extraction cristallinienne de Daviel, avec les instruments qu'il a conçus. *History of Ophthalmology Cambridge, Mass., Blackwell Science, 1996.*

En 1753 en Angleterre, Sharp présente la technique d'extraction intracapsulaire, technique consistant à l'ablation du cristallin et de son sac, améliorant la récupération visuelle du fait de l'absence de fragment cristallinien en chambre antérieure.

Friedrich Jaeger améliore la méthode d'extraction en pratiquant la kératectomie sur l'hémicornée supérieure, permettant ainsi à la paupière supérieure de maintenir en place le volet cornéen, ce qui réduisit le nombre de complications infectieuses et d'incarcérations iriennes. Néanmoins, le taux de panophtalmie semblait toujours avoisiner les 10%.

Par la suite, Albert Mooren (1828-1899) propose d'associer une iridectomie à l'extraction cristallinienne et Albrecht Von Graefe (1828-1870) évoque une incision linéaire périphérique.

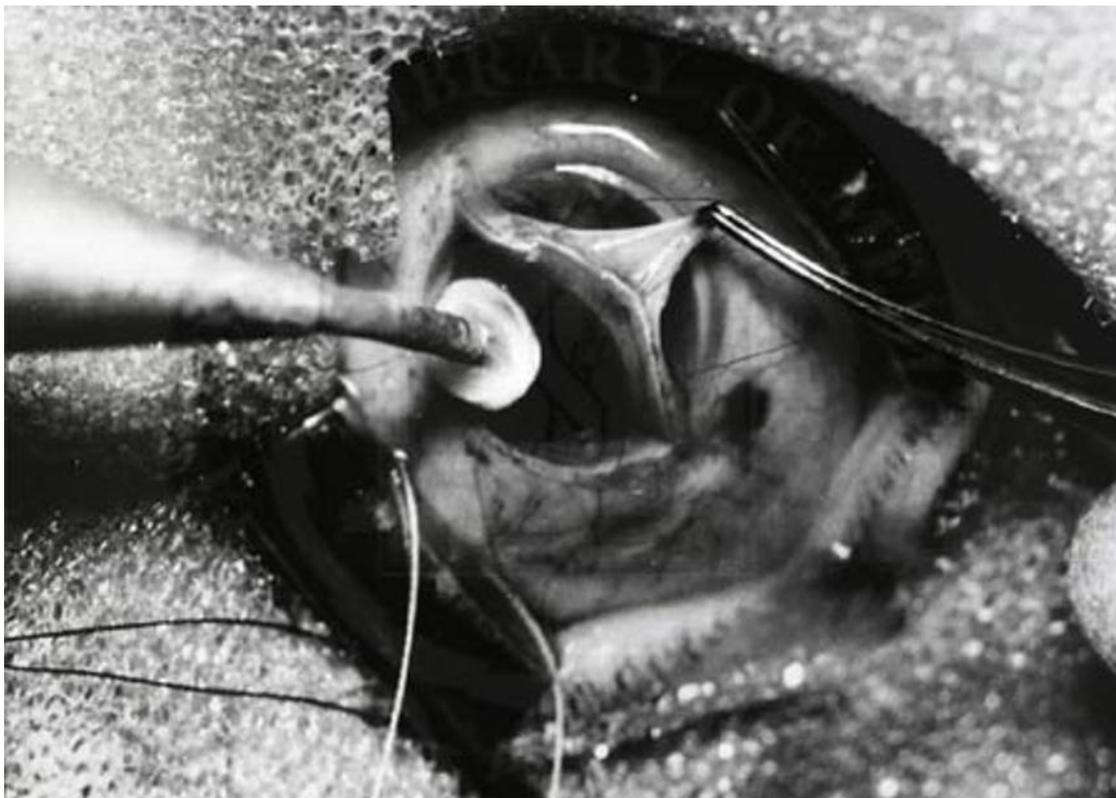
Les avancées de l'anesthésie (Ether avec Morton en 1846, curare en 1942) puis de l'anesthésie locale (Carl Koller, cocaïne en 1884), et enfin rétrobulbaire (Anton Elschmig, 1928), permettent une meilleure analgésie et akinésie, facilitant la pratique chirurgicale.

Dans les suites de la seconde guerre mondiale, l'introduction de la microchirurgie avec les microscopes perfectionnés par Barraquer révolutionne la précision chirurgicale.

En 1949, Sir Harold Ridley à Londres propose le premier cristallin artificiel en plastique (PMMA), modifié en 1972 par Binkhorst. En 1980 apparaissent les premiers implants souples pliables.

En 1958 on utilise une enzyme, l'alphachymotrypsine pour détruire la zonule de Zinn et permettre une extraction intracapsulaire plus aisée.

En 1961, une sonde de cryode est utilisée pour extraire le cristallin.



*Figure 24 : Technique d'extraction cristallinienne à la cryode. Courtesy of the National Library of Medicine.*

La phacoémulsification telle que décrite par Kelman, ophtalmologue américain, en 1967 est une technique mécanisée d'extraction extracapsulaire fondée sur la fragmentation du noyau cristallinien à travers une incision étroite.

## **e) Techniques chirurgicales**

### *Anesthésie*

Le choix de la technique d'anesthésie doit se discuter au cas par cas en fonction du patient, du chirurgien et de l'anesthésiste. Certains impératifs chirurgicaux doivent être pris en compte (cataracte traumatique, implantation secondaire, longueur axiale importante), de même que les antécédents du patient (état général, anticoagulation efficace).

Dans tous les cas, un monitoring du patient doit être mis en œuvre, avec contrôle de la pression artérielle, cardioscope et voie d'abord périphérique.

Le risque péri-opératoire est évalué en consultation préopératoire grâce à la classification du risque global établie par l'American Society of Anesthesiologists (ASA).

### Anesthésie générale

En cas de contre-indication ou d'impossibilité de mise en œuvre de l'anesthésie locale : enfants, patients avec troubles cognitifs sévères ou agités.

### Anesthésie rétrobulbaire

Technique de référence jusqu'à la fin des années 80, elle consiste en l'injection du produit anesthésique dans le cône musculoaponévrotique. Cette technique donne la meilleure

Laurine GALIBERT DE METZ

combinaison anesthésie-akinésie en association avec une compression du globe durant son installation (ballon de Honan).

Ses indications ont été réduites du fait du risque de complications : perforation du globe, lésion vasculaire ou nerveuse, diffusion encéphalique.

### Anesthésie péribulbaire

Elle a progressivement remplacé l'anesthésie rétrobulbaire et s'impose actuellement comme la technique de référence par infiltration en dehors du cône musculaire, dans l'espace péribulbaire. Les techniques d'injection sont multiples, les produits variés (mélange lidocaïne 2 %, bupivacaïne 0,5 %, mépivacaïne, étidocaïne 1 %, ropivacaïne 1 %) et le volume est injecté de manière à éviter l'hyperpression du globe. Le risque de complication est moindre que l'anesthésie rétrobulbaire, puisque la densité des nerfs et des vaisseaux est moins importante qu'au niveau de l'orbite postérieure. Son principe réside en l'absence de barrière étanche entre les deux compartiments intra et extra musculaires : une solution injectée dans un seul quadrant diffuse à l'ensemble de l'orbite. Le risque de perforation du globe est faible mais non nul.

### Anesthésie sous-ténonienne

Elle consiste à injecter l'anesthésique en sous-ténonien, dans un quadrant du globe à 5mm du limbe, après incision de la conjonctive. L'akinésie est absente.

### Anesthésie topique pure

L'anesthésie topique pure consiste en l'instillation sur la cornée et dans les culs de sacs conjonctivaux de collyres anesthésiants, elle ne doit être réalisée que pour des patients sélectionnés, dans le cadre d'une chirurgie à priori non compliquée. L'oxybuprocaine est largement utilisée en raison de son innocuité. La tétracaïne 0.5 ou 1% a une durée d'action de 20 minutes. La bupivacaïne 0.5% a une durée d'action plus longue mais une plus grande toxicité cornéenne. L'analgésie est limitée dans le temps et l'akinésie est absente.

### Anesthésie topique améliorée

D'autres techniques d'anesthésie topique sont en cours d'évaluation ou ne sont pas consensuellement approuvées. Il peut s'agir d'instillation intracaméculaire de lidocaïne 2%, d'injection de substance viscoélastique avec lidocaïne en chambre antérieure (Visthésia®), ou de l'instillation préopératoire de gel de lidocaïne à destinée urologique, en cours d'évaluation et hors autorisation de mise sur le marché (AMM).

### Anesthésie topique potentialisée

Actuellement la technique de référence en France, il s'agit de la combinaison d'une anesthésie locale topique associée à l'injection de substances intraveineuses permettant la relaxation peropératoire du patient.

### ***Extraction intracapsulaire***

Cette technique consiste en l'ablation totale du cristallin ainsi que de la capsule. Après section de la zonule de Zinn, une cryode est introduite afin de retirer le complexe cristallin-capsule. Une iridectomie est réalisée afin d'empêcher le bloc pupillaire. Seul un implant de chambre antérieure peut alors être implanté.

### ***Extraction extracapsulaire***

« Extra » capsulaire désigne le fait que la partie postérieure ainsi que l'équateur du sac cristallinien restent préservés, formant alors un support anatomique capable d'accueillir l'implant. Elle consiste donc en l'ablation du cortex et du noyau en préservant la capsule postérieure : après désinsertion conjonctivale supérieure sur 160 degrés, une pré incision limbique est effectuée sur 10mm. La capsulotomie antérieure est réalisée à l'aide d'un kystitome, selon la technique du « timbre-poste ». L'hydrodissection désolidarise le cortex cristallinien de sa capsule, et précède l'expulsion du noyau obtenu par manœuvre de contre pression manuelle. Après ablation des masses, et instillation du viscoélastique, l'implant est inséré par l'incision cornéolimbique. Les sutures seront réalisées au monofilament 10/0 enfoui, après aspiration du viscoélastique. Un implant de chambre postérieure est alors possible.

### ***Phacoémulsification***

La phacoémulsification est actuellement la technique de référence d'extraction extracapsulaire dans les pays industrialisés. Elle repose sur la fragmentation in situ avant

aspiration extracapsulaire du cristallin cataracté à l'aide d'une sonde émettant des ultrasons, combinée à un système d'irrigation-aspiration. L'aspiration se fait au travers d'une incision étroite, ce qui autorise une meilleure stabilité de la chambre antérieure et une meilleure gestion des fluides, une diminution de l'astigmatisme induit, et permet une amélioration de l'étanchéité et de la cicatrisation, donc une diminution du nombre d'endophtalmie.

### Incisions

La phacoémulsification est une technique coaxiale : une incision principale est effectuée pour permettre le passage du phacoémulsificateur au niveau ou juste en avant du limbe anatomique, elle doit être courte et autoétanche. Elle est effectuée à l'aide d'un instrument calibré dont la largeur est celle du phacoémulsificateur. Son siège, théoriquement temporal pour minimiser l'astigmatisme induit puisque l'apex cornéen est plus éloigné du limbe temporal, peut être modulé en fonction de l'astigmatisme préopératoire. L'incision de phacoémulsification constitue une kératotomie par aplatissement du méridien concerné, le choix de son site influence donc directement l'astigmatisme chirurgicalement induit. Actuellement la tendance est à l'éloignement de l'incision par rapport à l'axe optique et à la réduction de ses dimensions. La deuxième incision, latérale, dite « de service », permet le passage du micro manipulateur, autorisant la réalisation d'une chirurgie en technique bi-manuelle ou en bi-axiale, pour laquelle l'irrigation et les ultrasons sont connectés à deux pièces à main distinctes.

Après l'incision de la cornée, une substance viscoélastique dispersive, classiquement des hydroxypropylméthylcelluloses de bas poids moléculaire, est injectée afin de protéger

l'endothélium lors des manœuvres endoculaires et de maintenir la profondeur de la chambre antérieure.

### Capsulorhexis

Le capsulorhexis curvilinéaire continu décrit par Gimbel en 1984 est la découpe de la capsule antérieure : la capsule est discisée en son centre à l'aide d'un kystitome, puis le lambeau obtenu est guidé par une micro-pince de manière à réaliser une ouverture circulaire centrée dont le diamètre est proche de 5.5mm. La taille du capsulorhexis est un facteur pronostic important du résultat réfractif sur le long terme : un capsulorhexis petit entrainera un shift hypermétropique (39) par contraction capsulaire antérieure et légère bascule de l'implant vers l'avant, alors qu'un capsulorhexis trop large est à risque de tilt de l'implant (décentrement) et d'opacification capsulaire postérieure secondaire (40).

Les étapes suivant le capsulorhexis sont l'hydrodissection, permettant de séparer le cortex de l'enveloppe capsulaire, et l'hydrodélinéation, permettant de séparer le cortex du noyau, via l'injection de sérum salé isotonique respectivement sous la face antérieure de la capsule postérieure et au bord équatorial du noyau.

### Fragmentation du noyau cristallinien

La fragmentation du noyau cristallinien est provoquée par l'énergie mécanique délivrée au contact du cristallin sous formes d'ondes de fréquences ultrasoniques émises par la tête du phacoémulsificateur. Elle est également aidée par différentes manœuvres endoculaires, dont la plus fréquemment utilisée est la nucléofracture ou « divide and conquer ». Elle consiste en la création de zones de fragilités au sein du noyau permettant

Laurine GALIBERT DE METZ

de le séparer en quartier, chaque quartier pouvant alors être déplacé vers le centre pour l'émulsifier. D'autres manœuvres existent, comme le sabot de Kratz-Maloney, le « Phaco chop » de Nagahara, le stop en chop, la phacospirale (colimaçon), etc.

Lors de ces étapes, l'irrigation permanente de solution saline isotonique évite l'affaissement des chambres postérieures et antérieures. L'intensité des ultrasons, des débits d'aspiration et d'irrigation des fluides est contrôlée en permanence par la console de phacoémulsification.

L'étape suivante est l'irrigation aspiration des masses : en chambre antérieure fermée afin de maintenir la capsule postérieure à distance, on procède à l'aspiration du cortex résiduel.

#### Injection de l'implant de cristallin artificiel

Le sac capsulaire alors vide est déplié par l'injection de substances viscoélastiques cohésives, des hyaluronates de hauts poids moléculaires, afin d'accueillir l'implant de cristallin artificiel. L'insertion de l'implant dépend de son type, pouvant être réalisée par pliage, par injection à l'aide d'une cartouche ou d'un injecteur préchargé.

#### Contrôle de l'étanchéité de l'incision

Après aspiration des substances viscoélastiques, les incisions cornéennes doivent être hydratées afin d'en assurer l'étanchéité. Les incisions de taille réduite (inférieures ou égales à 3.2 mm) ne nécessitent généralement pas de suture au monofilament. S'ensuit l'antibioprophylaxie intracamerulaire, consensuelle en France.

### *Laser-assisté et nouvelles techniques chirurgicales*

L'avenir de la phacoémulsification réside probablement dans une meilleure gestion des fluides et une diminution de l'énergie ultrasonore délivrée en peropérateur. De nouvelles techniques ont vu le jour, en particulier des techniques non ultrasoniques.

L'aqualase est une technique utilisant la projection de liquide à haute pression sur le cristallin afin de le fragmenter, la méthode Catarex est basée sur la création d'un vortex fluide effectuant environ 7 000 rotations par minute, fragmentant le cristallin et permettant son aspiration.

Les phacolasers fragmentent le noyau à l'aide d'un faisceau de laser pulsé se réfléchissant sur une plaque métallique et créant par là-même une onde de choc.

Enfin, le concept de phaco-ersatz, recréant une lentille physiologique in situ à l'aide d'une substance biocompatible instillée dans le sac capsulaire, ayant des propriétés optiques comme la restauration de l'accommodation, serait une technique séduisante mais non encore aboutie. Des expérimentations animales avec introduction de polymères élastiques dans le sac capsulaire ont été réalisées, sans que les résultats actuels ne permettent de passer à l'expérimentation humaine.

#### Laser femtoseconde

Ce laser délivre des impulsions ultrabrèves de l'ordre de la femtoseconde ( $10^{-15}$  secondes), ce qui lui permet d'atteindre son tissu cible sans affecter les structures oculaires adjacentes.

L'énergie délivrée par le laser entraîne une photodisruption, reposant sur la formation d'un plasma - un gaz hautement ionisé induit par la focalisation d'un nombre important de photons sur une petite surface - et ce pendant un délai court (nano ou picoseconde). Le plasma restitue cette énergie sous la forme d'une onde de choc, entraînant une séparation mécanique des tissus.

Véritable « laser bistouri », le laser femtoseconde peut alors fournir des découpes standardisées applicables aux incisions cornéennes, au capsulorhexis ou à la fragmentation du cristallin.

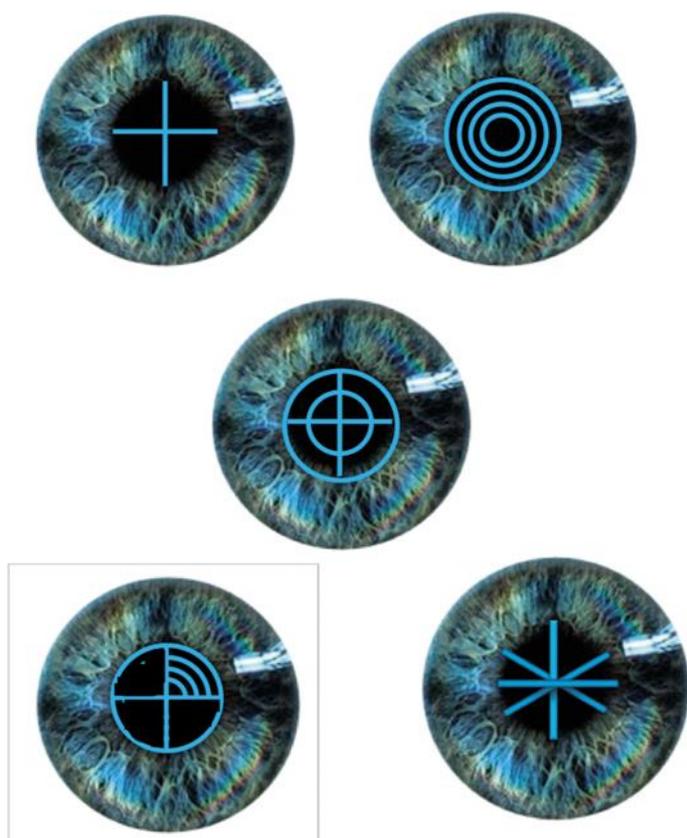
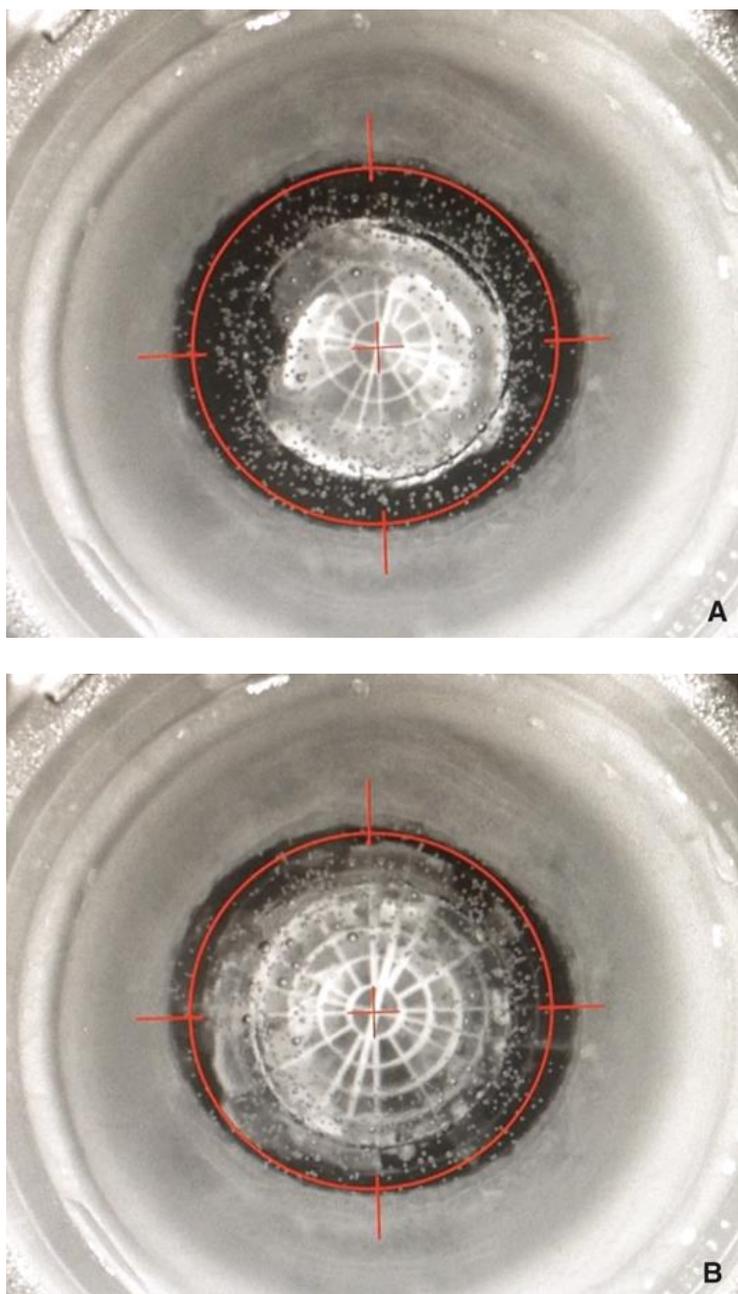


Figure 25 : Patterns de fragmentation cristallinienne réalisée avec le Victus® : découpes radiales et/ou circulaires. Traité de L'EMC.



