



*Université Lille 2 Droit et Santé* 

## UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2 FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

**Année :** 2014

## THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

## Correction de l'astigmatisme par implantation torique dans la chirurgie de la cataracte : Prédictibilité réfractive et retentissement du désaxement *Etude prospective à propos de 30 cas*

Présentée et soutenue publiquement le 17 janvier 2014 à 16 heures

## Par Benjamin LOUSTAU

## Jury

Président :	Monsieur le Professeur ROULAND
Assesseurs :	Monsieur le Professeur CHEVALIER Monsieur le Professeur LABALETTE Monsieur le Docteur FRANQUET
Directeur de Thèse :	Monsieur le Professeur ROULAND

# SOMMAIRE

I. <u>IN</u>	TRODUCTION	15
II. <u>N</u>	OTIONS FONDAMENTALES ET REVUE DE LA LITTERATURE	
2.1.	Astigmatisme	17
2.1.1	Historique	17
2.1.2	CLASSIFICATION	19
2.1.2.1	Astigmatisme cornéen	19
	Astigmatisme régulier	19
	Astigmatisme irrégulier	21
	Astigmatisme cornéen postérieur	22
2.1.2.2	Astigmatisme cristallinien	23
2.1.2.3	Astigmatisme d'origine rétinienne	23
2.1.3	Epidemiologie	24
2.1.4	Etiopathogenie	26
2.1.4.1	Astigmatisme et génétique	26
2.1.4.2	Astigmatisme et paupières	27
2.1.4.3	Astigmatisme et muscles extra-oculaires	28
2.1.4.4	Astigmatisme et pathologie oculaire ou générale	29
2.1.5	EVOLUTION	31
2.1.5.1	Astigmatisme au début de l'enfance (naissance à quatre ans)	31
2.1.5.2	Astigmatisme durant l'enfance	31
2.1.5.3	Astigmatisme chez l'adulte	32
2.1.5.4	ASTIGMATISME CHEZ L'ADULTE AGE	32
2.1.6	MOYENS D EXPLORATION	33
2.1.6.1	Keratometrie manuelle	33
2.1.0.2	Keratometrie automatique	33
2.1.0.3	Dringing	34
	Cornée normale	25
	Cornée normale	36
2164	Tonographie cornéenne d'élévation	30
2.1.0.1		39
2.1.7	Principe de l'analyse vectorielle	39
2172	Méthode graphique	39
2.1.7.3	Méthode des coordonnées polaires	40
2.1.7.4	Méthode de la loi des sinus et cosinus	41
2.2.	CORRECTION DE L'ASTIGMATISME PREEXISTANT A LA CHIRURGIE DE LA CATARACTE	42
2.2.1	ROLE DE L'INCISION CORNEENNE	42
2.2.2	INCISIONS RELAXANTES	42
2.2.2.1	Incisions opposées en cornée claire	42
2.2.2.2	Incisions limbiques relaxantes	43
2.2.3	LENTILLES INTRAOCULAIRES TORIQUES	43
2.2.3.1	Historique	44
2.2.3.2	Modèles de lentille intraoculaire	44
2.2.3.3	Stabilité	45

<ul><li>2.2.3.4 Indication</li><li>2.2.3.5 Alignement de la IOL torique</li></ul>	46 46
2.2.4 CHIRURGIE REFRACTIVE SECONDAIRE	46
<b>2.3.</b> ABERROMETRIE : ANALYSE DU FRONT D'ONDE OCULAIRE	47
2.3.1 PRINCIPES DE MESURE DU FRONT D'ONDE	47
2.3.2 INTERPRETATIONS	48
2.3.2.1 Formule de refraction	48
2.3.2.2 Decomposition en polynome de zernike	40 50
2.3.2.3 Representation graphique	50
2.3.2.4 Root Mean Square (RMS) 2.3.2.5 Fonction d'étalement du noint (FFP)	50
2.3.3 APPLICATIONS	51
	-0
III. <u>ETUDE</u>	52
<b>3.1.</b> MATERIELS ET METHODE	52
3 1 1 ΒΑΤΙΕΝΤΌ ΕΤ ΕΤΙΙΝΕ	52
3.1.1 TATIENTS ET ETODE 3.1.2 CALCHI DE LA DIUSSANCE SCHERO-CVI INDRIQUE DE L'IMPLANT	52
3.1.3 TECHNIQUE DE LA FOISSARCE SI HERO CHEINDRIQUE DE L'IMITERIAL 3.1.3 TECHNIQUE CHIRIRGICALE	54
3.1.4 EXAMENS PREOPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES	56
3.1.5 MESURE DES RESULTATS	58
3.1.6 ANALYSE STATISTIQUE	58
3.2. RESULTATS	60
3.2.1 PATIENTS ET DONNEES PREOPERATOIRES	60
3.2.2 PREDICTIBILITE REFRACTIVE	61
3.2.2.1 Acuité visuelle subjective	61
3.2.2.2 Réfraction	62
3.2.2.3 Astigmatisme cornéen induit	62
3.2.2.4 Prédictibilité réfractive comparée des deux IOL	63
3.2.3 PREDICTIBILITE DE L'ALIGNEMENT DE L'IMPLANT ET SON RETENTISSEMENT	66
3.2.3.1 Alignement de l'implant intraoculaire	66
3.2.3.2 Retentissement visuel du desaxement	66
3.2.3.3 Retentissement refractil du desaxement 3.2.3.4 Retentissement abérrométrique du désaxement	69
	70
5.5. DISCUSSION	70
IV. <u>CONCLUSION</u>	83
BIBLIOGRAPHIE	85
ANNEXES 1	Q <i>1</i> .
ANNEXES 2	04
	90

## ANNEXES 2

## TABLE DES ABRÉVIATIONS

IOL : lentille intraoculaire (de Intra Ocular Lens)

PCI: interférométrie à cohérence partielle (de Partial Coherence interferometry)

EOM: muscle extra-oculaire (de Extra Ocular Muscle)

ACD: profondeur de chambre antérieure (de Anterior Chamber Depth)

EPL: position réelle de la lentille (de *Effective Lens Position*)

SIA: astigmatisme induit chirurgicalement (de Surgical Induced Astigmatism)

D : Dioptrie

Log MAR : logarithme de la résolution de l'angle minimum (de *logarithm of minimal angle of resolution*)

AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction

MAVC : Meilleure Acuité Visuelle Corrigée

ES : Equivalent Sphérique

RMS : Root Mean Square

HOA : Aberration de haut degré (de High Order Aberration)

## I. INTRODUCTION

Les méthodes de calcul de puissance des lentilles intraoculaires (IOL), de plus en plus précises, ont transformé la chirurgie de la cataracte en une chirurgie réfractive. Cependant, des résultats réfractifs optimaux ne peuvent être atteints par l'implantation d'une IOL sphérique traditionnelle chez des patients présentant un astigmatisme cornéen supérieur ou égal à 0,75 dioptrie (D). Dans ce cas, le port d'une correction optique ou la réalisation d'une procédure réfractive cornéenne additionnelle s'avère nécessaire, comme une incision opposée en cornée claire, une incision limbique relaxante(1,2), une photo-kératectomie réfractive, ou un *laser-assisted in situ keratomileusis* (LASIK)(3,4), soit dans le même temps opératoire ou soit dans un deuxième temps. Les principaux inconvénients de ces approches sont la dépendance des résultats à de nombreux facteurs dont l'âge, la profondeur et la largeur des incisions, et dans le cas de la chirurgie au laser excimer, le risque d'une deuxième procédure chirurgicale. En plus d'une prédictibilité réfractive faible(2,5–8), certaines techniques sont source de complications telles que : un trouble de la cicatrisation(5), une perforation(9), une infection(5,7) ou une perte de la meilleure acuité visuelle corrigée(2).

Dans les années 1990, les premières IOL toriques ont été proposées pour corriger l'astigmatisme cornéen dans la chirurgie de la cataracte. Cependant, les premiers modèles, instables (par rotation dans le sac capsulaire), avaient un effet limité sur la correction de l'astigmatisme préexistant(10–13).

Plus récemment, de nouvelles IOL toriques en acrylique ont été mises sur le marché, et de nombreuses études ont montré une stabilité de ces implants(14), avec des rotations moyennes post-opératoires inférieures à 1 degrés(15).

L'efficacité réfractive des IOL toriques réside essentiellement dans une implantation intra-capsulaire précise avec l'axe d'alignement planifié. Chaque degré de défaut d'alignement induit un astigmatisme résiduel préjudiciable au résultat réfractif.