*Figure 26 : Progression de la fragmentation cristallinienne au laser femtoseconde avec des découpes radiales et circulaires (Lensar®) (A, B). Traité de l'EMC.*

Par nature, ce procédé automatisé augmente la reproductibilité et la précision des découpes. La puissance totale d'ultrasons nécessaires est moindre, mais cette technique nécessite une courbe d'apprentissage supplémentaire, et est à l'heure actuelle encore extrêmement onéreuse.

### Micro-incisions

Actuellement, les micro-incisions et la chirurgie bi-manuelle se démocratisent, selon le principe de la « no touch surgery ». Jorge Alio, en 2005, propose le terme de *MicroIncision Cataract Surgery* (MICS) pour désigner une incision inférieure à 2mm, initialement en employant la technique bi-axiale décrite depuis le milieu des années 80. L'évolution des technologies permet bientôt d'employer des incisions de moins de 2mm en co-axial également, alors qualifiées de micro-coaxiales.

A noter qu'on appelle mini-incision une incision d'environ 2.2mm, les implants en acrylique hydrophobe ne pouvant être injectés par des incisions inférieures à 2mm.

La réduction de taille des incisions implique une adaptation des technologies, notamment des implants et injecteurs, qui en constituent le principal facteur limitant : l'implant doit être stable, sans dégradation de ses capacités optiques dans le temps, et suffisamment pliable pour pénétrer par une incision parfois inférieure au millimètre.

## **f) Les différents implants**

Après les implants en PMMA rigides, nécessitant des incisions larges car ne pouvant être pliés, en 1984 Mazzocco propose le premier implant en silicone pliable, puis apparaissent les implants en acrylique et en hydrogel. L'optique peut aujourd'hui être monofocale, torique, bifocale, multifocale de type diffractif ou réfractif, ou multifocale torique. Les haptiques s'insèrent sur l'optique pour centrer celle-ci dans le sac, et l'angulation

Laurine GALIBERT DE METZ

postérieure de l'implant plaque l'optique contre la capsule, selon la théorie de « no space no cell » (pas d'espace pas de cellule).

Ils peuvent être classés selon :

- la position de l'implant (chambre antérieure ou postérieure) ;
- le profil de l'implant (biconvexe, plan convexe ou ménisqué) ;
- le matériau de l'optique (PMMA, verre, silicone, acrylique, collamer ou hydrogel) ;
- le type d'haptique (plate, boucle) ;
- la sphéricité (sphérique, asphérique) et la toricité ;
- les caractéristiques de longueur d'onde (filtre UV, lumière bleue) ;
- la focalité (monofocale, bifocale, multifocale) ;
- le degré d'accommodation ;
- l'aspect des bords (en arête, carré ou tranchant) ;
- le type de correction (implant phaqué ou aphaqué).

### Implants « silicones »

Ils sont constitués d'élastomère de silicone (polydiméthylsiloxane). Pliables et hydrophobes, ils possèdent d'excellentes qualités optiques et une bonne biocompatibilité.

Leur indice de réfraction est élevé, à environ 1.46.

### Implants « acryliques hydrophobes »

Ils sont constitués de copolymères acryliques, et ont supplanté désormais les implants en silicone. Hydrophobes, souples et avec d'excellentes qualités optiques, leur indice de

Laurine GALIBERT DE METZ

réfraction est élevé, entre 1.46 et 1.56. Ils contiennent en général des substances permettant l'absorption des UV. Ils sont destinés aux mini-incisions, supérieures à 2mm.

#### Implants « acryliques hydrophiles/hydrogels »

Ils sont constitués de poly-HEMA ou PHEMA (polyhydroxyéthyl méthacrylate) et ont un contenu en eau de 38%. L'indice de réfraction du PHEMA augmente à 37°C, ce qui permet de diminuer son épaisseur. Plus déformables que les hydrophobes, ils peuvent être injectés dans des incisions inférieures à 2mm.

#### Implants monofocaux « standards »

Ils permettent la correction de l'aphakie, et la puissance de l'implant est à adapter aux résultats de la biométrie. Les modèles disponibles sur le marché diffèrent de par leur matériau, leur dessin, leurs propriétés optiques ou encore leur filtre.

L'implant le plus utilisé dans notre étude est :

*Acrysof SN60WF (Alcon)* : implant monobloc en acrylique hydrophobe, avec une optique à bords carrés de 6mm, il présente comme avantage majeur un faible taux d'opacification secondaire et un bon centrage. Il dispose d'un filtre bleu.

#### Implants toriques

Les implants toriques permettent de traiter en plus l'astigmatisme, avec une toricité fonction de l'astigmatisme cornéen et de la kératométrie. Les résultats post opératoires sont largement influencés par la rotation de l'implant pouvant survenir au décours de la

Laurine GALIBERT DE METZ

chirurgie, on estime qu'une rotation de 30° par rapport à l'axe souhaité augmentera l'astigmatisme préopératoire, quand une rotation de 10° diminue déjà l'effet de l'implant torique de 30%.

*Implant Acrysof Toric (Alcon)* : Implant monobloc en acrylique hydrophobe, avec une optique de 6mm de diamètre, sa puissance sphérique située en face antérieure s'échelonne de +6.0 à +34.0 dioptries, quand sa toricité située en face postérieure s'échelonne de 2 à 9, permettant la correction d'1 à 4.11 dioptries d'astigmatisme cornéen. Il s'injecte à la berge par une incision de 2.2mm et dispose d'un filtre bleu et anti UV.

*Acrysof IQ Toric (Alcon)* : dispositif injectable avec implant préchargé, il regroupe les caractéristiques de l'implant Acrysof Toric.

*AT Torbi709 M (Zeiss)* est un implant en acrylique hydrophile à surface hydrophobe, doté d'une optique asphérique avec une correction cylindrique bitorique allant de +1D à +12D par pas de 0.5D.

### Implants multifocaux

Ils permettent de corriger partiellement la perte de l'accommodation par la division de l'énergie lumineuse incidente en plusieurs foyers utiles en vision de loin et de près. La profondeur de champ dépend des aberrations optiques, or, la qualité optique se détériore avec les aberrations. L'enjeu principal des implants multifocaux est l'introduction suffisante d'aberrations optiques de haut degré afin d'accroître la profondeur de champ, sans pour autant altérer la qualité de vision (39).

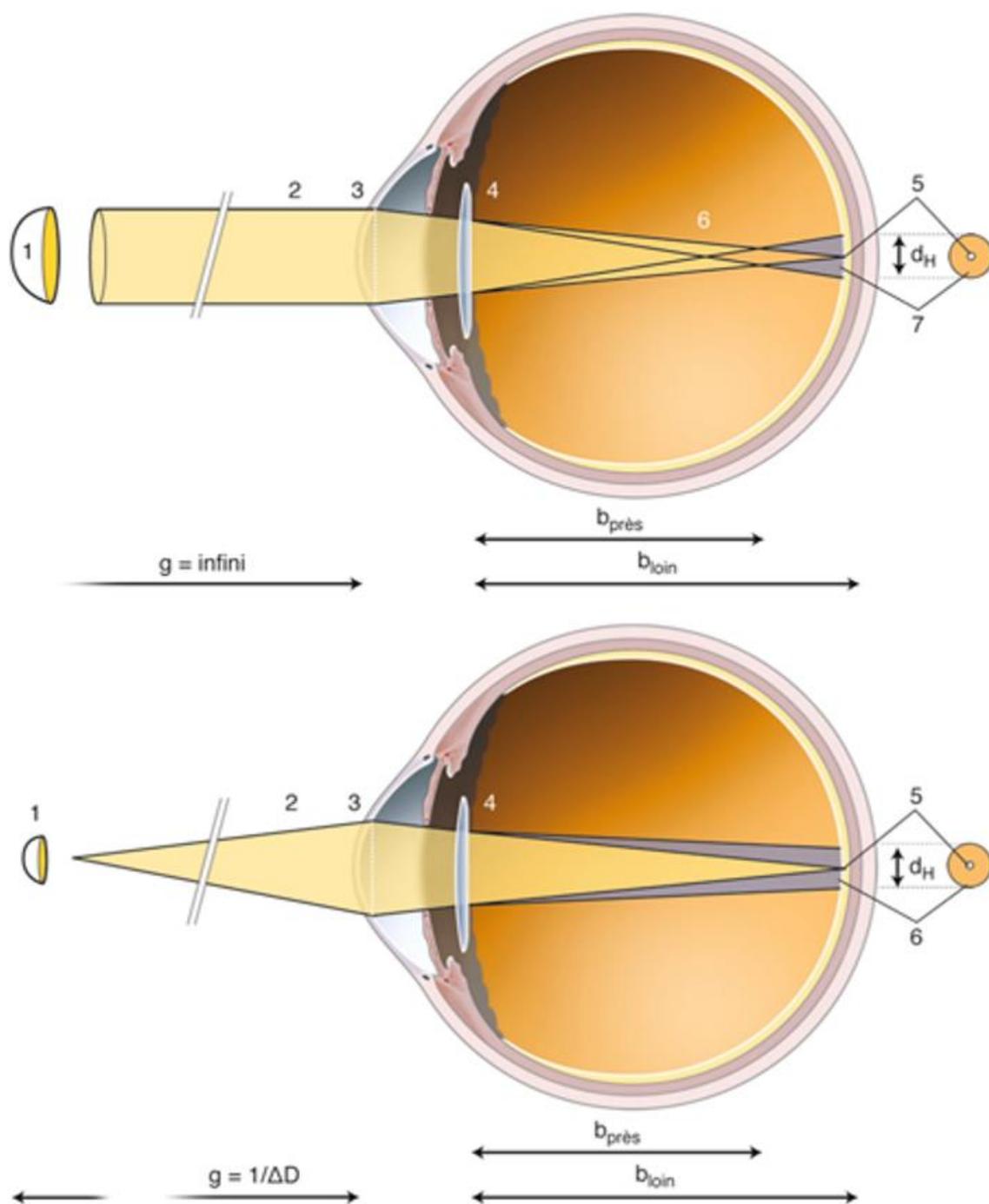


Figure 27 : Détermination optique du halo, rapport SFO presbytie, d'après Pieh et al., 2001.

a. Une source lumineuse située à l'infini (1) émet des rayons lumineux parallèles (2) focalisés par la cornée (3) et par l'implant bifocal (4). Le foyer de loin produit une image

*ponctuelle sur la rétine (5). Le point focal de près est situé devant la rétine (6), produisant une image défocalisée sur la rétine (7).*

*b. Une source lumineuse est située en vision de près (1) et les rayons lumineux qui atteignent la cornée sont représentés en (2). Ces rayons sont focalisés par la cornée (3) et par l'implant bifocal (4). Le foyer de près de l'implant bifocal produit une image punctiforme sur la rétine (5). Le foyer de loin de l'implant produit une image défocalisée sur la rétine (6). L'image défocalisée est responsable du halo (6).*

*g, distance objet ;  $b_{\text{près}}$ , distance de l'image produite par le foyer de près ;  $b_{\text{loin}}$ , distance de l'image produite par le foyer de loin ;  $dH$ , diamètre du halo ;  $\Delta D$ , différence de puissances entre les foyers de loin et de près.*

### *Implants réfractifs*

Les implants réfractifs comportent une juxtaposition de zones optiques circonférentielles en nombre variable (2 à 5), chacune de puissance optique différente. Les zones optiques peuvent être sphériques (multifocalité alternante à distance focale) ou asphériques (distribution uniforme de la multifocalité). A noter que les implants réfractifs sont plus sensibles au décentrement, avec un maximum tolérable de 0.9mm.

Les implants réfractifs analysés lors de notre étude sont :

*Implants LENTIS MPLUS (Oculentis/Topcon) : implant monobloc réfractif segmentaire non concentrique, en acrylique hydrophile à revêtement hydrophobe, il peut être inséré par une incision de 1.8mm de large. L'optique est composée de deux zones distinctes : une zone asphérique destinée à la vision de loin en supérieur et une zone additive sur les 160° inférieurs, destinée à la vision de près, de puissance +1.5D pour le modèle MF15*

Laurine GALIBERT DE METZ

(ce qui correspond à une addition de +1D), et de puissance +3D pour le modèle MF30 (correspond à une addition de +2.25D).



Figure 28 : Implant LENTIS MPLUS (Topcon).

### *Implants diffractifs*

Les implants diffractifs - les plus employés actuellement - ont la capacité de séparer l'énergie lumineuse en différents foyers distincts, souvent un foyer pour la vision de loin et l'autre pour la vision de près (la trifocalité est néanmoins possible). Le mécanisme de la diffraction, explicité par l'optique ondulatoire, est défini comme une déviation d'un trajet lumineux non lié à un phénomène réfractif ou gravitationnel, mais à la présence d'un obstacle de taille inférieure à la longueur d'onde considérée. Ils induisent une perte significative de lumière incidente, ce qui n'est pas le cas des implants réfractifs.

Implants diffractifs analysés :

*Implant ReSTOR (Alcon) :*

*Modèle SN6AD3* : Implant diffractif apodisé monobloc en acrylique hydrophobe, injectable par une incision de 2.2mm, il comporte une optique de 6mm de diamètre

Laurine GALIBERT DE METZ

constituée de 12 zones diffractives en antérieur, sur les 3.6mm centraux : une zone centrale d'environ 0.7mm et une zone périphérique réfractive simple pour la seule vision de loin de 2.4mm. Il est composé d'un filtre jaune. L'addition est de +4D, correspondant à une addition de 3.2 D en plan lunette, n'autorisant pas une bonne vision intermédiaire.



*Figure 29 : Implant ReSTOR (Alcon).*

*Modèle ReSTOR SN6AD1* : il ne comporte que 9 zones diffractives contrairement au SN6AD3, et a une profondeur de champ améliorée ainsi qu'une meilleure qualité de vision intermédiaire car son addition est de +3D (+2.7D en plan lunettes).

*Implant TECNIS MULTIFOCAL ZMB00* : implant diffractif asphérique monobloc en acrylique hydrophobe, avec une optique de 6mm de diamètre, injectable par une incision de 2.2mm, les zones diffractives sont situées sur la partie postérieure de l'implant. Cette situation postérieure explique que malgré une addition de +4D, l'addition au plan lunette

Laurine GALIBERT DE METZ

n'est que de 2.85D. Plutôt performant en ce qui concerne les aberrations chromatiques, il permet une bonne sensibilité aux contrastes. Il a un comportement plutôt bifocal.



*Figure 30 : Implant TECNIS MULTIFOCAL ZMB00.*

### Implants multifocaux toriques

Les implants multifocaux toriques sont d'apparition récente en France, le premier ayant été introduit en 2007 (Acri.LISA Torique, Zeiss). Ils reprennent les principes des implants multifocaux et permettent de corriger l'astigmatisme cornéen de surcroît. Il est reconnu actuellement que plus l'astigmatisme postopératoire sera faible, meilleur sera le résultat de l'implantation multifocale. Or, environ 30% des patients sont porteurs d'un cylindre d'une dioptrie ou plus en préopératoire.

Les implants disponibles actuellement sont :

*Implants diffractifs*

*AcrySof ReSTOR Toric SNDIT (Alcon)* : implant monobloc en acrylique hydrophobe, avec une optique de 6mm de diamètre, injectable par une incision de 1.8mm à la berge. Il est doté d'un filtre lumière bleue. La face antérieure de l'implant est asphérique et diffractive, la face postérieure est torique.



*Figure 31 : Implant AcrySof ReSTOR TORIC (Alcon).*

*AT-LISA Toric 909M et 909MV (Zeiss) ZMT* : implant monobloc en acrylique hydrophile à surface hydrophobe, avec une optique de 6mm de diamètre, injectable par une incision de 1.5mm à la berge. Il est doté d'un filtre lumière violette. La face antérieure de l'implant est torique, quand la face postérieure est diffractive.



Figure 32 : Implant AT-LISA Toric (Zeiss).

### *Implants réfractifs*

*M-flex T (Rayner)* : Implant monobloc en acrylique hydrophile 5%, l'optique mesure 5.75mm de diamètre pour le modèle 588F et 6.25mm pour le modèle 638F. Il est injectable par une incision de 2.2mm. La toricité et l'asphéricité sont sur la face antérieure quand la multifocalité est sur la face postérieure.



Figure 33 : Implant M-flex T (Rayner).

Laurine GALIBERT DE METZ

*Lentis Mplus torique (Oculolentis/Topcon)* : implant monobloc biconvexe en acrylique hydrophile à surface hydrophobe, avec une optique de 6mm de diamètre, injectable dans le sac par une incision de 1.5mm. Il est composé de deux zones optiques non concentriques, la zone inférieure étant destinée à la vision de près et l'axe visuel est destiné à la vision de loin.



*Figure 34 : Implant Lentis Mplus Torique (Topcon).*

Les implants multifocaux constituent une solution de compromis compensant la perte du réflexe d'accommodation, offrant une pseudo-accommodation dont la contrepartie est souvent des halos pouvant gêner la vision nocturne, une diplopie monoculaire et une réduction de l'intensité lumineuse. Des implants visant la restauration de l'accommodation tout en diminuant le risque d'aberrations optiques ont vu le jour : les implants accommodatifs, dont le premier prototype fut implanté en 1991 en Grande Bretagne.

Implants accommodatifs

Très utilisés aux Etats-Unis, apparus en France en 2010, il s'agit d'implants visant la restauration de l'accommodation, modifiant leur forme et/ou leur position dans le sac capsulaire sous l'effet du réflexe qui induit une contraction du muscle ciliaire. Aucun implant disponible aujourd'hui ne parvient à restaurer de manière parfaite l'accommodation, et leur développement constitue un enjeu capital dans les années à venir.

*Implant CRYSTALENS AO (Bausch & Lomb)* : implant en silicone biocompatible pourvu d'une optique de 5mm de diamètre, il est pourvu à la base de chacune des haptiques d'une zone charnière amincie à 50% permettant sa translation antérieure lors de la contraction du muscle ciliaire. Sa zone optique est asphérique, « aberration-free », ce qui lui confère une performance optique stable quelle que soit sa position et la profondeur de la chambre antérieure.



Figure 35 : *Implant CRYSTALENS AO (Bausch&Lomb).*

Implants intraoculaires ajustables par la lumière LAL®

L'implant ajustable par la lumière LAL® (Light-Adjustable Lens) de Calhoun Vision (distribué en France par Ophtha-France) est un implant original en silicone photosensible, dont la puissance réfractive, l'asphéricité, la sphéricité et le cylindre peuvent être ajustés en postopératoire (après l'implantation) par irradiation externe à l'aide d'un dispositif de délivrance de lumière émettant dans l'ultraviolet. Son inventeur, Robert H. Grubbs, a reçu en 2005 le prix Nobel de chimie pour ses travaux sur la métathèse, une réaction au cours des processus de synthèse permettant de conférer des propriétés pharmacologiques, physiques ou électriques à certains polymères. Les applications actuelles de l'implant ajustable à la lumière sont les biométries difficiles n'autorisant pas un calcul précis de l'implant et la restauration d'une pseudo-accommodation dans la chirurgie de la presbytie.

Le calcul de la puissance de l'implant choisi fait appel à trois paramètres : la biométrie, la kératométrie et la position de l'implant par rapport à la cornée et à la rétine. Les formules permettant de calculer cette puissance sont nombreuses et portent le nom de leurs auteurs.

## **g) Calcul de l'implant, formules et constantes optimisées**

Le calcul de la puissance de l'implant fait appel à des formules théoriques (Haigis, Holladay 2, SRK/T) ainsi qu'à des formules de régression (SRK II). Pour les amétropies fortes, des formules spécifiques sont disponibles : Hoffer-Q pour l'hypermétrope fort et Haigis pour le myope fort (41). Ces formules diffèrent par leurs assumptions : indices de réfraction de la cornée et du cristallin et prédiction de la position effective de l'implant. La base de la précision de ces formules repose, dans un globe oculaire dont la longueur axiale est connue, sur l'appréciation de la position effective de l'implant.

### ***Formules de régression linéaires***

Les formules de régression linéaire sont fondées sur des études statistiques de résultats réfractifs. Elles ont été établies à partir des résultats réfractifs de patients emmétropes, issus d'études rétrospectives de chirurgies de cataracte : étaient analysés la longueur axiale du patient, la kératométrie, la puissance de l'implant posé et le résultat réfractif obtenu, afin d'en déduire une constante « A » résumant les caractéristiques de l'implant (notamment sa position vis-à-vis de la cornée). La constante « A », proche de 118, peut être ajustée en fonction des résultats des études afin de prédire au mieux la position effective de l'implant.

La formule SRK est une formule de régression proposée par Sanders, Retzlaff et Kraft en 1980, et peut se formuler comme telle :

$$P \text{ (puissance théorique de l'implant)} = A - 2.5L - 0.9k$$

Avec :  $L$  = longueur axiale en mm

Et  $k$  = kératométrie en dioptrie

La formule SRK II modifie les résultats de la formule SRK en fonction de la longueur axiale (42).

Peu adaptée aux longueurs axiales extrêmes et à toute atypie dans les paramètres biométriques, les formules de régression ont été abandonnées au profit des formules dites théoriques ou « exactes ».

### ***Formules théoriques***

Les formules théoriques sont issues de formules de vergence appliquées à un modèle d'œil simplifié : elles font appel aux lois de l'optique géométrique permettant la détermination du pouvoir optique d'un système complexe. La position des plans optiques principaux et les indices réfractifs des milieux concernés doivent être connus. Elles diffèrent par leur manière d'appréhender la position effective de l'implant : les formules de seconde génération (Hoffer, 1982) font intervenir la profondeur de chambre antérieure, les formules de troisième génération font intervenir la kératométrie pour le calcul de la flèche cornéenne.

Retzlaff propose en 1990 la formule SRK-T (SRK-Théorique), utilisant toujours la constante A dans le calcul de la position effective de l'implant (ELP) (43) :

$$\text{ELP} = \text{flèche} + 0.62467A - 68.747 - 3.336.$$

La formule SRK-T répond à l'équation :

$$P = 1000 * n_a * [(n_a * r) - (n_{cm} * L)] * [(L - ACD) * ((n_a * r) - (n_{cm} * ACD))]$$

Avec :  $P$  = puissance de l'implant

$R$  = rayon de courbure cornéen

$N_a$  = indice de réfraction de l'humeur aqueuse

$N_{cm}$  = indice de réfraction de la cornée - 1

$L$  = longueur axiale en mm

$ACD$  = profondeur de la chambre antérieure en post opératoire, calculée à partir de la constante  $A$

L'amélioration de la prédictibilité de la réfraction post opératoire du patient repose sur deux axes : l'amélioration de la précision des mesures biométriques et l'amélioration des formules de calcul de l'implant. La chirurgie de la cataracte étant la plus pratiquée au monde, le nombre de données exploitables afin de toujours plus préciser l'incertitude liée à l'ELP est extrêmement important. L'utilisation de logiciels d'intelligence artificielle permettant d'optimiser les constantes représente probablement la voie d'avenir de la biométrie oculaire.

## **h) Vers des résultats réfractifs toujours plus précis**

L'évolution des techniques chirurgicales, de la performance des implants et de la prédictibilité des mesures conduit à des résultats réfractifs toujours plus précis. C'est dans cette véritable course à la performance que s'inscrit aujourd'hui la chirurgie de la cataracte, dont le nombre prévisible est amené à croître de manière significative avec l'allongement de l'espérance de vie et le vieillissement attendu de la génération baby-boom.

### ***Epidémiologie de la cataracte***

Selon l'OMS, la cataracte liée à l'âge est la première cause de cécité dans le monde (48%), affectant 18 millions de personnes. C'est une cause de cécité évitable dans la majorité des cas, et son traitement est exclusivement chirurgical. Avec 825 532 interventions en France en 2016, c'est l'acte chirurgical le plus pratiqué du pays toutes disciplines confondues. Ce chiffre ne cesse de croître (44) : en 2008, 591 909 opérations étaient pratiquées en France, quand l'âge du patient à la date opératoire diminue : de 73.8 ans en 2008, il était de 73.5 ans en 2016. En 8 ans, le nombre de chirurgies en France a augmenté de 39.5%.

	2008	2010	2012	2014	2016	Évolution 2008-2016 (%) <sup>2</sup>
<b>Effectifs</b>						
Séjours	591 909	663 993	721 372	761 496	825 532	39,5
Part des hospitalisations de jour (%)	70,3	80,5	85,1	89,3	92,5	31,5
Patients	448 129	490 076	521 325	540 301	573 812	28,0
dont nouveaux patients <sup>1</sup>	448 129	429 171	437 398	442 492	465 035	8,4
<b>Patients avec plusieurs séjours dans l'année (%)</b>	32,0	35,4	38,3	40,9	43,8	36,7
<b>Patients avec séjour au cours des années précédentes (%)</b>	/	12,4	16,1	18,1	18,9	52,4
<b>Âge moyen des patients opérés</b>	73,8	73,8	73,8	73,7	73,5	-0,4
<b>Taux bruts (pour 1 000 habitants)</b>						
Séjours	9,3	10,3	11,1	11,6	12,4	34,0
Patients	7,0	7,6	8,0	8,2	8,7	23,1
dont nouveaux patients <sup>2</sup>		6,7	6,7	6,7	7,0	5,2
<b>Taux standardisés<sup>3</sup> (pour 1 000 habitants)</b>						
Séjours	9,1	10,0	10,5	10,7	11,2	23,2
Patients	6,9	7,4	7,6	7,6	7,8	13,0
dont nouveaux patients <sup>2</sup>		6,4	6,4	6,2	6,3	-1,8

1. Nouveaux patients de la période d'étude.  
2. Pour les nouveaux patients de la période, les taux et les évolutions ont été calculés pour la période 2010-2016.  
3. Taux standardisés sur la structure d'âge de la population française du recensement de 2006.  
**Champ** • Patients résidant en France métropolitaine ou dans les DROM, à l'exclusion de Mayotte.  
**Sources** • PMSI MCO, bases nationales 2008 à 2016 ; ATIH, exploitation DREES. Populations : Insee, Estimations localisées de populations au 1<sup>er</sup> janvier des années correspondantes.

Figure 36 : Evolution du traitement chirurgical de la cataracte primaire entre 2008 et 2016. Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques.

Quant aux causes de malvoyance modérée à sévère (AV>20/60 à 20/400), la principale retrouvée au niveau mondial en 2015 est les erreurs réfractives non corrigées (116.3 millions de personnes), suivie de la cataracte (52.6 millions de personnes) (45). En 2020,

les chiffres prévisionnels estiment que les erreurs réfractives affecteront 127.7 millions de personnes, quand la cataracte affectera 57.1 millions de personnes (45).

Une étude épidémiologique de prévoyance a cherché à déterminer le nombre de personnes malvoyantes d'ici 2050, et de calculer le bénéfice économique potentiel si les causes traitables étaient prises en charge à l'échelle mondiale (46). Sur une estimation de 114.6 millions de personnes en état de cécité légale en 2050, 56.3 millions sont évitables ou traitables, ce qui représente un gain de productivité globale estimée à 984 milliards de dollars, en se basant sur les indicateurs de développement de la banque mondiale (46).

En ce qui concerne les patients souffrants de malvoyance modérée à sévère, leur nombre pourrait être réduit de 435.8 millions en 2050 à 147.9 millions, soit 287.9 millions de causes curables, ce qui correspond à un gain de productivité estimé à 17 billions de dollars.

Etudiée également quant à la prévention des chutes chez le sujet vieillissant, la chirurgie de cataracte précoce s'avère effectivement rentable économiquement en Nouvelle Zélande. Elle totalise 240 années-personne sans invalidité (QALY), et un ratio cout-efficacité différente (ICER) de 10 600 dollars néozélandais par année-personne exempte d'invalidité (47).

Les analyses comparant implant monofocal versus multifocal sont par ailleurs en faveur de l'implantation multifocale, avec une augmentation de 0.71 QALY pour un ratio ICER de 4.805dollar/QALY, à pondérer en fonction de l'âge du patient et de la nécessité d'un port de correction optique dans les suites opératoires (48).

Ces chiffres mettent en lumière l'enjeu capital qu'est la chirurgie de la cataracte au sein de l'économie globale. Première cause de cécité mondiale, c'est avant tout une cause curable dont les enjeux économiques sont liés au gain de productivité et à la diminution

Laurine GALIBERT DE METZ

des aides nécessaires à toute personne en état de cécité légale ou de malvoyance modérée à sévère.

### ***Age d'opération, augmentation de l'espérance de vie***

L'INSEE, dans son scénario dit « central » de projection démographique, c'est-à-dire projetant les tendances d'évolution actuelle aux années à venir, estime qu'en 2070 l'espérance de vie à la naissance en France atteindrait 90 ans pour les hommes et 93 ans pour les femmes. En parallèle, l'âge des patients lors de l'opération tend à diminuer, ce qui implique des changements nécessaires dans la manière d'appréhender la chirurgie de cataracte. Celle-ci s'adresse - et s'adressera de plus en plus - à des patients jeunes, encore actifs, avec des exigences optiques importantes. L'augmentation de l'espérance de vie implique que les patients resteront implantés plus longtemps. L'enjeu majeur de la chirurgie s'affirme comme une réfraction optimisée permettant l'affranchissement du port de correction optique, et stable dans le temps. Un des aspects de ces changements est mis en exergue par l'augmentation constante des procès et litiges dans le domaine médical, et de l'ophtalmologie en particulier.

### ***Procès et plaintes, épidémiologie des procès post phacoémulsification, attente des patients. Une obligation de résultats ?***

La chirurgie de cataracte regroupe environ 1/3 de l'ensemble des plaintes formulées dans le domaine de l'ophtalmologie aux Etats Unis (49). Si l'on considère les plaintes regroupant chirurgie de cataracte et chirurgie cornéenne, nous atteignons la moitié des

plaintes totales (50). Néanmoins, l'issue est plutôt favorable aux ophtalmologues : 90% des plaintes ayant un verdict sont en faveur du praticien, et seule 24% des plaintes aboutissent à une compensation financière (50). Le taux de procès des chirurgiens ophtalmologues reste au demeurant inférieur aux autres praticiens, qu'ils soient chirurgiens ou non (51) (52).

Une grande partie des procès concerne donc la chirurgie de cataracte, et ce nombre va en augmentant. Véritable chirurgie réfractive au sens littéral du terme, la chirurgie de cataracte se veut de plus en plus exigeante, et si une obligation de moyen est la règle, l'obligation de résultats semble devenir la norme (53).

L'évolution de la démographie mondiale, des exigences des patients, des techniques et matériaux implique une appréhension différente dans la manière d'aborder la chirurgie. Aussi le chirurgien ophtalmologue se doit d'adapter sa pratique aux évolutions sociétales et techniques qui sous-tendent l'opération de cataracte afin d'accéder à deux objectifs principaux : obtenir en postopératoire la réfraction voulue, souvent l'emmétropie autorisant l'affranchissement de la correction optique, et s'assurer que cette réfraction sera stable dans le temps.

Notre étude s'attache à analyser les résultats réfractifs sur le long terme de patients opérés de cataracte dans un grand centre ophtalmologique des Haut de France, et d'en rechercher les facteurs pouvant altérer -si altération il y a- la stabilité de la réfraction au cours du temps.

Nous avons recherché les caractéristiques patients (démographiques ou médicales) pouvant influencer sur les résultats réfractifs, afin d'envisager une adaptation des pratiques personnalisées en fonction du patient.

## **II. Matériel et Méthodes :**

Les données des chirurgies de cataracte réalisées au Centre Ophtalmologique des Flandres (Haut de France) entre le 1<sup>er</sup> janvier 2008 et le 31 décembre 2013 ont été collectées rétrospectivement. L'analyse des données a été réalisée par le service de biostatistiques du CHU de Lille, et approuvée par le comité d'éthique de recherche local. Le recueil des données est en accord avec les tenants de la Déclaration d'Helsinki.

### **a) Critères d'inclusion**

Les critères d'inclusion étaient les patients consécutifs ayant bénéficié d'une intervention de la cataracte et ayant au moins deux consultations postopératoires dans un délai supérieur à 15 jours après la chirurgie.

### **b) Critères d'exclusion**

Les patients ayant moins de deux consultations postopératoires au-delà de 15 jours après la chirurgie, ou dont la date de chirurgie ou la latéralité de l'œil opéré n'étaient pas connus, ont été exclus.

### **c) Données collectées**

Les données des consultations préopératoires ont été collectées à partir de l'année précédant la date opératoire.

L'âge du patient, les antécédents d'hypertension artérielle ou de diabète, le sexe, la date de la chirurgie, l'implant posé et le chirurgien, ainsi que la réalisation d'un laser Yag au cours du suivi ont été recueillis rétrospectivement.

Toutes les données des consultations successives postopératoires ont été analysées depuis la première consultation au-delà de 15 jours postopératoire jusqu'au premier décembre 2019.

La réfraction pré et postopératoire était mesurée à l'aide du Nidek Tonoref II puis III (Nidek, Gamagori, Japan). La biométrie était effectuée à l'aide du IOL master 500 puis 700 (Carl Zeiss Meditec, Jena, Germany, software versions 4.01 et 5.4).

La puissance des implants était calculée à l'aide de la formule de régression SRK-T, et de la formule Hoffer-Q pour les yeux avec une longueur axiale  $< 21$ mm.

Les valeurs d'acuité visuelle maximale corrigée (BCVA) ont été obtenues à l'aide d'une échelle de Snellen projetée par un équipement standardisé (Nikon, Tokyo, Japon).

Les paramètres de réfraction ont été analysés à la fois séparément (sphère, cylindre, kératométrie moyenne) et en équivalent sphérique.

Les données kératométrie et le tonus oculaire ont été mesurés à l'aide du Nidek II puis III

### **III. Résultats**

#### **a) Descriptif de l'effectif**

##### *Population*

Entre le 1<sup>er</sup> janvier 2008 et le 31 décembre 2013, 10 862 patients ont été opérés.

3 034 patients ont été exclus du fait de données manquantes ou d'un nombre inférieur à deux consultations au-delà de 15 jours postopératoire, 7 828 patients étaient restant.

12 618 opérations ont été étudiées.

La médiane de suivi était de 5.021 ans. 11 174 yeux étaient suivis plus d'un an, 9 995 plus de deux ans, 7 646 plus de 4 ans, 4 704 plus de 6 ans, 2 025 plus de 8 ans et 691 plus de 10 ans. 6 334 yeux au total avaient un suivi supérieur à 5 ans. Le nombre de visites médian au-delà de 15 jours postopératoire était de 4 consultations. 36.91% (2 889) étaient des hommes et 63.09% (4 939) des femmes. 24.31% (1 903) des patients n'ont eu qu'un seul œil opéré au cours du suivi quand 75.69% (5 925) ont eu une chirurgie des deux yeux.

48.9% (6 176) étaient des yeux droits, et (51.1%) 6 442 des yeux gauches.

L'hypertension artérielle était retrouvée chez 29.71% (2 326) des patients, et le diabète chez 14.72 % (1 152) des patients.

25.32% (1 982) des patients ont eu un laser Yag au cours du suivi.

Laurine GALIBERT DE METZ

L'âge moyen de la première opération était de 72.79 ans, et l'âge moyen pour la chirurgie du deuxième œil de 74.09 ans

### ***Implants***

Il y avait un large nombre d'IOL implantés (36 implants pour 10 338 opérations), dont la majorité était constituée d'implants AcrySof® SN60WF (Alcon, Fort Worth, États-Unis (74.76%). 2 280 implants étaient manquants.

4 classes d'implants étaient représentées :

- 8 555 (82.8%) étaient des implants monofocaux,
- 1 213 (11.7%) étaient des implants monofocaux toriques,
- 463 (4.5%) étaient des implants multifocaux,
- 101 (1%) étaient des multifocaux toriques.

Les 3 principaux implants monofocaux étaient l'implant Sensar AR40 (PrecisionLens, Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, USA) (240 implants, 2.3%), l'implant SN60WF (Alcon, Fort Worth, USA) (7 729, 74.8%) et l'implant Tecnis monofocal ZCB00 (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, USA) (225, 2.2%).

Le principal implant monofocal torique était l'implant SN60TT (Alcon, Fort Worth, États-Unis) (1 176, soit 97% des monofocaux toriques).

Les deux principaux implants multifocaux étaient les implants Restor® SN6AD1 (Alcon, Fort Worth, USA) (156, 1.5%) et le Tecnis multifocal ZMB00 (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, USA) (176, 1.7%).

6 implants étaient des implants Artisan Cristalens (Ophtec BV, Groningen, Netherlands).

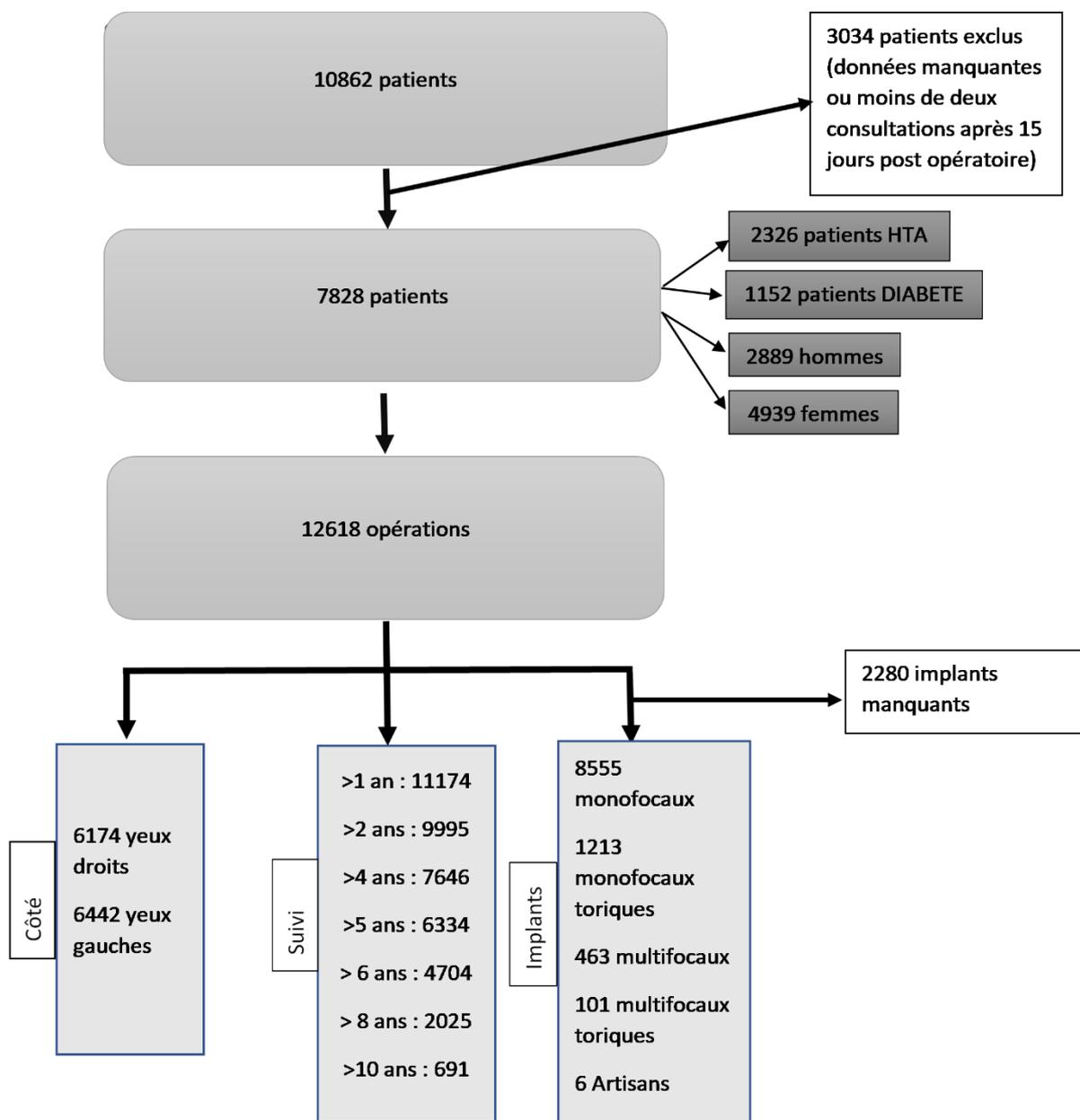


Figure 37 : Descriptif de la population.