Différentes méthodes d'alignement de la IOL torique existent(16–20). Cependant, la procédure en trois étapes reste celle la plus couramment utilisée. En premier, l'axe

horizontal (0° et 180°) de l'œil est marqué en préopératoire chez un patient assis pour éviter une cyclotorsion oculaire. Deuxièmement, en peropératoire, l'axe désiré d'alignement est marqué avec un instrument à graduation angulaire. Troisièmement, la IOL torique est implanté et tourné de façon à aligner les marques de l'implant avec l'axe désiré.

La récente introduction de l'aberrométrie (recueil et analyse du front d'onde oculaire) ajoute une nouvelle dimension dans l'analyse optique en simulant l'effet des aberrations oculaires sur la qualité de l'image rétinienne. L'importance de l'évaluation aberrométrique dans la chirurgie de la cataracte a été mise en évidence dans des études récentes (21–23) : il semble que la correction de l'astigmatisme par les IOL torique soit prédictible et promette une bonne qualité optique (22,23).

Le but de notre étude a donc été d'évaluer l'efficacité réfractive d'une implantation torique dans la chirurgie de la cataracte en utilisant une technique standard d'alignement de la IOL torique (procédure en trois étapes), de vérifier la position de la IOL torique et d'étudier le retentissement du désaxement de la IOL torique à la fois sur les résultats visuels, réfractifs et aberrométriques.

# II. <u>NOTIONS FONDAMENTALES ET</u> <u>REVUE DE LA LITTÉRATURE</u>

## 2.1. ASTIGMATISME

La focalisation d'un point objet en un point image unique correspond à une situation optique idéale. Un système optique parfait qui remplit cette condition est qualifié de « stigmate » en optique géométrique.

L'astigmatisme est un défaut optique désignant la perte du caractère ponctuel de l'image qui apparaît lorsque la puissance optique de l'œil diffère selon l'axe du méridien considéré.

## 2.1.1 <u>HISTORIQUE</u>

Le mot astigmatisme d'étymologie grec, provient de « *stigma* » (le point) précédé du préfixe privatif « *a* ».

Notre connaissance de l'astigmatisme a débuté au début du XIXème siècle, avec Thomas Young (1773-1829), médecin et physicien britannique qui fut le premier à s'intéresser et à décrire l'astigmatisme en 1801. Mais il faudra attendre 1825 avant que le premier verre cylindrique ne soit utilisé, par l'astronome et physicien anglais Sir George Biddell Airy (1801-1892), pour corriger sa propre erreur réfractive.

Enfin, Franciscus Cornelis Donders (1818-1889) établira les bases optiques de l'astigmatisme en 1857 par ses différents travaux, dont notamment ceux rendus publics par l'ouvrage « L'astigmatisme et les verres cylindriques », traduit du néerlandais par le docteur H. Dor en 1862 *(figure 1)*.





## 2.1.2 CLASSIFICATION

L'astigmatisme peut avoir différentes origines. Il peut résulter d'une différence de puissances dioptriques entre les deux méridiens principaux de la cornée (astigmatisme cornéen). Il peut être lié à une irrégularité de courbure de la face antérieure ou postérieure de la lentille cristallinienne, ou à une malposition de celle-ci (astigmatisme cristallinien). Plus rarement, il peut être la conséquence d'une anomalie du segment postérieur.

La combinaison de l'astigmatisme cornéen et interne est égal à l'astigmatisme total. Il est admis qu'il existe une relation entre l'astigmatisme cornéen et interne. En 1890, Javal proposait une règle de prédiction de l'astigmatisme total basée sur l'astigmatisme cornéen : At = 0,5 + 1,25(Ac), où At est l'astigmatisme total et Ac l'astigmatisme cornéen. Grosvenor, Quintero et Perrigin(24) ont suggéré une simplification de la règle de Javal basée sur les résultats d'une analyse de régression étudiant la relation entre astigmatisme cornéen et interne : At = Ac - 0,5. Cette simplification suggère que la magnitude de l'astigmatisme interne chiffrée à 0,5 D soit relativement constante quelle que soit la valeur de l'astigmatisme cornéen, ce qui a été retrouvé par Dunne et al. avec un axe aux alentours de 100 degrés(25).

#### 2.1.2.1 ASTIGMATISME CORNÉEN

L'astigmatisme cornéen est extrapolé à l'astigmatisme de la face antérieure de la cornée puisqu'il est responsable de la quasi-totalité de l'astigmatisme cornéen. Cela s'explique par le fait que la face antérieure sépare deux milieux d'indice différent (air et cornée). Il est exploré cliniquement par différents moyens d'analyse optique : le disque de placido, la kératométrie manuelle ou automatique, ou la topographie cornéenne. Il peut être décrit selon sa symétrie (régulier ou irrégulier) et selon son orientation (direct (ou conforme à la règle), inverse (contraire à la règle) ou oblique).