## ***Chirurgiens***

3 chirurgiens pratiquaient une incision principale temporale systématique, avec 3 107 opérations (24.6%), les 8 autres pratiquaient des incisions supérieures (9 511 opérations, 75.4%).

## ***Analyse en fonction de l'âge***

L'âge a été analysé en fonction des classes d'âge, <65 ans, 65-74 ans, 75-84ans, ≥80 ans.

## ***Analyse en fonction de la puissance dioptrique des implants***

Les implants ont été analysés en fonction de leur puissance dioptrique, par tranches de 5 dioptries, sauf pour les extrêmes pour lesquels nous avons regroupé les puissances car leur faible prévalence ne présentait que peu d'intérêt statistique.

<b>Puissance d'implants</b>	<b>Fréquence</b>	<b>Pourcentage</b>	<b>Fréquence cumulée</b>	<b>Pourcentage cumulé</b>
<b>[-15 ; -3[</b>	13	0.13	13	0.13
<b>[-3 ; 3[</b>	68	0.67	81	0.80
<b>[3 ; 9[</b>	172	1.69	253	2.49
<b>[9 ; 15[</b>	612	6.02	865	8.51
<b>[15 ; 21[</b>	2 972	29.23	3 837	37.74
<b>[21 ; 26[</b>	5 603	55.11	9 440	92.85
<b>[26 ; 32[</b>	681	6.70	10 121	99.55
<b>[32 ; 44[</b>	46	0.45	10 167	100.00

### *Analyse en fonction de l'amétropie postopératoire*

L'influence de la sphère préopératoire a été analysée par tranche de deux dioptries de sphère, de -7 à +5 dioptries.

<b>Sphère préopératoire</b>	<b>Fréquence</b>	<b>Pourcentage</b>	<b>Fréquence cumulée</b>	<b>Pourcentage cumulé</b>
<-7	383	3.26	383	3.26
[-7 ; -5[	249	2.12	632	5.38
[-5 ; -3[	520	4.43	1 152	9.81
[-3 ; -1[	1 177	10.02	2 329	19.82
[-1 ; 1[	4 890	41.62	7 219	61.45
[1 ; 3[	3 201	27.25	10 420	88.70
[3 ; 5[	1 017	8.66	11 437	97.35
≥5	311	2.65	11 748	100.00

### *Données analysées*

74 178 consultations post opératoires ont pu être analysées. Sur les paramètres équivalent sphérique, sphère, et cylindre, 68 148 données disponibles sur les 74 178 ont été analysées (91.9%).

Pour la kératométrie moyenne, 69 490 données étaient disponibles sur les 74 178 consultations (93.7%).

Pour le tonus oculaire, 67 735 données étaient disponibles sur les 74 178 consultations (91.3%).

Laurine GALIBERT DE METZ

Pour les facteurs influençant la réfraction, l'âge, le sexe, les antécédents d'HTA et de diabète étaient disponibles sur 68 148 consultations (91.9%).

10 338 implants étaient connus (81.9%).

La puissance des implants était disponible pour 10 167 implants (98% des implants).

Concernant les amétropies préopératoires, notamment la sphère, 11 748 données étaient disponibles (93.1%).

### ***Analyse statistique***

Les variables qualitatives étaient exprimées en fréquences et pourcentages. Les variables continues étaient exprimées en moyennes et déviations standard si elles présentaient une distribution normale, et en médianes et interquartiles si ce n'était pas le cas. La normalité de la distribution était vérifiée graphiquement en utilisant le test de Shapiro-Wilk.

Le critère de jugement principal était l'erreur réfractive. L'évolution de l'erreur réfractive au cours du temps a été analysée en utilisant un modèle linéaire mixte, afin de prendre en compte la corrélation entre les mesures répétées et les sujets, par l'inclusion de divers coefficients (temps et ordonnée à l'origine). La progression annuelle des paramètres était estimée à partir d'un coefficient de régression du temps.

La normalité des modèles résiduels était vérifiée par un graphique de probabilité normale. L'association entre chaque facteur étudié et l'erreur réfractive était analysée à l'aide d'un modèle de régression linéaire utilisant divers coefficients (temps et ordonnée à l'origine) en analyse bivariée.

Laurine GALIBERT DE METZ

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide d'un test bilatéral pour une valeur  $\alpha$  de 0.05.

Les données ont été exploitées à l'aide du logiciel SAS (SAS software package, release 9.4 (SAS Institute, Cary, NC)).

## **b) Données préopératoires**

<b>Variable pré opératoires</b>	<b>N</b>	<b>Moyenne</b>	<b>Déviati on standard</b>	<b>Minimum</b>	<b>Médiane</b>	<b>Maximum</b>
Kératométrie puissance (D)	11 048	43.30	1.60	32.54	43.32	53.57
Kératométrie axe (°)	11 048	93.56	60.96	0.00	98.00	180.00
Kérato2 puissance (D)	11 048	44.29	1.66	35.67	44.24	57.98
Kérato2 axe (°)	11 048	83.55	47.41	0.00	86.00	179.00
Kératométrie moyenne (D)	11 048	43.80	1.56	34.78	43.77	55.77
Tonus (mmHg)	10 194	16.10	3.74	0.00	16.00	48.00
Sphère corrigée (D)	10 591	0.07	3.57	-30.25	0.50	25.75
Cylindre (D)	10 591	-1.15	0.94	-13.00	-1.00	-0.25
Axe (°)	10 591	92.12	42.82	0.00	92.00	179.00
Equivalent sphérique (D)	10 591	-0.51	3.62	-31.00	0.13	25.63

## **d) Paramètres réfractifs, acuité visuelle et tonus oculaire sur l'ensemble de la population : critère de jugement principal**

Equivalent sphérique

L'équivalent sphérique moyen à 15 jours postopératoire était de -0.21D. Avec une évolution de -0.003D/an (p=0.28), on estime l'équivalent sphérique à 5 ans à **-0.23D**.

	Valeur à J15	P J15	Pente à 5 ans	P Pente	Valeur à 5 ans
<b>Equivalent sphérique</b>	-0.2128	<.0001	-0.00339	0.2795	<b>-0.22975</b>

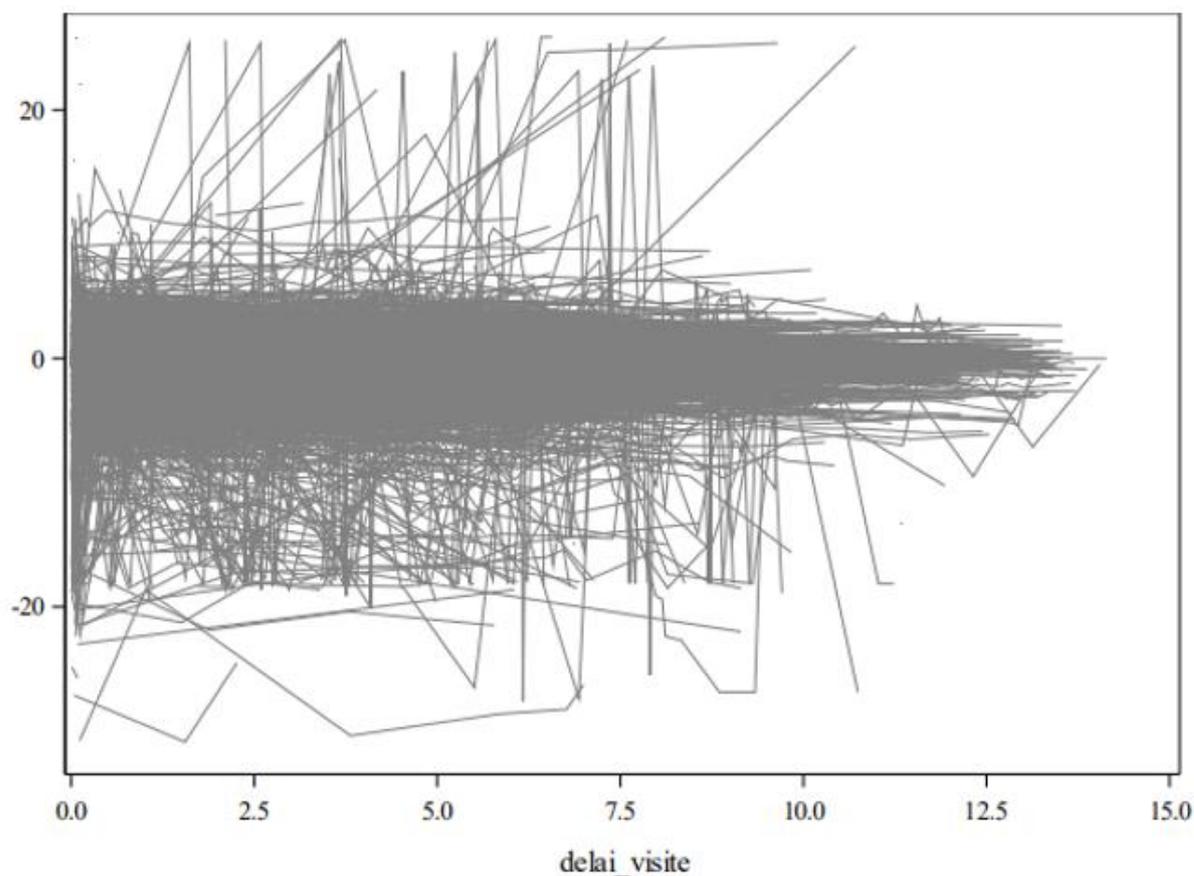


Figure 38 : Equivalent sphérique au cours du temps. Equivalent sphérique en dioptries (ordonnées) et durée du suivi en années (abscisses).

Sphère

La sphère moyenne à 15 jours postopératoire était de 0.32. Avec une évolution de 0.012D/an, on estime la sphère à 5 ans à **0.38D** (p=0.0001).

	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
Sphère	0.3249	<.0001	0.01188	0.0001	<b>0.3843</b>

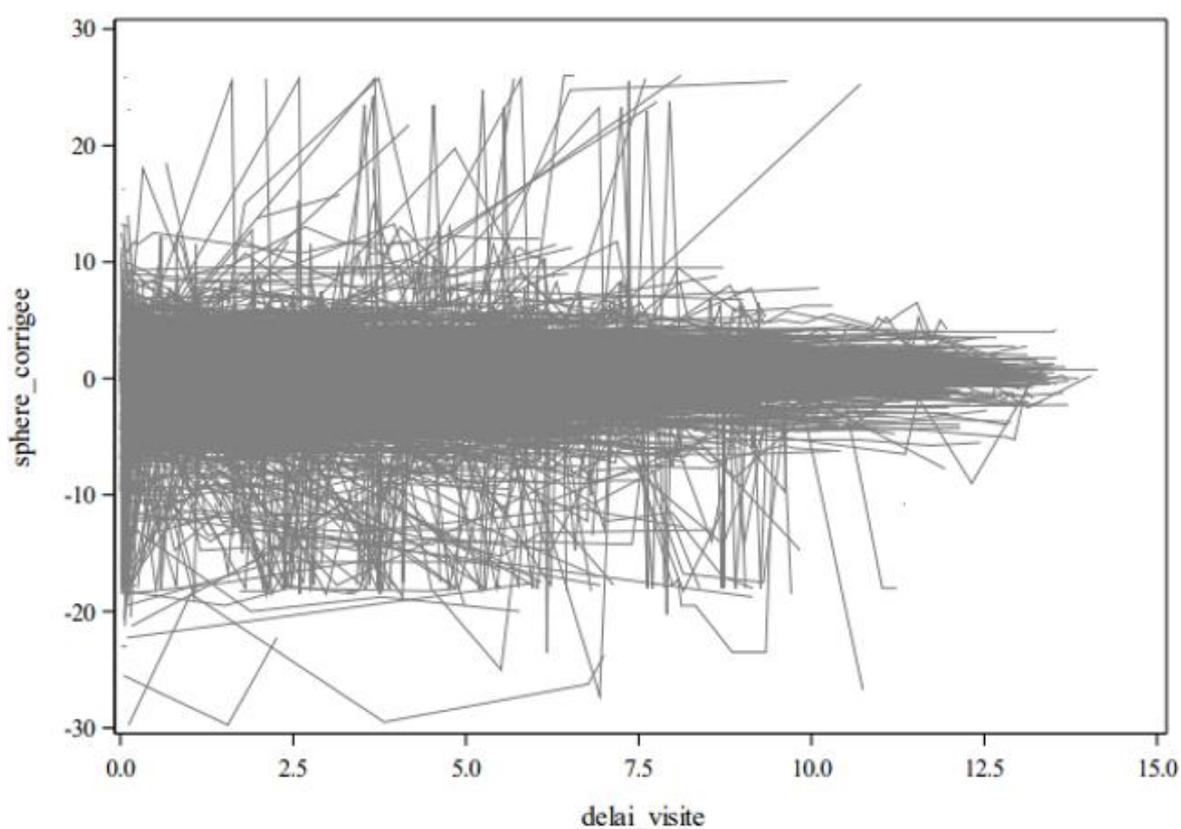


Figure 39 : Valeur de la sphère au cours du temps. Sphère en dioptries (ordonnées) et durée du suivi en années (abscisses).

Cylindre

Le cylindre réfractif moyen à 15 jours postopératoire était de -1.03D. Avec une évolution de -0.034D/an, on estime le cylindre à 5 ans à **-1.2D** ( $p < 0.0001$ ).

	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Cylindre</b>	-1.0279	<.0001	-0.03437	<.0001	<b>-1.19975</b>

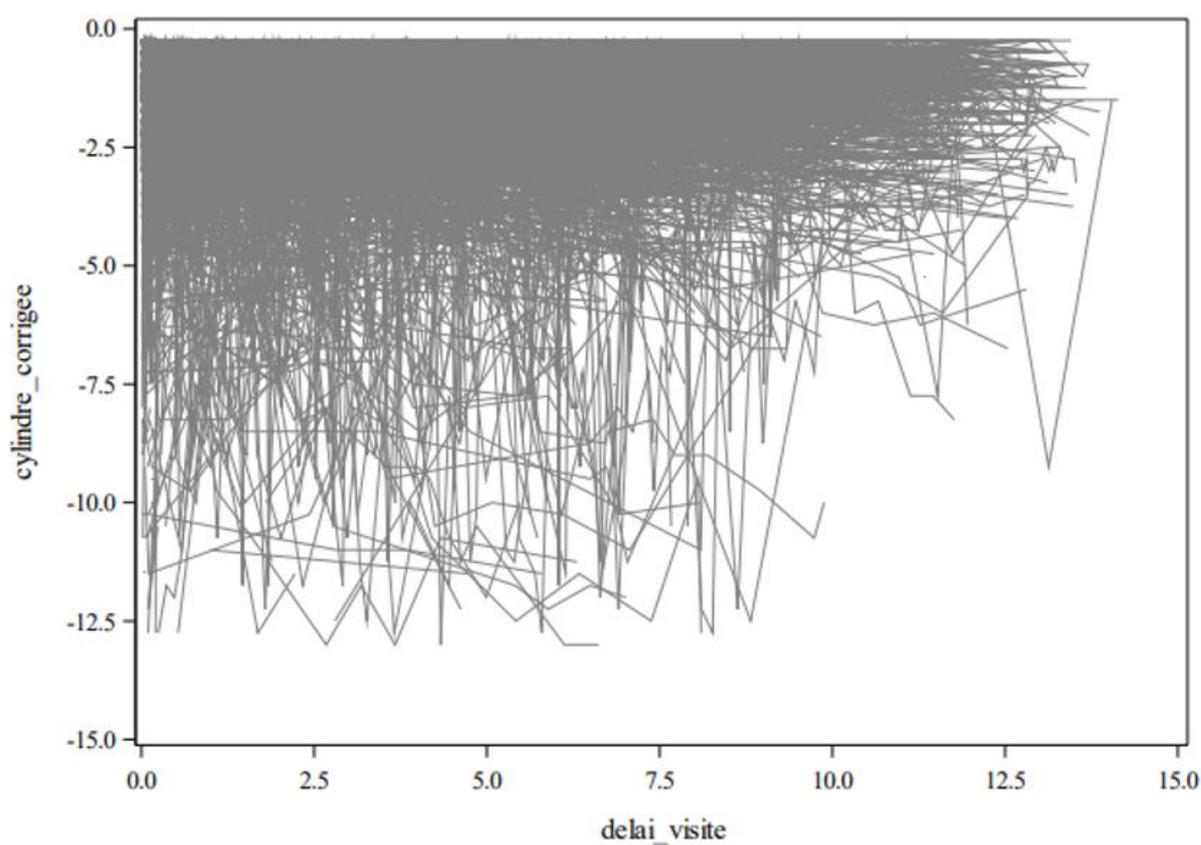


Figure 40 : Evolution du cylindre au cours du temps. Cylindre en dioptries (ordonnées) et durée du suivi en années (abscisses).

Acuité visuelle

L'acuité visuelle moyenne à 15 jours était de 7.54/10. Avec une évolution de -0.071/10/an, on estime l'acuité visuelle à 5 ans à 7.18/10 ( $p < 0.0001$ ).

	Valeur J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Acuité</b>	7.5369	<0001	-0.07128	<.0001	<b>7.1805</b>

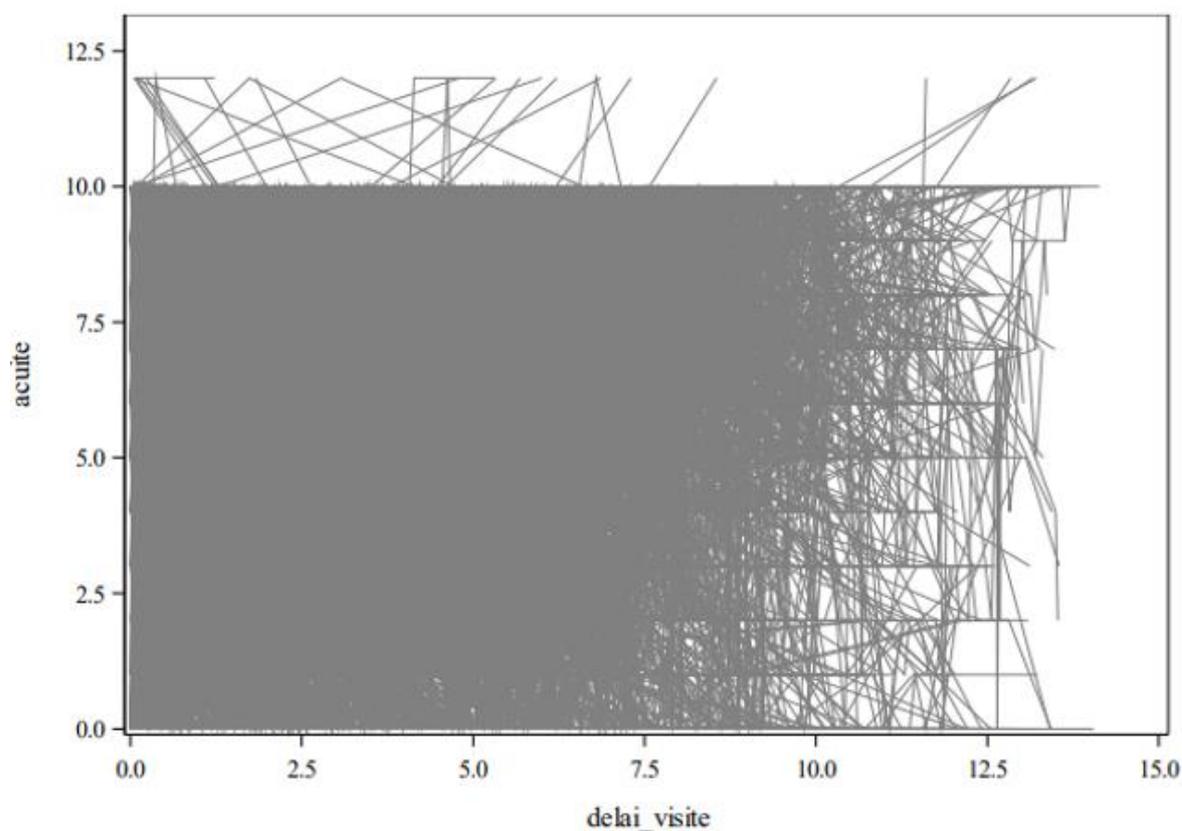


Figure 41 : Acuité visuelle au cours du temps. Acuité en dixième (ordonnées), durée du suivi en années (abscisses).