#### ASTIGMATISME RÉGULIER

Dans l'astigmatisme régulier, le pouvoir réfractif de la cornée en chacun de ses points est égal à un point correspondant de l'hémi méridien situé à 180 degrés, avec le méridien le plus plat et le plus cambré perpendiculaire l'un à l'autre. Il est mesuré par la différence des puissances dioptriques entre les deux méridiens principaux.

Dans l'astigmatisme régulier, un point objet ne donne donc pas une image ponctuelle mais se réfracte en un faisceau lumineux de géométrie particulière, appelée « conoïde de Sturm »(26). La section de ce faisceau a une forme d'ellipse d'axe variable qui s'aplatit progressivement pour devenir une droite, la droite focale antérieure. Puis le faisceau va diverger en s'arrondissant, donnant le cercle de moindre diffusion pour devenir une ellipse de plus en plus plate, jusqu'à l'obtention d'une deuxième droite, dite droite focale postérieure. Les deux droites focales perpendiculaires, situées aux deux extrémités du conoïde, correspondent à l'une des deux courbures principales situées orthogonalement. Le cercle de moindre diffusion est défini comme l'équivalent sphérique de la lentille cylindrique, c'est à dire la zone où les dimensions verticales et horizontales de l'image floue sont égales (*Figure 2*).



**Figure 2.** Les deux principaux méridiens (I et II) sont perpendiculaires l'un à l'autre. Le point objet (O) est représenté par deux droites focales Y'I et Y'II. Entre les deux droites focales se situe le cercle de moindre diffusion (Kr), zone ou la perte de définition de l'image est la plus faible.

La position des deux droites focales par rapport au plan rétinien permet de classer l'astigmatisme en simple, mixte ou composé.

Dans l'astigmatisme simple, l'une des deux focales se projette sur la rétine, la seconde étant placée soit en arrière du plan rétinien (astigmatisme hypermétropique simple), soit en avant (astigmatisme myopique simple).

Dans l'astigmatisme composé, les deux focales ne se projettent pas sur le plan rétinien mais soit en arrière (astigmatisme hypermétropique composé), soit en avant (astigmatisme myopique composé).

Dans l'astigmatisme mixte, les deux focales se projettent de part et d'autre du plan rétinien.

Un astigmatisme est dit direct (ou conforme à la règle) lorsque le méridien le plus cambré (puissance dioptrique la plus élevée) est vertical. A l'inverse, l'astigmatisme est dit inverse (ou contraire à la règle) lorsque le méridien de puissance la plus élevée est horizontal. Un astigmatisme est oblique lorsque son axe principal est supérieur à 30 degrés ou plus par rapport aux axes verticaux ou horizontaux.

Dans la décomposition du front d'onde en polynômes de Zernike, l'astigmatisme régulier est défini comme une aberration corrigible (de bas degré). Il s'agit d'une variation régulière du défocus avec une symétrie axiale. Un astigmatisme régulier parfait correspond à une aberration de degré n = 2, comme les amétropies sphériques, et s'exprime par la combinaison linéaire des polynôme de Zernike Z (2,-2) et Z (2, 2) qui permet de déterminer à la fois la magnitude et l'axe.

#### **ASTIGMATISME IRRÉGULIER**

Classiquement, l'astigmatisme irrégulier est défini par deux méridiens cornéens principaux n'étant pas perpendiculaires l'un à l'autre, et/ou par l'inégalité de la puissance réfractive de deux hémiméridiens. Cliniquement, un astigmatisme irrégulier n'est pas corrigible avec un verre sphéro-cylindrique. La kératométrie manuelle permet son dépistage mais c'est essentiellement la topographie cornéenne qui permet son analyse. Il est la conséquence de pathologies cornéennes telles que le kératocône, la dégénérescence marginale pellucide, ou des modifications traumatiques ou chirurgicales de la cornée *(figure 3)*.