Kératométrie

La kératométrie moyenne à 15 jours postopératoire était de 43.80D. Avec une évolution de 0.007D/an, on estime la kératométrie moyenne à 5 ans à 43.83D ( $p < 0.0001$ ).

	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Kératométrie moyenne</b>	43.8039	<.0001	0.006838	<.0001	<b>43.8281</b>

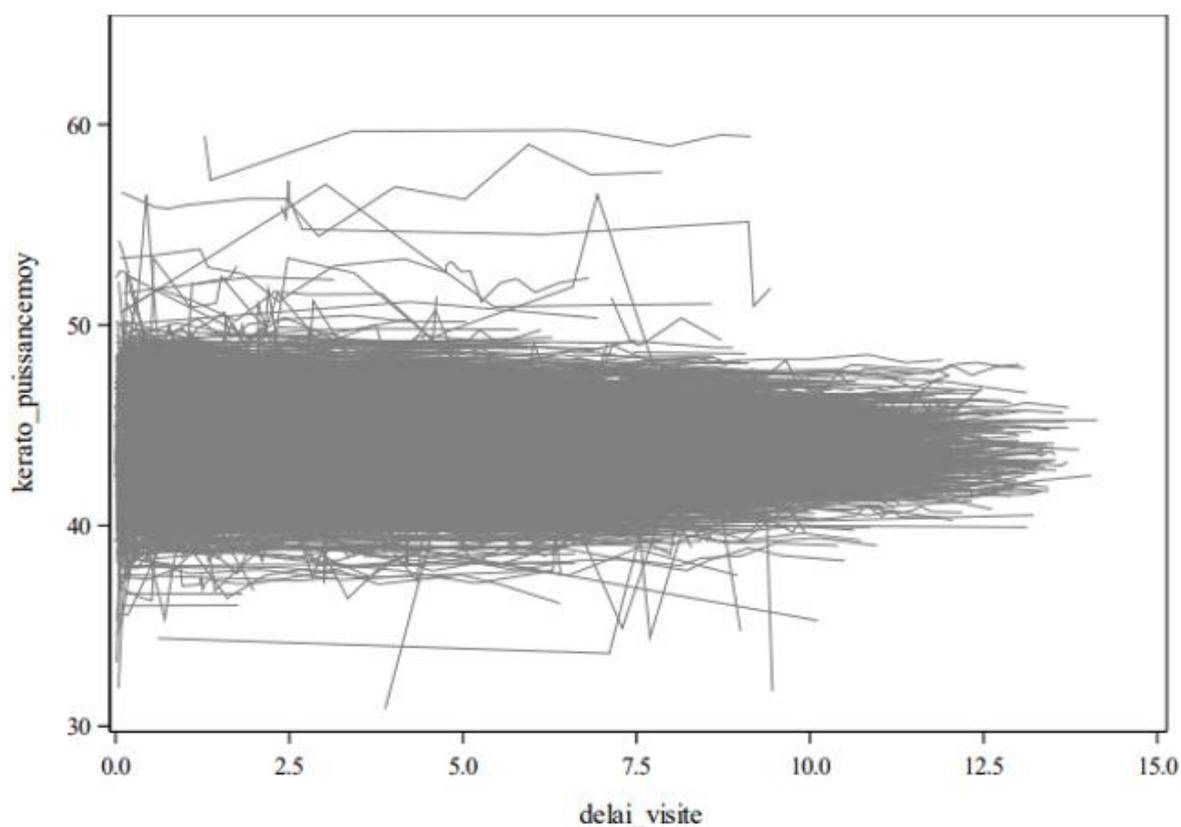


Figure 42 : Evolution de la kératométrie moyenne au cours du temps. Kératométrie moyenne en dioptries (ordonnées), et suivi en années (abscisses).

Tonus oculaire

Le tonus oculaire moyen à 15 jours était de 15.06mmHg. Avec une évolution de 0.04mmHg/an, on estime le tonus à 5 ans à 15.26mmHg ( $p < 0.0001$ ).

	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Tonus oculaire</b>	15.0567	$P < .0001$	0.04038	$< .0001$	<b>15.2586</b>

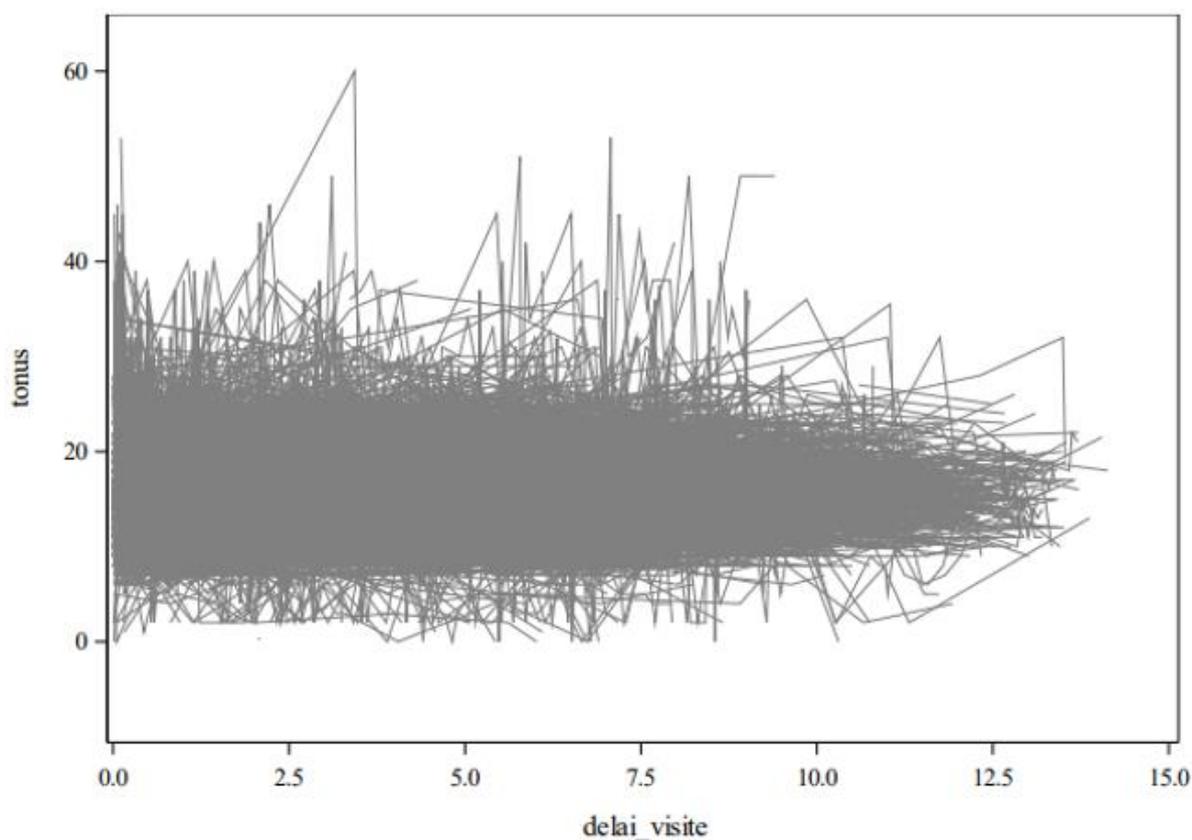


Figure 43 : Evolution du tonus oculaire au cours du temps. Tonus oculaire en mmHg (ordonnées) et durée du suivi en années (abscisses).

## **d) Facteurs influençant la réfraction**

### *Âge*

L'âge n'influence pas l'évolution de la pente d'équivalent sphérique ( $p=0.18$ ), la pente d'évolution de la sphère ( $p=0.77$ ), la pente de la kératométrie moyenne ( $p=0.13$ ) ni la pente du tonus oculaire ( $p=0.073$ ). En revanche l'âge influence l'évolution du cylindre ( $p<0.0001$ ).

### Cylindre

- Pour un âge  $<65$  ans lors de l'opération, le cylindre moyen à 15 jours postopératoire était de  $-0.93D$ . Avec une évolution de  $-0.019D/an$ , on estime le cylindre à 5 ans à  **$-1.02D$**  ( $p<0.0001$ ).
- Pour un âge compris entre 65 et 74 ans, le cylindre à 15 jours était de  $-0.96D$ . Avec une évolution de  $-0.030D/an$ , on estime le cylindre à 5 ans à  **$-1.11D$**  ( $p<0.0001$ ).
- Pour un âge entre 75 et 79 ans, le cylindre à 15 jours était de  $-1.01D$ . Avec une évolution de  $-0.041D/an$ , on estime le cylindre à 5 ans à  **$-1.26D$**  ( $p<0.0001$ ).
- Pour un âge supérieur à 80 ans, le cylindre à 15 jours était de  $-1.18D$ . Avec une évolution de  $-0.058D/an$ , on estime le cylindre à 5 ans à  **$-1.47D$**  ( $p<0.0001$ ).

Age / cylindre	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
Age <65 ans	-0.9270	<.0001	-0.01874	<.0001	<b>-1.0207</b>
Age 65-74 ans	-0.9560	<.0001	-0.02989	<.0001	<b>-1.1055</b>
Age 75-79 ans	-1.0139	<.0001	-0.04091	<.0001	<b>-1.2594</b>
Age ≥80 ans	-1.1839	<.0001	-0.05785	<.0001	<b>-1.4732</b>

### Acuité visuelle

L'âge influe sur la pente d'acuité visuelle ( $p < 0.0001$ ) avec :

- Pour un âge <65 ans, l'acuité visuelle à 15 jours est de 8.21/10. A 5 ans, elle est de **8.23/10** avec une évolution de 0.0053/10/an ( $p=0.53$ ).
- Pour un âge entre 65 et 74 ans, l'acuité visuelle à 15 jours est de 7.87/10. A 5 ans, elle est de **7.66/10**, avec une évolution de -0.043/10/an ( $p < 0.0001$ ).
- Pour un âge entre 75 et 79 ans, l'acuité visuelle à 15 jours est de 7.55/10. A 5 ans, elle est de **7.02/10**, avec une évolution de -0.11/10/an ( $p < 0.0001$ ).
- Pour un âge supérieur ou égal à 80 ans, l'acuité visuelle à 15 jours est de 6.69/10 ( $p < 0.0001$ ). A 5 ans, elle est de **5.78/10**, avec une évolution de -0.18/10/an ( $p < 0.0001$ ).

Age/ acuité	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
Age <65 ans	8.2063	<.0001	0.005255	0.5339	<b>8.2326</b>
Age 65-74 ans	7.8725	<.0001	-0.04282	<.0001	<b>7.6584</b>
Age 75-79 ans	7.5546	<.0001	-0.1065	<.0001	<b>7.0221</b>
Age ≥ 80 ans	6.6874	<.0001	-0.1812	<.0001	<b>5.7814</b>

### *Sexe*

Le sexe influence la pente d'évolution de l'équivalent sphérique ( $p=0.014$ ), du cylindre ( $p=0.0006$ ) et du tonus oculaire ( $p=0.0051$ ).

Pour le sexe masculin, la pente d'équivalent sphérique évolue de 0.007D/an ( $p=0.18$ ), le cylindre de -0.028D/an ( $p<0.0001$ ), et le tonus de 0.021mmHg/an ( $p=0.013$ ).

Pour le sexe féminin, la pente d'équivalent sphérique évolue de -0.009D/an ( $p=0.02$ ), le cylindre de 0.038D/an ( $p<0.0001$ ), et le tonus de 0.050mmHg/an ( $p<0.0001$ ).

En revanche le sexe n'influence pas la sphère corrigée ( $p=0.11$ ), ni la kératométrie ( $p=0.62$ ).

### ***Hypertension***

L'hypertension artérielle n'influe pas sur l'évolution de l'équivalent sphérique ( $p=0.99$ ), de la sphère corrigée ( $p=0.67$ ), du cylindre ( $p=0.41$ ), de la kératométrie moyenne ( $p=0.89$ ) et du tonus oculaire ( $p=0.34$ ), mais influe sur l'acuité visuelle ( $p<0.0001$ ) :

<b>HTA / acuité</b>	<b>Valeur à J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>Absence d'HTA</b>	7.4891	<.0001	-0.06876	<.0001	<b>7.1453</b>
<b>HTA</b>	7.6454	<.0001	-0.07646	<.0001	<b>7.2631</b>

### ***Diabète***

Le diabète influe sur l'évolution de l'équivalent sphérique ( $p=0.02$ ), de la sphère ( $p=0.031$ ), de l'acuité visuelle ( $p<0.0001$ ) et du tonus oculaire ( $p=0.0055$ ).

Pour les patients non diabétiques, la pente de l'équivalent sphérique évolue de  $-0.007D/an$  ( $p=0.052$ ), la sphère de  $0.003D/an$  ( $p=0.009$ ), le tonus de  $0.047mmHg/an$  ( $p<0.0001$ ).

Pour les patients diabétiques, la pente de l'équivalent sphérique évolue de  $0.013D/an$  ( $p=0.096$ ), la sphère de  $0.027D/an$  ( $p=0.0004$ ), le tonus de  $0.009mmHg/an$  ( $p=0.46$ ).

		<b>Valeur à J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>Equivalent sphérique</b>	<b>Absence de diabète</b>	-0.2198	<.0001	-0.00666	0.0518	<b>-0.2531</b>
	<b>Diabète</b>	-0.1702	<.0001	0.01282	0.0957	<b>-0.1061</b>
<b>Sphère</b>	<b>Absence de diabète</b>	0.3164	<.0001	0.008849	0.0093	<b>0.3606</b>
	<b>Diabète</b>	0.3758	<.0001	0.02683	0.0004	<b>0.5100</b>
<b>Acuité</b>	<b>Absence de diabète</b>	7.6151	<.0001	-0.06982	<.0001	<b>7.266</b>
	<b>Diabète</b>	7.0990	<.0001	-0.07868	<.0001	<b>6.7056</b>
<b>Tonus</b>	<b>Absence de diabète</b>	14.9825	<.0001	0.04652	<.0001	<b>15.2151</b>
	<b>Diabète</b>	15.4624	<.0001	0.009133	0.4570	<b>15.5081</b>

En revanche le diabète n'influe pas sur le cylindre réfractif ( $p=0.80$ ), ni sur la kératométrie moyenne ( $p=0.17$ ).

### *Classes d'implants*

Nous avons comparé les 4 classes d'implants entre eux (monofocaux, monofocaux toriques, multifocaux, multifocaux toriques).

Nous n'avons pas trouvé de différence significative sur l'équivalent sphérique ( $p=0.46$ ), sur la sphère corrigée ( $p=0.18$ ), sur l'acuité visuelle ( $p=0.17$ ), ni sur la kératométrie moyenne ( $p=0.32$ ).

### Cylindre

Nous retrouvons une différence significative sur le cylindre corrigé ( $p<0.0001$ ).

- Pour les implants monofocaux simples, nous retrouvons un cylindre à 15 jours de  $-0.98D$ . Avec une évolution de  $-0.038D/an$  on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-1.17D$**  ( $p<0.0001$ ).
- Pour les implants monofocaux toriques, le cylindre à 15 jours était de  $-1.24D$ . Avec une évolution de  $0.0036D/an$  on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-1.22D$**  ( $p=0.42$ ).
- Pour les implants multifocaux, le cylindre à 15 jours était de  $-0.71D$ . Avec une évolution de  $-0.025D/an$  on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-0.83D$**  ( $p=0.0022$ ).
- Pour les implants multifocaux toriques, le cylindre à 15 jours était de  $-0.78D$ . Avec une évolution de  $-0.012D/an$  on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-0.84D$**  ( $p=0.45$ ).

Type d'implant / cylindre	Prévalence	Valeur J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Monofocaux</b>	8 555 (82.8%)	-0.9794	<.0001	-0.03751	<.0001	<b>-1.1670</b>
<b>Monofocaux toriques</b>	1 213 (11.7%)	-1.2362	<.0001	0.003582	0.4206	<b>-1.2183</b>
<b>Multifocaux</b>	463 (4.5%)	-0.7078	<.0001	-0.02468	0.0022	<b>-0.8312</b>
<b>Multifocaux toriques</b>	101 (1%)	-0.7844	<.0001	-0.01208	0.4495	<b>-0.8448</b>

### Tonus

Nous retrouvons une évolution également significative sur le tonus oculaire (p=0.0001).

### ***Implants monofocaux et multifocaux***

#### Trois principaux implants monofocaux

Pour les implants monofocaux, nous avons étudié les trois principaux implants posés : AR40, SN60 et Tecnis. Il n'y avait pas de différence significative sur l'équivalent sphérique (p=0.55), sur la sphère corrigée (p=0.94), sur la kératométrie moyenne (p=0.94), ni sur le tonus oculaire (p=0.72).

*Cylindre*

Nous retrouvons une différence significative sur la pente du cylindre réfractif (p=0.009).

- Pour l'implant AR40, le cylindre corrigé à 15 jours est de -1.16D. Avec une évolution de -0.053D/an, on estimait le cylindre à 5 ans à **-1.41D** (p<0.0001).
- Pour l'implant SN60, le cylindre corrigé à 15 jours était de -0.98D. Avec une évolution de -0.036D/an, on estimait le cylindre à 5 ans à **-1.16D** (p<0.0001).
- Pour l'implant Tecnis, le cylindre à 15 jours était de -0.92D. Avec une évolution de -0.062D/an, on estimait le cylindre à 5 ans à **-1.23D** (p<0.0001).

Implants / cylindre	Valeur à J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>AR40</b>	-1.1552	<.0001	-0.05278	<.0001	<b>-1.4191</b>
<b>SN60</b>	-0.9769	<.0001	-0.03573	<.0001	<b>-1.1556</b>
<b>Tecnis</b>	-0.9161	<.0001	-0.06234	<.0001	<b>-1.2278</b>

*Acuité visuelle*

Concernant l'acuité visuelle, nous retrouvons une différence significative sur l'évolution de la pente ( $p < 0.0001$ ).

- Pour l'implant AR40, l'acuité à 15 jours était de 6.10/10. Avec une évolution de 0.14/10/an, on estimait l'acuité à 5 ans à **6.83/10** ( $p < 0.0001$ ).
- Pour l'implant SN60, l'acuité visuelle à 15 jours était de 7.68/10. Avec une évolution de -0.062/10/an, on estimait l'acuité à 5 ans à **7.37/10** ( $p < 0.0001$ ).
- Pour l'implant Tecnis, l'acuité visuelle à 15 jours était de 7.73/10. Avec une évolution de -0.11/10/an, on estimait l'acuité à 5 ans à **7.20/10** ( $p = 0.0006$ ).

<b>Implants / acuité</b>	<b>Valeur à J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5ans</b>
<b>AR40</b>	6.1019	<.0001	0.1449	<.0001	<b>6.8264</b>
<b>SN60</b>	7.6802	<.0001	-0.06239	<.0001	<b>7.3683</b>
<b>Tecnis</b>	7.7349	<.0001	-0.1078	0.0006	<b>7.1959</b>

Deux principaux implants multifocaux

Pour les implants multifocaux, nous avons analysé les deux principaux implants :

RestorD1 et ZMB

Laurine GALIBERT DE METZ

Nous ne retrouvons pas de différence significative sur l'équivalent sphérique ( $p=0.22$ ), sur la sphère ( $p=0.40$ ), sur l'acuité visuelle ( $p=0.59$ ), sur la kératométrie moyenne ( $p=0.34$ ) ni sur le tonus ( $p=0.10$ ).

### *Cylindre*

Nous retrouvons une différence significative sur le cylindre corrigé ( $p=0.029$ ) :

- Le cylindre à 15j était de  $-0.72D$  pour l'implant RestorD1. Avec une évolution de  $-0.015D/an$ , on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-0.79D$**  ( $p<0.0001$ ).
- Le cylindre à 15j était de  $-0.67D$  pour l'implant ZMB. Avec une évolution de  $-0.035D/an$ , on estimait le cylindre à 5 ans à  **$-0.85D$**  ( $p<0.0001$ ).

Implants / cylindre	Valeur J15	P J15	Pente par an	P pente	Valeur à 5 ans
<b>Restor D1</b>	-0.7150	<.0001	-0.01470	0.0106	<b>-0.7885</b>
<b>ZMB</b>	-0.6729	<.0001	-0.03491	<.0001	<b>-0.8475</b>

***Puissance des implants***

Nous avons analysé les paramètres réfractifs en fonction de la puissance (P) des implants.

Equivalent sphérique

Nous retrouvons une différence significative sur l'équivalent sphérique ( $p < 0.0001$ ).

<b>P Implant / Equivalent sphérique</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur à J15 (D)</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>[-15 ; -3[</b>	13 (0.02%)	0.8621	0.0208	-0.01798	0.8117	<b>0.7725</b>
<b>[-3 ; 3[</b>	68 (0.67%)	-1.1330	<.0001	0.04306	0.1453	<b>-0.9177</b>
<b>[3 ; 9[</b>	172 (1.69%)	-0.9437	<.0001	0.01145	0.5582	<b>-0.8865</b>
<b>[9 ; 15[</b>	612 (6.02%)	-1.2831	<.0001	0.07268	<.0001	<b>-0.9197</b>
<b>[15 ; 21[</b>	2 972 (29.23%)	-0.5048	<.0001	0.02867	<.0001	<b>-0.3615</b>
<b>[21 ; 26[</b>	5 603 (55.11%)	0.1069	<.0001	-0.02236	<.0001	<b>-0.0049</b>
<b>[26 ; 32[</b>	681 (6.70%)	0.3628	<.0001	-0.04004	0.0006	<b>0.1626</b>
<b>[32 ; 44[</b>	46 (0.45%)	-0.2212	0.2759	0.003553	0.9367	<b>-0.2034</b>

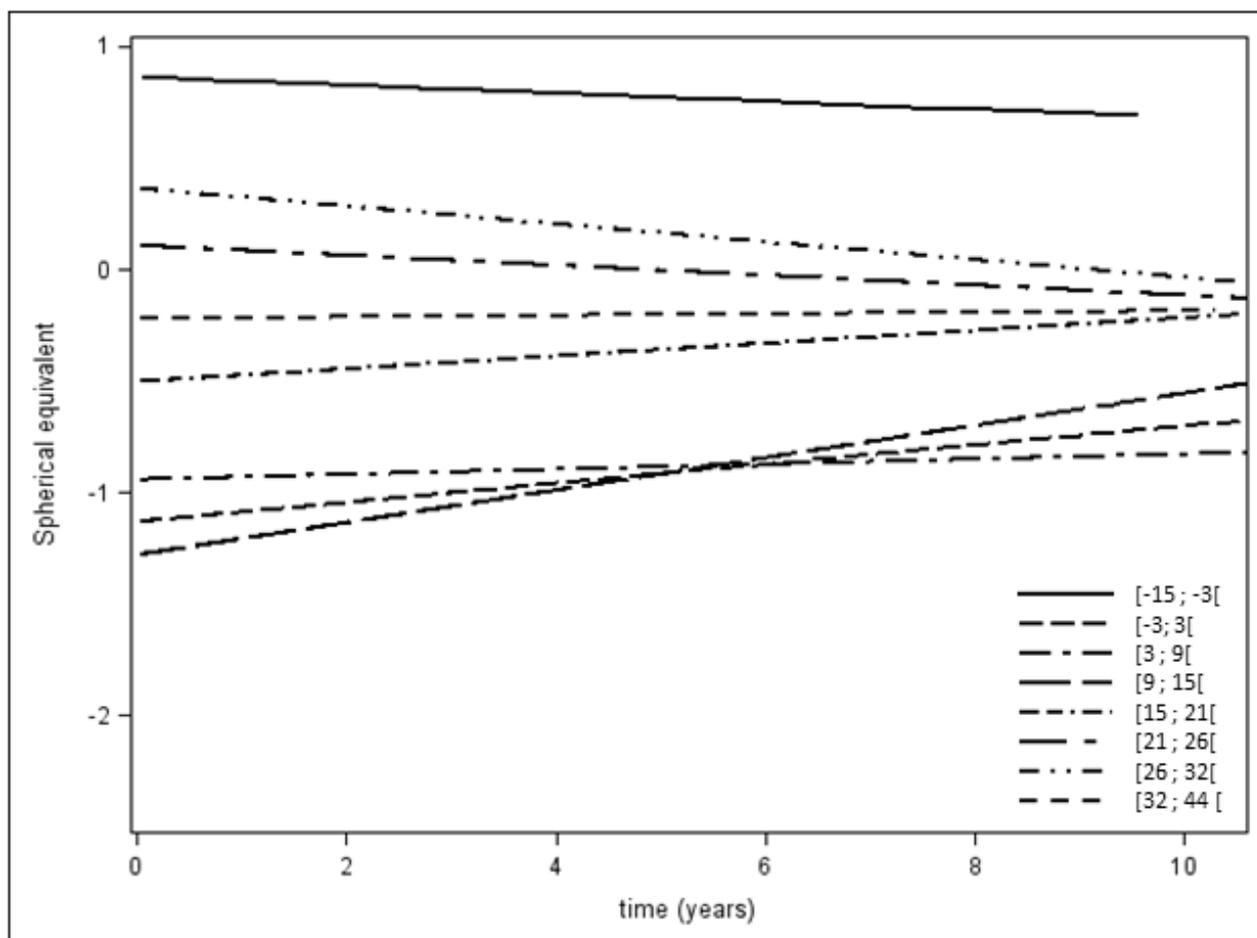


Figure 44 : Evolution de l'équivalent sphérique (D, ordonnée), en fonction du temps (années, abscisse), selon la puissance des implants.

Sphère

La différence était également significative sur la sphère corrigée ( $p < 0.0001$ ).

<b>P Implant / Sphère</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur à J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>[-15 ; -3[</b>	13 (0.02%)	1.4429	<.0001	-0.00790	0.9166	<b>1.4034</b>
<b>[-3 ; 3[</b>	68 (0.67%)	-0.4736	0.0034	0.04129	0.1626	<b>-0.2672</b>
<b>[3 ; 9[</b>	172 (1.69%)	-0.3766	0.0002	0.02433	0.2133	<b>-0.2550</b>
<b>[9 ; 15[</b>	612 (6.02%)	-0.7890	<.0001	0.07775	<.0001	<b>-0.4003</b>
<b>[15 ; 21[</b>	2 972 (29.23%)	0.001176	0.9628	0.03865	<.0001	<b>0.1944</b>
<b>[21 ; 26[</b>	5 603 (55.11%)	0.6255	<.0001	-0.00580	0.1577	<b>0.5965</b>
<b>[26 ; 32[</b>	681 (6.70%)	1.0263	<.0001	-0.02178	0.0616	<b>0.9174</b>
<b>[32 ; 44[</b>	46 (0.45%)	0.4380	0.0298	0.005076	0.9098	<b>0.4634</b>

Cylindre réfractif

La différence était significative sur le cylindre corrigé ( $p < 0.0001$ ).

<b>P Implant / Cylindre</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>[-15 ; -3[</b>	13 (0.02%)	-1.1546	<.0001	-0.02197	0.5598	<b>-1.2645</b>
<b>[-3 ; 3[</b>	68 (0.67%)	-1.3106	<.0001	-0.00095	0.9505	<b>-1.3154</b>
<b>[3 ; 9[</b>	172 (1.69%)	-1.1124	<.0001	-0.02350	0.0183	<b>-1.2299</b>
<b>[9 ; 15[</b>	612 (6.02%)	-0.9845	<.0001	-0.00956	0.0924	<b>-1.0323</b>
<b>[15 ; 21[</b>	2 972 (29.23%)	-0.9775	<.0001	-0.02309	<.0001	<b>-1.0930</b>
<b>[21 ; 26[</b>	5 603 (55.11%)	-0.9776	<.0001	-0.03886	<.0001	<b>-1.1719</b>
<b>[26 ; 32[</b>	681 (6.70%)	-1.1887	<.0001	-0.04552	<.0001	<b>-1.4163</b>
<b>[32 ; 44[</b>	46 (0.45%)	-1.3240	<.0001	-0.01213	0.6018	<b>-1.3847</b>

Acuité visuelle

Nous retrouvons une différence significative sur l'acuité visuelle (p=0.011).

<b>P Implant / acuité</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur à J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>[-15 ; -3[</b>	13 (0.02%)	5.2949	<.0001	0.03207	0.7936	<b>5.4553</b>
<b>[-3 ; 3[</b>	68 (0.67%)	5.7432	<.0001	0.001951	0.9690	<b>5.7530</b>
<b>[3 ; 9[</b>	172 (1.69%)	7.3867	<.0001	-0.03685	0.2544	<b>7.2025</b>
<b>[9 ; 15[</b>	612 (6.02%)	8.0172	<.0001	-0.01658	0.3662	<b>7.9343</b>
<b>[15 ; 21[</b>	2 972 (29.23%)	7.9641	<.0001	-0.05313	<.0001	<b>7.6985</b>
<b>[21 ; 26[</b>	5 603 (55.11%)	7.6813	<.0001	-0.07991	<.0001	<b>7.2818</b>
<b>[26 ; 32[</b>	681 (6.70%)	6.7843	<.0001	-0.05287	0.0058	<b>6.5200</b>
<b>[32 ; 44[</b>	46 (0.45%)	6.0953	<.0001	0.02007	0.7902	<b>6.1957</b>

En revanche nous n'avons pas mis en évidence de différence significative sur la kératométrie moyenne (p=0.059), ni sur le tonus oculaire (p=0.29).

***Amétropie préopératoire***

Concernant la puissance de la sphère préopératoire :

Equivalent sphérique

Nous retrouvons une différence significative sur l'équivalent sphérique postopératoire ( $p < 0.0001$ ).

<b>Sphère préopératoire / Equivalent sphérique</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<-7	383 (3.6%)	-1.8664	<.0001	0.06289	<.0001	<b>-1.5520</b>
[-7 ; -5[	249 (2.12%)	-1.7528	<.0001	0.08597	<.0001	<b>-1.3230</b>
[-5 ; -3[	520 (4.43%)	-1.7230	<.0001	0.08566	<.0001	<b>-1.2947</b>
[-3 ; -1[	1 177 (10.02%)	-1.3322	<.0001	0.06822	<.0001	<b>-0.9911</b>
[-1 ; 1[	4 890 (41.62%)	-0.3160	<.0001	0.01384	0.0035	<b>-0.2468</b>
[1 ; 3[	3 201 (27.25%)	0.4779	<.0001	-0.04508	<.0001	<b>0.2525</b>
[3 ; 5[	1 017 (8.66%)	0.8639	<.0001	-0.08915	<.0001	<b>0.4182</b>
≥5	311 (2.65%)	1.0309	<.0001	-0.07670	<.0001	<b>0.6474</b>

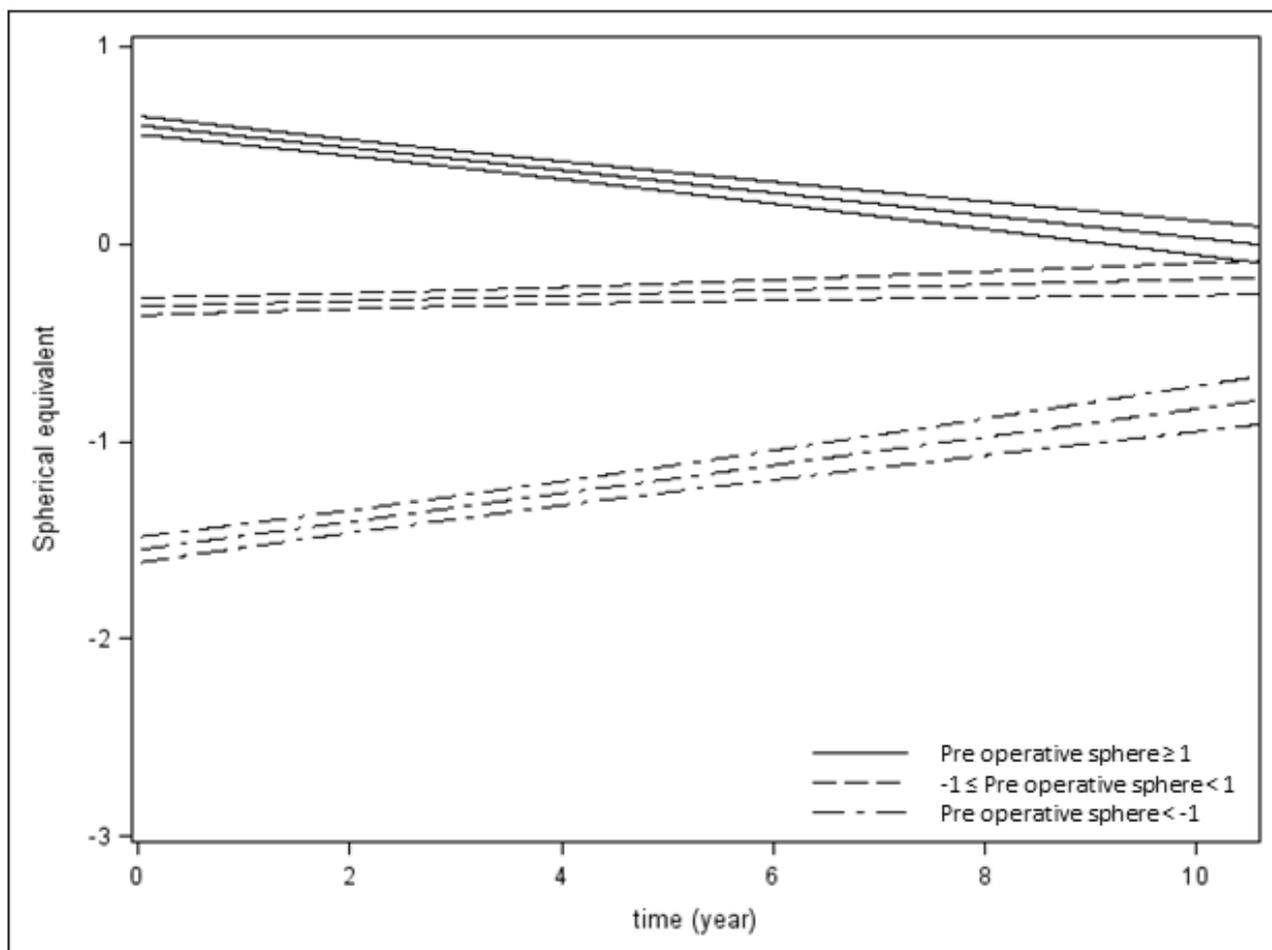


Figure 45 : Evolution de l'équivalent sphérique (D, ordonnée), en fonction du temps (années, abscisse), selon la puissance de la sphère préopératoire.

Sphère réfractive

Nous retrouvons une différence significative sur la sphère réfractive postopératoire ( $p < 0.0001$ ).

<b>Sphère préopératoire / sphère post opératoire</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>&lt;-7</b>	383 (3.6%)	-1.2941	<.0001	0.06836	<.0001	<b>-0.9523</b>
<b>[-7 ; -5[</b>	249 (2.12%)	-1.2402	<.0001	0.08773	<.0001	<b>-0.8016</b>
<b>[-5 ; -3[</b>	520 (4.43%)	-1.2290	<.0001	0.1038	<.0001	<b>-0.71</b>
<b>[-3 ; -1[</b>	1 177 (10.02%)	-0.7972	<.0001	0.07761	<.0001	<b>-0.4092</b>
<b>[-1 ; 1[</b>	4 890 (41.62%)	0.1821	<.0001	0.03019	<.0001	<b>0.3331</b>
<b>[1 ; 3[</b>	3 201 (27.25%)	1.0339	<.0001	-0.02967	<.0001	<b>0.8856</b>
<b>[3 ; 5[</b>	1 017 (8.66%)	1.4616	<.0001	-0.06919	<.0001	<b>1.1157</b>
<b>≥5</b>	311 (2.65%)	1.7195	<.0001	-0.04923	0.0100	<b>1.4736</b>

Cylindre réfractif

Nous retrouvons une différence significative sur le cylindre réfractif postopératoire (p<0.0001).

<b>Sphère/ Cylindre post opératoire</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>&lt;-7</b>	383 (3.6%)	-1.1333	<.0001	-0.01206	0.0911	<b>-1.1936</b>
<b>[-7 ; -5[</b>	249 (2.12%)	-1.0165	<.0001	-0.00484	0.6144	<b>-1.0407</b>
<b>[-5 ; -3[</b>	520 (4.43%)	-0.9743	<.0001	-0.03668	<.0001	<b>-1.1577</b>
<b>[-3 ; -1[</b>	1 177 (10.02%)	-1.0368	<.0001	-0.02406	<.0001	<b>-1.1571</b>
<b>[-1 ; 1[</b>	4 890 (41.62%)	-0.9535	<.0001	-0.03612	<.0001	<b>-1.1341</b>
<b>[1 ; 3[</b>	3 201 (27.25%)	-1.0462	<.0001	-0.03706	<.0001	<b>-1.2315</b>
<b>[3 ; 5[</b>	1 017 (8.66%)	-1.1245	<.0001	-0.04426	<.0001	<b>-1.3458</b>
<b>≥5</b>	311 (2.65%)	-1.2751	<.0001	-0.05398	<.0001	<b>-1.545</b>

Acuité visuelle

Nous retrouvons une différence significative sur l'acuité visuelle postopératoire (p<0.0001).

<b>Sphère/ Acuité post opératoire</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>&lt;-7</b>	383 (3.6%)	7.2129	<.0001	-0.02024	0.3548	<b>7.1117</b>
<b>[-7 ; -5[</b>	249 (2.12%)	7.9409	<.0001	-0.02285	0.4347	<b>7.8267</b>
<b>[-5 ; -3[</b>	520 (4.43%)	7.6667	<.0001	-0.06065	0.0030	<b>7.3635</b>
<b>[-3 ; -1[</b>	1 177 (10.02%)	7.4408	<.0001	-0.02450	0.0837	<b>7.3183</b>
<b>[-1 ; 1[</b>	4 890 (41.62%)	7.7590	<.0001	-0.09837	<.0001	<b>7.2672</b>
<b>[1 ; 3[</b>	3 201 (27.25%)	7.5826	<.0001	-0.07033	<.0001	<b>7.2310</b>
<b>[3 ; 5[</b>	1 017 (8.66%)	7.4533	<.0001	-0.1009	<.0001	<b>6.9488</b>
<b>≥5</b>	311 (2.65%)	6.1760	<.0001	-0.03121	0.2598	<b>6.0196</b>

Tonus oculaire

Nous retrouvons une différence significative sur le tonus oculaire postopératoire (p=0.0007).

<b>Sphère / Tonus post opératoire</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<-7	383 (3.6%)	15.8358	<.0001	0.04497	0.0691	<b>16.0607</b>
[-7 ; -5[	249 (2.12%)	15.7336	<.0001	0.1030	0.0021	<b>16.2486</b>
[-5 ; -3[	520 (4.43%)	15.7656	<.0001	0.02455	0.2900	<b>15.8884</b>
[-3 ; -1[	1 177 (10.02%)	15.3823	<.0001	0.01860	0.2565	<b>15.4753</b>
[-1 ; 1[	4 890 (41.62%)	14.9670	<.0001	0.05574	<.0001	<b>15.2457</b>
[1 ; 3[	3 201 (27.25%)	14.9749	<.0001	0.005639	0.5745	<b>15.0031</b>
[3 ; 5[	1 017 (8.66%)	14.5065	<.0001	0.07420	<.0001	<b>14.8775</b>
≥5	311 (2.65%)	14.5621	<.0001	0.06126	0.0580	<b>14.8684</b>

Nous ne retrouvons pas de différence significative de la kératométrie moyenne (p=0.052).

### ***Chirurgiens réalisant une incision temporale***

Concernant les trois chirurgiens réalisant une incision temporale systématique, nous ne retrouvons pas de différence significative de l'équivalent sphérique ( $p=0.25$ ), de la sphère ( $p=0.29$ ), du cylindre ( $p=0.074$ ), de la kératométrie moyenne ( $p=0.44$ ) entre les chirurgiens réalisant une incision temporale versus ceux n'en réalisant pas à 5 ans.