**Figure 3.** Astigmatisme irrégulier dans le cadre d'un kératocône (image de gauche) et d'une kératoplastie transfixiante (image de droite). (Images du CHRU de Lille)

Plus récemment, le terme d'irrégulier est utilisé pour décrire une variété d'aberrations optiques dits de haut degré,  $n \ge 3$ , telles que le coma (Z (3, 1)), le trefoil (Z (3, 3)) ou les aberrations sphériques (Z (4, 0)). La description détaillée des différents composants optiques de l'œil est de plus en plus largement adoptée par l'utilisation de l'aberrométrie et du polynôme de Zernike. Ainsi l'étude de l'astigmatisme irrégulier correspond à l'analyse de ces aberrations, en précisant leur type et leur taux.

Cependant, une lecture poussée de ces données tend à considérer tous les astigmatismes comme ayant une part d'irrégularité. Toutefois, un certain degré d'irrégularité, non quantifié, engendre une acuité visuelle corrigée par verre sphéro-cylindrique abaissée et ceci définit l'astigmatisme irrégulier.

## ASTIGMATISME CORNÉEN POSTÉRIEUR

L'astigmatisme cornéen postérieur dépend de la courbure de la surface postérieure de la cornée et de la différence d'indice de réfraction entre la cornée et l'humeur aqueuse. L'astigmatisme cornéen postérieur est dans la majorité des cas négligeable puisqu'il sépare deux milieux d'indice de réfraction sensiblement égaux. Il est rare qu'une pathologie de la surface postérieure de la cornée (kératocône postérieur) induise un astigmatisme conséquent. Plusieurs études se sont intéressées à l'astigmatisme induit par la surface postérieure de la cornée. Ces études ont retrouvé des valeurs allant de 0,18 à 0,30 dioptrie (D) avec dans la majorité des cas un axe opposé à celui de la surface antérieure(27–30).

La compensation de l'astigmatisme cornéen antérieur par le système optique interne est connue depuis quelques années, avec une valeur de 0,5 D retrouvée en moyenne dans les différentes études(25). Elle peut être attribuée en partie à l'astigmatisme cornéen postérieur.

#### 2.1.2.2 ASTIGMATISME CRISTALLINIEN

A l'état physiologique, il est de faible importance (inférieur à 0,75 D). Il semble être du au fait que le cristallin ne soit pas rigoureusement situé dans un plan frontal mais avec une rotation de 3 à 7 degrés autour de son axe vertical du coté nasal et de 0 à 3 degrés autour de son axe horizontal du coté supérieur(31).

Il peut être majoré de façon modérée lors d'irrégularités d'indice dans différents secteurs du cristallin, qui peuvent devenir plus importantes en cas de cataracte.

Lors de subluxation cristallinienne, de luxation ou de lenticône, l'astigmatisme induit peut devenir plus important.

#### 2.1.2.3 ASTIGMATISME D'ORIGINE RÉTINIENNE

Il peut exceptionnellement se rencontrer dans la forte myopie, en cas de staphylome déplaçant le pôle postérieur dans un plan oblique.

## 2.1.3 <u>EPIDÉMIOLOGIE</u>

L'astigmatisme cornéen régulier est répandu puisque plus de 45% de la population est astigmate d'au moins 0,75 D. Celui-ci est isolé dans 18% des cas et associé à une amétropie sphérique dans 32%(32). Il est souvent de faible degré.

Les dernières études épidémiologiques s'étant intéressées à l'astigmatisme cornéen retrouvent un astigmatisme moyen comparable entre elles, aux alentours de 1,00 D(33– 36). Les données de la prévalence de l'astigmatisme sont plus intéressantes pour le chirurgien de la cataracte : celles-ci retrouvent un astigmatisme cornéen supérieur ou égal à 0,75 D chez 36,05% à 41,05% des patients éligibles à une chirurgie de la cataracte, et supérieur ou égal à 1,50 D dans 16,6 % à 22,2 % des cas(34–36).



**Figure 4.** Distribution des fréquences cumulatives des astigmatismes cornéens mesurés par PCI sur 23 239 yeux(36).



Figure 5. Histogramme de la distribution des astigmatismes cornéens dans une population, avant chirurgie de la cataracte (n = 4540)(35)

Concernant la distribution des axes de l'astigmatisme, l'étude de Hoffman et al. retrouve 46,8% d'astigmatisme direct, 34,3% d'astigmatisme inverse et 18,9% d'astigmatisme oblique. Cette distribution était différente quand la valeur du cylindre était supérieur à 2,00 D avec respectivement 64,7% d'astigmatisme direct, 24,5 d'astigmatisme inverse et 10,8% d'astigmatisme oblique(36).