#### Acuité visuelle

Nous retrouvons une différence significative sur l'acuité visuelle ( $p<0.0001$ ).

<b>AV / chirurgien</b>	<b>Prévalence</b>	<b>Valeur J15</b>	<b>P J15</b>	<b>Pente par an</b>	<b>P pente</b>	<b>Valeur à 5 ans</b>
<b>Incision temporale</b>	3 107 (24.6%)	7.5640	<.0001	-0.08549	<.0001	<b>7.1366</b>
<b>Incision supérieure</b>	9 511 (75.4%)	7.4867	<.0001	-0.04755	<.0001	<b>7.2490</b>

#### Tonus oculaire

Nous retrouvons une différence significative du tonus oculaire ( $p=0.007$ ).

A J15, dans le groupe incision temporale, le tonus était de 15.05mmHg. Avec une pente de 0.03mmHg/an on estimait le tonus à 5 ans à 15.20mmHg ( $p<0.0001$ ).

A J15, dans le groupe incision supérieure, le tonus était de 15.05mmHg. Avec une pente de 0.06mmHg/an on estimait le tonus à 5 ans à 15.34mmHg ( $p < 0.0001$ ).

## **IV. Discussion**

### **a) Analyse de la population**

Notre population retrouve un âge moyen de chirurgie pour le premier œil de 72.79 ans et de 74.09 ans lors de la chirurgie du deuxième œil, ce qui correspond à l'âge moyen de chirurgie retrouvé en France (73.5 ans) en 2016 (DREES, Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques). Nous retrouvons une nette prédominance féminine des patients opérés (63.09%), prédominance également retrouvée à l'échelle nationale (59% de femmes, DRESS 2016). 24.31% des patients n'ont eu qu'un seul œil opéré quand 75.69% des patients ont bénéficié d'une chirurgie des deux yeux. Une étude américaine menée sur 8 012 chirurgies de cataracte retrouvait une incidence de chirurgie du deuxième œil de 60% dans les trois mois après la première intervention (44), quand une étude suédoise retrouvait 71% de patients opérés du deuxième œil à 5 ans (54), similaire à nos résultats.

Environ un quart des patients ont eu un laser Yag au cours du suivi, pour une médiane de suivi de 5 ans. Au cours de 15 ans de suivi postopératoire, 35% des patients bénéficient de Yag dans la littérature (36).

Laurine GALIBERT DE METZ

Une revue menée sur plus d'un million de chirurgie de cataracte en Suède retrouvait un âge moyen lors de l'opération de 75.1 ans en 1992 et de 74.9 ans en 2009. La proportion de femme était de 61% en 2009 (55). La proportion de patient ayant bénéficié d'une opération du deuxième œil augmentait constamment au cours du recueil, de 28.5% en 1992 à 40.4% en 2009.

25% de la population étudiée souffre d'hypertension, ce qui semble en deçà des chiffres retrouvés pour les populations de plus de 65 ans en France, la prévalence atteignant 67.3% (HAS, étude de l'ENNS Etude Nationale Nutrition Santé). Cette différence importante s'explique d'une part par la méconnaissance du diagnostic par les patients, d'autre part car l'hypertension artérielle est bien souvent sous diagnostiquée (50% des cas, INSERM) (56).

Concernant le diabète, 14% de notre population est diabétique, légèrement au-delà des valeurs retrouvées dans les populations françaises de plus de 65 ans (10.3%, étude PAQUID). Cette différence peut s'expliquer par le biais qu'engendre le suivi ophtalmologique annuel des patients diabétiques, entraînant une majoration des consultations chez cette population.

## **b) Analyse des implants posés**

82.8 % des implants posés étaient des implants monofocaux, 11.7 % des implants monofocaux toriques. L'ensemble des implants toriques (monofocaux et multifocaux)

représentait 12.7% de l'ensemble des implants (1 314 implants). Cette prévalence est supérieure à celle retrouvée au niveau mondial, où seulement 9% des chirurgies de cataracte aboutissent à la pose d'un implant torique (ASCRS 2015). En revanche, elle est en deçà de celle des patients pouvant en bénéficier réellement : 22.2% des patients ont un astigmatisme supérieur ou égal à 1.50 dioptries au moment de l'opération au sein d'une large cohorte espagnole (57). Une étude analysant les résultats réfractifs des patients ayant un astigmatisme faible (entre 0.75 D et 1.5 D) retrouvait un bénéfice à la pose d'implant torique quant à la qualité de vision, à la meilleure acuité visuelle non corrigée et au cylindre réfractif chez cette population (58).

### **c) Evolution des paramètres réfractifs sur l'ensemble de la population**

Notre étude retrouve une absence d'évolution significative de l'équivalent sphérique dans le temps, au-delà de 15 jours après la chirurgie de cataracte.

#### ***Equivalent sphérique***

L'équivalent sphérique moyen lors de la première consultation post opératoire à 15 jours était de -0.21 dioptries, soit  $\leq \pm 0.5$ . L'emmétropie post opératoire était obtenue chez la majorité des patients, donnée similaire à celle d'une large étude comparative multicentrique suédoise menée sur 23 244 patients retrouvant un équivalent sphérique  $\leq 0.5$  chez 58.4% des patients, avec une médiane d'erreur réfractive de  $\pm 0.59$  dioptries (59). Norrby et al (60) ne retrouvaient pas de modification de l'équivalent sphérique entre 1 an et 2 ans post opératoire chez 91 patients ( $+0.010 \pm 0.25$ ,  $p=0.73$ ).

Une autre étude suédoise menée entre 2008 et 2010 sur 17 056 opérations retrouvait une réfraction post opératoire à  $\pm 0.5D$  chez 55% des yeux pour lesquels l’emmétropie était visée (61).

S’il a été démontré que l’équivalent sphérique était stable entre 1 semaine et 1 mois postopératoire (62), celui-ci s’avère stable également à 5 ans postopératoire, sans modification significative de la pente d’évolution. La chirurgie de cataracte s’affirme alors comme une procédure fiable et pérenne dans le temps, autorisant un résultat réfractif durable pour la majorité des patients.

### *Sphère*

La sphère suit une évolution positive dans le temps, avec une augmentation de 0.012 dioptries par an. A 5 ans, la sphère est de 0.38 dioptries et à 10 ans de 0.44 dioptries, ce qui corrobore l’évolution hypermétropique retrouvée chez les patients vieillissants exempts de cataracte (16). La myopisation d’indice retrouvée chez les patients porteurs de cataracte nucléaire est liée d’une part à la modification du gradient des protéines cristalliniennes au sein du cortex vieillissant (72), d’autre part à la liquéfaction du vitré engendrant une modification d’indice réfractif (25). L’hypermétropisation relative retrouvée chez les patients âgés de plus de 70 ans avec cristallin clair, et retrouvée dans notre étude chez les patients implantés, serait en lien avec une diminution de la longueur axiale de l’œil causée par le crosslinking naturel du collagène scléral (25).

## *Cylindre*

Le cylindre évolue de -0.034 dioptries par an, pour une valeur moyenne à 15 jours postopératoire de -1.03. A 5 ans le cylindre moyen est de -1.20D et à 10 ans de -1.54D. L'augmentation de la puissance du cylindre est retrouvée dans la littérature chez les patients phaques exempts de cataracte, notamment chez les patients âgés de plus de 60 ans (7). Au-delà de 85 ans, l'astigmatisme moyen est de 1.25 dioptries (7).

Une étude menée sur 300 patients a démontré que l'indépendance vis-à-vis d'une correction optique était plus dépendante de l'erreur cylindrique que de l'erreur sphérique ou d'équivalent sphérique. Sur le meilleur œil, un patient est 33.96 fois plus à même d'utiliser un dispositif correcteur par dioptrie d'erreur d'astigmatisme. En revanche, par dioptrie d'erreur d'équivalent sphérique, le risque n'était plus que de 9.53. L'erreur sphérique n'était pas associée à une majoration du risque de port de correction optique (63). Pour les amétropies cylindriques supérieures à 0.75D, les implants toriques semblent supérieurs en ce qui concerne la meilleure acuité visuelle postopératoire, l'acuité visuelle non corrigée et l'indépendance vis-à-vis d'une correction optique (64). Or, l'astigmatisme atteint 87% des patients au moments de la chirurgie de la cataracte, supérieur à 0.75 dioptries dans 41% des cas (57). Un plus grand nombre de patients pourraient ainsi bénéficier de la pose d'implant torique, améliorant les résultats réfractifs postopératoire (58). Notre évolution cylindrique après la chirurgie s'approche de celle retrouvée dans la littérature, notamment entre 1 an et 2 ans postopératoire, où Norrby et al retrouvaient une évolution de  $-0.05 \pm 0.34$  D (non statistiquement significatif) (60).

### ***Kératométrie et tonus oculaire***

La kératométrie moyenne, de 43.80 dioptries à 15 jours, évolue de manière significative de 0.007D/an. On observe donc une très faible variation positive de la kératométrie, corrélée à l'évolution du cylindre réfractif.

Le tonus oculaire évolue également de manière significative, de 0.04mmHg par an. A 5 ans, le tonus aura augmenté en moyenne de 0.2mmHg, et à 10 ans de 0.4mmHg. Néanmoins, nous n'avons pas recueilli les traitements postopératoires des patients au cours du suivi, notamment les collyres hypotonisants. Ces résultats ne représentent donc pas l'évolution naturelle du tonus après la chirurgie puisque les patients glaucomateux ou hypertones traités n'ont pas été exclus. Par ailleurs, dans la littérature, il est classiquement retrouvé une baisse de la pression intraoculaire dans les premiers mois postopératoires (65). Notre étude menée sur le long terme ne peut rendre compte de cet effet.

### ***Acuité visuelle***

L'acuité visuelle à 5 ans était fonction de l'âge : plus un patient était âgé lors de l'opération, moins bonne était l'acuité visuelle. La puissance des implants influait également : plus la puissance des implants s'éloignait de la borne 21-26 dioptries, moins bonne était l'acuité visuelle. L'acuité visuelle à 5 ans de l'ensemble de la population étudiée était de 7.18/10, contre 7.54/10 à 15 jours postopératoire, ce qui nous semble un résultat satisfaisant : l'acuité baissait en moyenne de 0.07 dioptries par an. L'évolution de l'acuité visuelle est superposable à celle retrouvée dans la littérature 10 ans après la chirurgie de cataracte. (54)

Or, le maintien relatif de l'acuité visuelle, et par là-même de la stabilité réfractive, est un enjeu socio-économique global : les patients opérés de cataracte ont une mortalité diminuée de 40% en comparaison aux patients ayant une baisse d'acuité visuelle (<5/10) en lien avec une opacification du cristallin (66).

Une étude issue de la Blue Mountain Eye Study (67) a analysé la dépendance des personnes avec acuité visuelle basse, ces derniers étant trois fois plus à même de dépendre des aides gouvernementales ou d'une tierce personne, affectant ainsi la qualité de vie.

L'analyse des années personnes sans invalidité (QALYs, quality-adjusted life-years) retrouvait un gain (cost effectiveness) de 1.776 QALYs par patient opéré d'un premier œil, et 1.25 QALY après ajustement. Le coût total par année personne sans invalidité était de 2 020\$ par QALY(68), ce qui fait de la chirurgie de la cataracte une chirurgie extrêmement rentable : on estime qu'une chirurgie a une haute rentabilité en deçà de 20 000\$ par QALY (69) .

### ***Facteurs influençant la réfraction***

#### Age

L'âge d'opération n'influe pas sur les paramètres de la réfraction, en dehors du cylindre pour lequel l'évolution est différente en fonction des classes d'âge, avec une évolution du cylindre plus importante quand les patients sont opérés plus tardivement.

L'âge lors de l'opération influe sur l'acuité visuelle à 5 ans : plus les patients sont opérés tardivement, plus l'acuité visuelle à 5 ans sera basse. Ces résultats peuvent être expliqués

Laurine GALIBERT DE METZ

par les pathologies intercurrentes dont la prévalence augmente avec l'âge (DMLA, glaucome), qui n'ont pas été exclues de l'analyse (70).

### Hypertension

L'hypertension n'influe pas sur l'évolution des paramètres réfractifs, mais le diabète influe sur l'évolution de l'équivalent sphérique, de la sphère et du tonus oculaire. Dans la littérature, le diabète n'est pas corrélé à une évolution des paramètres de la réfraction chez les sujets âgés non opérés de cataracte (22)(24).

### Influence des classes d'implants

Entre les 4 classes d'implants, nous ne retrouvons pas de différence significative sur le long terme concernant l'équivalent sphérique, la sphère réfractive, l'acuité visuelle ou la kératométrie moyenne. Concernant le cylindre, les implants toriques (monofocaux et multifocaux) n'avaient pas d'évolution significative du cylindre à 5 ans, quand les implants non toriques présentaient une augmentation de la puissance du cylindre réfractif au cours du suivi.

### Amétropie pré opératoire

Les amétropies préopératoires influencent l'ensemble des paramètres réfractifs : concernant l'équivalent sphérique, plus les patients sont proches de l'emmétropie avant la chirurgie, plus l'équivalent sphérique à 5 ans tend vers 0D.

Plus un patient est myope en préopératoire, plus son équivalent sphérique à 15 jours postopératoire sera négatif. Néanmoins, l'équivalent sphérique augmentera significativement dans le temps, se rapprochant de 0D.

A l'inverse, plus un patient sera hypermétrope en préopératoire, plus son équivalent sphérique à 15 jours postopératoire sera positif. Celui-ci aura tendance à diminuer dans le temps, se rapprochant également 0D.

On observe ainsi une hypermétropisation de l'équivalent sphérique chez les patients myopes, et une myopisation chez les patients hypermétropes.

La sphère réfractive suit une évolution similaire : on note une hypermétropisation significative au cours du temps chez les patients myopes, et une myopisation au cours du temps chez les patients hypermétropes.

Cette tendance à l'emmétropisation postopératoire soulève l'hypothèse d'un phénomène se poursuivant tout au long de la vie. L'emmétropisation passive est largement étudiée chez l'enfant, avec la compensation de l'augmentation de la longueur axiale par l'aplatissement du rayon de courbure cornéenne (10). L'hypermétropisation relative de l'œil vieillissant en dépit de l'augmentation du rayon de courbure du cristallin est expliqué par des changements d'index réfractif au sein de la substance cristallinienne (10). L'emmétropisation active a été mise en évidence chez l'animal, avec une adaptation réfractive compensatoire à l'introduction de lentilles défocalisantes (11, 12). L'œil animal semble capable d'adapter ses composantes réfractives, en particulier sa longueur axiale, à l'introduction d'un système défocalisant. En est-il de même chez le sujet vieillissant ? L'emmétropisation de l'œil adulte phaque, - en dépit de l'augmentation de courbure du cristallin et de l'augmentation de son épaisseur - semble imputable à des modifications d'indice réfractif entre le cortex et le noyau, voire au sein même du cortex. Nos résultats

nous laissent à penser que les modifications au sein de la substance cristalliniennes ne sont pas les seuls facteurs concourant au maintien relatif de l'emmétropie, puisque lorsque nous nous affranchissons du cristallin une même tendance à l'emmétropisation est retrouvée.

Nous retrouvons sur le long terme une myopisation des patients hypermétropes, et une hypermétropisation des patients myopes, de telle sorte que sphère et équivalent sphérique tendent vers zéro. Les phénomènes d'emmétropisation se poursuivent-ils ? Par quels mécanismes ? Est-ce lié à des modifications de courbure cornéenne ou à la position effective de l'implant ?

Une étude des paramètres réfractifs de 59 patients menée jusqu'à un an postopératoire retrouvait une erreur réfractive moyenne de 0.25 dioptries (71). La position effective de l'implant subissait un shift postérieur significatif de  $0.033\text{mm} \pm 0.60\text{SD}$  entre un mois et un an postopératoire ( $p < 0.001$ ), dont l'effet réfractif moyen était de 0.05 dioptries. L'effet réfractif moyen d'une variation de courbure cornéenne a été calculé à 0.17 dioptries, soit plus de 3 fois plus important que l'effet de la position effective de l'implant. Les modifications réfractives retrouvées entre un mois et un an postopératoire étaient bien corrélées aux fluctuations de courbures cornéennes ( $r=0.55$ ,  $p < 0.001$ ), mais n'étaient pas explicitées par le shift postérieur de l'implant ( $r=0.10$ ,  $p=0.46$ ). Cette étude ne retrouvait pas de modification significative de la courbure cornéenne au cours du suivi, l'hypothèse émise étant que les modifications de courbure cornéenne (augmentation de courbure ou aplatissement) survenaient individuellement, entraînant un effet qui n'était pas statistiquement significativement différent de zéro. Comme Norrby et al (60), Klijn et al (71) concluaient que la courbure de la cornée subissait des variations naturelles dans le temps, quel que soit le statut cristallinien, sans pour autant observer d'évolution significative de l'état réfractif. Les modifications réfractives retrouvées dans notre étude

Laurine GALIBERT DE METZ

ne pourraient alors être imputables à des modifications de courbure cornéenne ou à un shift de l'implant. Une étude de la longueur axiale, du positionnement de l'implant et de la topographie cornéenne sur le long terme des patients opérés de cataracte pourrait témoigner des phénomènes justifiant l'emmétropisation que nous retrouvons à 5 ans.

### Puissance de l'implant

#### *Amétropies*

Nous avons analysé les résultats réfractifs en fonction de la puissance des implants posés, afin de nous affranchir de l'éventuelle myopisation d'indice pouvant modifier la valeur de la sphère préopératoire. Nous ne retrouvons pas de modification de l'équivalent sphérique à 5 ans pour les implants de puissance inférieure à 9 ou supérieure à 32. Cela pourrait s'expliquer par un manque de puissance statistique lié au faible nombre d'implants correspondants (253, soit 2.4% pour les implants <9D, 46 soit 0.45% pour les implants  $\geq 32D$ ). Cependant, nous retrouvons une augmentation de l'équivalent sphérique à 5 ans chez les patients porteurs d'implants entre 9 et 21 dioptries, plus marquée pour les implants entre 9 et 15 dioptries. A l'inverse, les patients porteurs d'un implant de puissance comprise entre 26 et 32 dioptries ont une diminution significative de leur équivalent sphérique à 5 ans.

Concernant la sphère seule postopératoire, l'hypermétropisation à 5 ans était retrouvée pour les patients porteurs d'un implant entre 9 et 21 dioptries, plus marquée pour les implants entre 9 et 15 dioptries. Pour les implants entre 26 et 32 dioptries, une myopisation à 5 ans était retrouvée, non significative ( $p=0.0616$ ).

### *Emmétropie*

Pour les patients se rapprochant de l'emmétropie préopératoire (puissance d'implant entre 21 et 26 dioptries, 55.11% des cas), l'équivalent sphérique à 15 jours est de 0.11D, à 5 ans de -0.005D. On note une très légère diminution de l'équivalent sphérique au cours du temps, mais l'emmétropie postopératoire est maintenue à 5 ans (équivalent sphérique à  $\pm 0.5D$ ). Les résultats sont identiques si l'on prend les patients avec une sphère préopératoire de  $\pm 1D$  : à 5 ans, l'équivalent sphérique est de -0.24D, soit  $< \pm 0.5D$ .

Au total, concernant la sphère préopératoire, plus celle-ci est proche de zéro, plus l'équivalent sphérique à 5 ans sera proche de zéro. Il en va de même avec la puissance d'implant : plus les implants se rapprochent de la fourchette 21-26D, plus l'équivalent sphérique à 5 ans sera proche de zéro. Ainsi, plus un patient se rapproche de l'emmétropie en préopératoire, plus il se rapprochera de l'emmétropie à 5 ans.

### Chirurgiens avec incision temporale

Concernant les chirurgiens réalisant une incision principale temporale systématique, il n'y avait pas de différence significative sur l'équivalent sphérique, la sphère, le cylindre et la kératométrie à 5 ans. L'acuité visuelle à 5 ans était de 7.14/10, contre 7.25/10 pour les chirurgiens ne réalisant pas d'incision temporale systématique.

La plupart des études de la littérature retrouvent un astigmatisme induit inférieur lors de la pratique d'une incision temporale systématique (72, 73). Néanmoins, une étude récente sur le sujet retrouvait un astigmatisme comparable à 2 mois postopératoire entre le groupe incision temporale et le groupe incision nasale (74). Dans cet essai était pratiqué une analyse vectorielle de l'astigmatisme et une videotopokératographie pour l'analyse de la morphologie cornéenne. Notre étude rejoint cette dernière en ne retrouvant pas de

différence significative à 5 ans du cylindre et de la kératométrie. Néanmoins, nous n'avons pas réalisé une analyse vectorielle de l'astigmatisme, qui semble une analyse plus précise (75).

## **e) Forces et limites**

Nous avons délibérément effectué une étude de vraie vie, incluant tous les patients successifs ayant le nombre minimal de consultations permettant une analyse de suivi. Nous n'avons ainsi pas exclu les patients ayant nécessité une implantation secondaire, pouvant grever le pronostic réfractif, ou les patients porteurs de pathologie maculaire, pouvant grever le pronostic visuel. L'originalité de cette étude réside dans l'analyse des résultats réfractifs sur le long terme (5 ans) des patients opérés de cataracte, sujet qui n'a pas encore été étudié jusqu'à lors, mais aussi dans son mode de recueil, sans critère d'exclusion clinique. Enfin, l'évolution des paramètres autorise leur appréhension par une analyse des pentes de variable par an. Ses limites en sont l'analyse des paramètres réfractifs (76–78). Nous avons seulement quantifié l'évolution de l'équivalent sphérique, de la sphère, et du cylindre sans en analyser l'évolution de l'axe. Nous n'avons pas relevé les éventuelles complications post ou peropératoire (79). Par ailleurs, une étude récente sur le sujet met en avant la meilleure sensibilité et spécificité de l'analyse des paramètres réfractifs sous forme de sphéro-cylindre (33). Une prochaine étude pourrait s'attacher à vérifier la stabilité des résultats réfractifs dans le temps, si ces derniers sont exprimés en sphéro-cylindre.

## **V. Conclusion**

Notre étude menée sur 12 618 chirurgies de cataracte, dont la médiane de suivi dépasse 5 ans, ne retrouve pas d'évolution significative de l'équivalent sphérique dans le temps. Nous retrouvons à 5 ans une tendance à l'emmétropisation, fonction de l'amétropie préopératoire, qui soulève la question de phénomènes réfractifs passifs et actifs se poursuivant tout au long de la vie.

## Bibliographie

1. Anderson HA, Hentz G, Glasser A, Stuebing KK, Manny RE. Minus-Lens–Stimulated Accommodative Amplitude Decreases Sigmoidally with Age: A Study of Objectively Measured Accommodative Amplitudes from Age 3. *Investig Ophthalmology Vis Sci*. 1 juill 2008;49(7):2919.
2. Duane A. NORMAL VALUES OF THE ACCOMMODATION AT ALL AGES. *J Am Med Assoc*. 21 sept 1912;LIX(12):1010.
3. Hamasaki D, Ong J, Marg E. The amplitude of accommodation in presbyopia. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. janv 1956;33(1):3-14.
4. Krag S, Olsen T, Andreassewf TT. Biomechanical Characteristics of the Human Anterior Lens Capsule in Relation to Age. :7.
5. Pedrighi RM, David G, Dziezyc J, Humphrey JD. Regional mechanical properties and stress analysis of the human anterior lens capsule. *Vision Res*. juin 2007;47(13):1781-9.
6. Weeber HA, Eckert G, Soergel F, Meyer CH, Pechhold W, van der Heijde RGL. Dynamic mechanical properties of human lenses. *Exp Eye Res*. mars 2005;80(3):425-34.
7. Irving EL, Machan CM, Lam S, Hrynychak PK, Lillakas L. Refractive error magnitude and variability: Relation to age. *J Optom*. janv 2019;12(1):55-63.
8. Kiorpes L, Wallman J. Does experimentally-induced amblyopia cause hyperopia in monkeys? *Vision Res*. mai 1995;35(9):1289-97.
9. Zadnik K, Adams A, Mutti u. Myopia. The nature versus nurture debate goes on. *Am J Ophthalmol*. août 1996;122(2):292-3.
10. Brown NP, Koretz JF, Bron AJ. The development and maintenance of emmetropia. *Eye*. janv 1999;13(1):83-92.

Laurine GALIBERT DE METZ

11. Sivak JG. The role of the lens in refractive development of the eye: Animal models of ametropia. *Exp Eye Res.* juill 2008;87(1):3-8.
12. Wildsoet C, Wallman J. Choroidal and scleral mechanisms of compensation for spectacle lenses in chicks. *Vision Res.* 1 mai 1995;35(9):1175-94.
13. Smith EL. Spectacle lenses and emmetropization: the role of optical defocus in regulating ocular development. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom.* juin 1998;75(6):388-98.
14. Troilo D. Neonatal eye growth and emmetropisation--a literature review. *Eye Lond Engl.* 1992;6 ( Pt 2):154-60.
15. Brown N. The change in lens curvature with age. *Exp Eye Res.* août 1974;19(2):175-83.
16. Fledelius HC. Refraction and eye size in the elderly: A review based on literature, including own results. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 27 mai 2009;66(3):241-8.
17. Moreau KL, King JA. Protein Misfolding and Aggregation in Cataract Disease and Prospects for Prevention. *Trends Mol Med.* mai 2012;18(5):273-82.
18. Pierscionek BK, Chan DY, Ennis JP, Smith G, Augusteyn RC. Nondestructive method of constructing three-dimensional gradient index models for crystalline lenses: I. Theory and experiment. *Am J Optom Physiol Opt.* juin 1988;65(6):481-91.
19. Truscott RJW. Eye Lens Proteins and Cataracts. In: Uversky VN, Fink AL, éditeurs. *Protein Misfolding, Aggregation, and Conformational Diseases* [Internet]. Boston, MA: Springer US; 2007 [cité 16 févr 2020]. p. 435-47. Disponible sur: [http://link.springer.com/10.1007/978-0-387-36534-3\\_21](http://link.springer.com/10.1007/978-0-387-36534-3_21)
20. Vrensen GFJM. Early cortical lens opacities: a short overview. *Acta Ophthalmol (Copenh).* sept 2009;87(6):602-10.
21. Gudmundsdottir E, Jonasson F, Jonsson V, Stefansson E, Sasaki H, Sasaki K, et al. « With the rule » astigmatism is not the rule in the elderly. *Reykjavik Eye Study: A population*

Laurine GALIBERT DE METZ

based study of refraction and visual acuity in citizens of Reykjavik 50 years and older. *Acta Ophthalmol Scand.* déc 2000;78(6):642-6.

22. Guzowski M, Wang JJ, Rochtchina E, Rose KA, Mitchell P. Five-year refractive changes in an older population. *Ophthalmology.* juill 2003;110(7):1364-70.

23. Gudmundsdottir E, Arnarsson A, Jonasson F. Five-Year Refractive Changes in an Adult Population Reykjavik Eye Study. *Ophthalmology.* avr 2005;112(4):672-7.

24. Fotedar R, Mitchell P, Burlutsky G, Wang JJ. Relationship of 10-Year Change in Refraction to Nuclear Cataract and Axial Length. *Ophthalmology.* août 2008;115(8):1273-1278.e1.

25. Mehdizadeh M. Age and Refraction. *Ophthalmology.* nov 2008;115(11):2097.

26. Han X, Guo X, Lee PY, Morgan IG, He M. Six-year changes in refraction and related ocular biometric factors in an adult Chinese population. Pan C-W, éditeur. *PLOS ONE.* 30 août 2017;12(8):e0183364.

27. Namba H, Kawasaki R, Sugano A, Murakami T, Nishitsuka K, Kato T, et al. Age-Related Changes in Ocular Aberrations and the Yamagata Study (Funagata): Cornea. nov 2017;36:S34-40.

28. Wong TY, Foster PJ, Johnson GJ, Seah SKL. Refractive Errors, Axial Ocular Dimensions, and Age-Related Cataracts: The Tanjong Pagar Survey. *Investig Ophthalmology Vis Sci.* 1 avr 2003;44(4):1479.

29. Lim R, Mitchell P, Cumming RG. Refractive Associations with Cataract: the Blue Mountains Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1 nov 1999;40(12):3021-6.

30. Writing Committee for the Pediatric Eye Disease Investigator Group (PEDIG), Repka MX, Dean TW, Kraker RT, Bothun ED, Morrison DG, et al. Visual Acuity and Ophthalmic Outcomes in the Year After Cataract Surgery Among Children Younger Than 13 Years. *JAMA Ophthalmol.* 1 juill 2019;137(7):817.

Laurine GALIBERT DE METZ

31. Struck MC. Long-term Results of Pediatric Cataract Surgery and Primary Intraocular Lens Implantation From 7 to 22 Months of Life. *JAMA Ophthalmol.* 1 oct 2015;133(10):1180.
32. Weakley DR, Lynn MJ, Dubois L, Cotsonis G, Wilson ME, Buckley EG, et al. Myopic Shift 5 Years after Intraocular Lens Implantation in the Infant Aphakia Treatment Study. *Ophthalmology.* juin 2017;124(6):822-7.
33. Aristodemou P, Sparrow JM, Kaye S. Evaluating Refractive Outcomes after Cataract Surgery. *Ophthalmology.* janv 2019;126(1):13-8.
34. Lundström M, Dickman M, Henry Y, Manning S, Rosen P, Tassignon M-J, et al. Risk factors for refractive error after cataract surgery: Analysis of 282 811 cataract extractions reported to the European Registry of Quality Outcomes for cataract and refractive surgery: *J Cataract Refract Surg.* avr 2018;44(4):447-52.
35. Kugelberg M, Lundström M. Factors related to the degree of success in achieving target refraction in cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg.* nov 2008;34(11):1935-9.
36. Mönestam E. Long-term outcomes of cataract surgery: 15-year results of a prospective study: *J Cataract Refract Surg.* janv 2016;42(1):19-26.
37. Klijn S, Sicam VADP, Reus NJ. Long-term changes in intraocular lens position and corneal curvature after cataract surgery and their effect on refraction: *J Cataract Refract Surg.* janv 2016;42(1):35-43.
38. Albert DM. Jacques Daviel: The Invention of Modern Cataract Surgery. In: Marmor MF, Albert DM, éditeurs. *Foundations of Ophthalmology*
39. Sanders DR, Higginbotham RW, Opatowsky IE, Confino J. Hyperopic shift in refraction associated with implantation of the single-piece Collamer intraocular lens: *J Cataract Refract Surg.* déc 2006;32(12):2110-2.
40. Ravalico G, Tognetto D, Palomba M, Busatto P, Baccara F. Capsulorhexis size and

Laurine GALIBERT DE METZ

posterior capsule opacification: *J Cataract Refract Surg.* janv 1996;22(1):98-103.

41. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry: *J Cataract Refract Surg.* janv 2011;37(1):63-71.

42. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg.* mars 1988;14(2):136-41.

43. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula: *J Cataract Refract Surg.* mai 1990;16(3):333-40.

44. Gollogly HE, Hodge DO, St. Sauver JL, Erie JC. Increasing incidence of cataract surgery: Population-based study: *J Cataract Refract Surg.* sept 2013;39(9):1383-9.

45. Flaxman SR, Bourne RRA, Resnikoff S, Ackland P, Braithwaite T, Cicinelli MV, et al. Global causes of blindness and distance vision impairment 1990–2020: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob Health.* déc 2017;5(12):e1221-34.

46. Bastawrous A, Suni A-V. Thirty Year Projected Magnitude (to 2050) of Near and Distance Vision Impairment and the Economic Impact if Existing Solutions are Implemented Globally. *Ophthalmic Epidemiol.* 6 déc 2019;1-6.

47. Boyd M, Kvizhinadze G, Kho A, Wilson G, Wilson N. Cataract surgery for falls prevention and improving vision: modelling the health gain, health system costs and cost-effectiveness in a high-income country. *Inj Prev.* 20 juin 2019;injuryprev-2019-043184.

48. Hu JQ, Sarkar R, Sella R, Murphy JD, Afshari NA. Cost-Effectiveness Analysis of Multifocal Intraocular Lenses Compared to Monofocal Intraocular Lenses in Cataract Surgery. *Am J Ophthalmol.* déc 2019;208:305-12.

49. Mathew RG, Ferguson V, Hingorani M. Clinical Negligence in Ophthalmology: Fifteen Years of National Health Service Litigation Authority Data. *Ophthalmology.* avr

Laurine GALIBERT DE METZ

2013;120(4):859-64.

50. Thompson AC, Parikh PD, Lad EM. Review of Ophthalmology Medical Professional Liability Claims in the United States from 2006 through 2015. *Ophthalmology*. mai 2018;125(5):631-41.

51. Smith HE. The Incidence of Liability Claims in Ophthalmology as Compared with Other Specialties. *Ophthalmology*. oct 1990;97(10):1376-8.

52. Kohanim S, Sternberg P, Karrass J, Cooper WO, Pichert JW. Unsolicited Patient Complaints in Ophthalmology. *Ophthalmology*. févr 2016;123(2):234-41.

53. Lee BS, Gallagher TH. Saying "I'm Sorry": Error Disclosure for Ophthalmologists. *Am J Ophthalmol*. déc 2014;158(6):1108-1110.e2.

54. Mönestam EI, Lundqvist B. Extended long-term outcomes of cataract surgery. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. nov 2012;90(7):651-6.

55. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Lundström M. One million cataract surgeries: Swedish National Cataract Register 1992–2009. *J Cataract Refract Surg*. août 2011;37(8):1539-45.

56. Perrine A-L, Lecoffre C, Blacher J, Olié V. // HYPERTENSION IN FRANCE: PREVALENCE, TREATMENT AND MANAGEMENT IN 2015 AND TEMPORAL TRENDS SINCE 2006. :18.

57. Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM, Cerviño A. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. janv 2009;35(1):70-5.

58. Buscacio ES, Patrão LF, Moraes HV de. Refractive and Quality of Vision Outcomes with Toric IOL Implantation in Low Astigmatism. *J Ophthalmol*. 2016;2016:1-8.

59. Kugelberg M, Lundström M. Factors related to the degree of success in achieving target refraction in cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract*

Laurine GALIBERT DE METZ

Surg. nov 2008;34(11):1935-9.

60. Norrby S, Hirnschall N, Nishi Y, Findl O. Fluctuations in corneal curvature limit predictability of intraocular lens power calculations: J Cataract Refract Surg. févr 2013;39(2):174-9.

61. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study: J Cataract Refract Surg. juill 2012;38(7):1181-6.

62. Ostri C, Holfort SK, Fich MS, Riise P. Automated refraction is stable 1 week after uncomplicated cataract surgery. Acta Ophthalmol (Copenh). mars 2018;96(2):149-53.

63. Wilkins MR, Allan B, Rubin G, Moorfields IOL Study Group. Spectacle use after routine cataract surgery. Br J Ophthalmol. 1 oct 2009;93(10):1307-12.

64. Holland E, Lane S, Horn JD, Ernest P, Arleo R, Miller KM. The AcrySof Toric Intraocular Lens in Subjects with Cataracts and Corneal Astigmatism A Randomized, Subject-Masked, Parallel-Group, 1-Year Study. Ophthalmology. nov 2010;117(11):2104-11.

65. Lv H, Yang J, Liu Y, Jiang X, Liu Y, Zhang M, et al. Changes of intraocular pressure after cataract surgery in myopic and emmetropic patients: Medicine (Baltimore). sept 2018;97(38):e12023.

66. Fong CS, Mitchell P, Rochtchina E, Teber ET, Hong T, Wang JJ. Correction of Visual Impairment by Cataract Surgery and Improved Survival in Older Persons. Ophthalmology. sept 2013;120(9):1720-7.

67. Wang JJ, Mitchell P, Smith W, Cumming RG, Attebo K. Impact of Visual Impairment on Use of Community Support Services by Elderly Persons: The Blue Mountains Eye Study. 1999;40(1):8.

68. Obstbaum SA. Special Report: Utilization, appropriate care, and quality of life for cataract patients. Am J Ophthalmol. avr 2007;143(4):730.

Laurine GALIBERT DE METZ

69. Busbee BG, Brown MM, Brown GC, Sharma S. Incremental Cost-effectiveness of Initial Cataract Surgery. 2002;109(3):7.
70. Hong T, Mitchell P, Rochtchina E, Fong CS, Chia E-M, Wang JJ. Long-term changes in visual acuity in an older population over a 15-year period: the Blue Mountains Eye Study. *Ophthalmology*. oct 2013;120(10):2091-9.
71. Klijn S, Sicam VADP, Reus NJ. Long-term changes in intraocular lens position and corneal curvature after cataract surgery and their effect on refraction: *J Cataract Refract Surg*. janv 2016;42(1):35-43.
72. Nikose AS, Saha D, Laddha PM, Patil M. Surgically induced astigmatism after phacoemulsification by temporal clear corneal and superior clear corneal approach: a comparison. Vol. 12, *Clinical Ophthalmology*. Dove Press; 2018
73. Giansanti F, Rapizzi E, Virgili G, Mencucci R, Bini A, Vannozzi L, et al. Clear corneal incision of 2.75 mm for cataract surgery induces little change of astigmatism in eyes with low preoperative corneal cylinder. *Eur J Ophthalmol*. juin 2006;16(3):385-93.
74. Hayashi K, Sato T, Yoshida M, Yoshimura K. Corneal shape changes of the total and posterior cornea after temporal versus nasal clear corneal incision cataract surgery. *Br J Ophthalmol*. févr 2019;103(2):181-5.
75. Næser K, Reinstein DZ, Archer TJ. Surgically Induced Astigmatism: Distinguishing Between Dioptric Vectors and Non-vectors. *J Refract Surg*. 1 mai 2015;31(5):349-50.
76. Kaye SB, Harris WF. Analyzing refractive data. *J CATARACT REFRACT SURG*. 2002;28:8.
77. Kaye SB. Objective evaluation of refractive data and astigmatism: quantification and analysis. *Eye*. févr 2014;28(2):154-61.
78. Kaye SB. Actual and intended refraction after cataract surgery: *J Cataract Refract Surg*. nov 2003;29(11):2189-94.

Laurine GALIBERT DE METZ

79. Mahmud I, Kelley T, Stowell C, Haripriya A, Boman A, Kossler I, et al. A Proposed Minimum Standard Set of Outcome Measures for Cataract Surgery. *JAMA Ophthalmol.* 1 nov 2015;133(11):1247.

**AUTEUR : Nom : Galibert de Metz**

**Prénom : Laurine**

**Date de soutenance : cinq octobre deux mille vingt**

**Titre de la thèse : Analyse à long terme des résultats réfractifs après une chirurgie de cataracte, une étude rétrospective menée sur 12 618 yeux.**

**Thèse - Médecine - Lille 2020**

**Cadre de classement : *Ophthalmologie* DES + spécialité : *Ophthalmologie***

**Mots-clés : chirurgie de la cataracte, réfraction, emmétropisation**

**Résumé :**

Objectifs : Analyser l'évolution réfractive sur le long terme (5ans) des patients opérés de cataracte, et rechercher les facteurs pouvant en modifier l'évolution

Matériel et Méthodes : Les données des chirurgies de cataracte réalisées entre janvier 2008 et décembre 2013 au Centre Ophtalmologique des Flandres ont été collectées rétrospectivement. Les paramètres de la réfraction ont été analysés à partir du 15<sup>ème</sup> jour postopératoire jusqu'en décembre 2019.

Résultats : 7 828 patients (12 618 yeux) ont été inclus. Notre étude ne retrouve pas d'évolution significative de l'équivalent sphérique au cours du temps. Ce dernier est cependant largement influencé par la réfraction préopératoire : nous retrouvons une évolution positive de l'équivalent sphérique pour les implants de puissance comprise entre [9-15[et [15-21[, respectivement 0.07D/an (0.05 à 0.09)  $p < 0.001$ ; et 0.03D/an (0.02 à 0.04)  $p < 0.001$ . Pour les implants de puissance comprise entre [21-26[et [26-32[, l'évolution est négative, respectivement -0.02D/an (-0.03 à -0.01)  $p < 0.0001$  ; et -0.04D/an (-0.06 à -0.02)  $p < 0.001$ . Des résultats similaires sont retrouvés pour l'analyse des classes de sphère préopératoire.

Conclusions : Notre étude ne retrouve pas d'évolution significative de l'équivalent sphérique dans le temps. Nous retrouvons à 5 ans post chirurgie une tendance à l'emmétropisation, fonction de l'amétropie pré opératoire, qui soulève la question de phénomènes passifs et actifs se poursuivant tout au long de la vie.

**Composition du Jury :**

**Président : Professeur Jean-François Rouland**

**Asseseurs : Professeur Pierre Labalette, Professeur François Puisieux, Docteur Thibault Roquancourt**

**Directeur de thèse : Docteur Clément Gruchala**

Laurine GALIBERT DE METZ