Figure 6. Fréquence des astigmatismes cornéens d'au moins 0,75 D, yeux droits (n = 6927) (image de gauche), yeux gauches (n = 7352) (image de droite)(36)

La prévalence de l'astigmatisme inverse est associée à l'âge et vérifiée dans les différentes études avec une augmentation de celui-ci au fil des années.

## 2.1.4 <u>Etiopathogénie</u>

Malgré de nombreuses recherches, les raisons du développement de l'astigmatisme congénital restent inconnues.

#### 2.1.4.1 ASTIGMATISME ET GÉNÉTIQUE

Une des explications possibles de l'étiologie de l'erreur réfractive astigmatique est le fait qu'elle soit génétiquement déterminée.

Wixson et al.(37) se sont intéressés à l'héritabilité de la puissance cornéenne en comparant celle-ci dans deux groupes : le premier, entre parents et enfants, le deuxième entre maris et femmes. Il en conclut que les deux parents semblent participer aux caractéristiques de la puissance cornéenne, suggérant que l'héritage de la puissance cornéenne semble s'apparenter à une transmission autosomique récessive.

Des études familiales ont recherché une influence génétique de l'erreur réfractive astigmatique au sein d'une population de jumeaux mono- ou hétérozygotes. Toutes ces études (38,39)retrouvent une différence significative entre les deux groupes concernant les corrélations réfractives sphériques, en faveur d'une influence génétique forte, mais ne retrouve pas de différences significatives concernant l'astigmatisme. La contribution génétique dans la genèse de l'astigmatisme semble faible. Seule une étude(40) a mis en évidence une corrélation supérieure dans une population de jumeaux monozygotes comparativement à des jumeaux dizygotes, amenant les auteurs à conclure à une héritabilité de l'astigmatisme de 50 à 65 pour cent.

Le même type d'étude réalisée cette fois sur une large population de famille(41), amène au même résultat : une influence génétique minime sur les erreurs réfractives astigmatiques.

L'ensemble de ces études sur l'astigmatisme et sa génétique retrouve des résultats discordants, probablement le reflet que à la fois la génétique et l'environnement ont un rôle dans le développement de l'astigmatisme.

#### 2.1.4.2 ASTIGMATISME ET PAUPIÈRES

Grosvenor et al.(42) a été le premier à proposer la théorie de l'étiologie de l'astigmatisme, par laquelle la pression de la paupière supérieure sur la cornée entraine un astigmatisme conforme à la règle. Il suggère que la tension des paupières et la rigidité cornéenne interagissent pour engendrer un astigmatisme cornéen (*figure 7*).

Il serait responsable de l'astigmatisme conforme à la règle du sujet jeune, et son relâchement expliquerait les modifications de l'axe avec l'âge.



**Figure 7.** Illustration de la théorie de la pression de la paupière sur le développement de l'astigmatisme cornéen (Illustration tirée de *Astigmatism and its possible genesis*, Read et al., 2007)

Wilson, Bell and Chotai(43) retrouve un changement d'astigmatisme cornéen après une chirurgie de lifting palpébral. Ce changement s'est particulièrement retrouvé chez les patients présentant un astigmatisme direct supérieur à 1 dioptrie, montrant une augmentation de la courbure du méridien horizontal sans aplatissement du méridien vertical.

L'influence de la position de la paupière a aussi été étudiée par Grey and Yap(44), en mesurant l'astigmatisme cornéen chez des patients adoptant trois positions palpébrales différentes (élargie, normal et réduite). Une augmentation significative de l'astigmatisme direct est retrouvée dans la position serrée. De même, Lieberman and Grierson(45) ont retrouvé des changements de forme de la cornée lors de rétractions palpébrales.

En outre, cela confirme l'influence des paupières sur l'astigmatisme direct. Il existerait aussi une corrélation entre l'axe de l'astigmatisme et l'axe de la fissure palpébrale (*figure 8*). L'axe le plus cambré a été retrouvé perpendiculaire à l'axe de la fissure palpébrale(46).



**Figure 8**. Exemple de patient présentant une concordance rapprochée entre l'angle de la fissure palpébrale et l'axe du cylindre cornéen. (Illustration tirée de *Astigmatism and its possible genesis*, Read et al., 2007)

Garcia et al. (47)ont émis deux hypothèses sur cette corrélation : l'effet mécanique des paupières altèrent directement la forme de la cornée, ou les facteurs développementaux peuvent conduire à corréler la croissance de la paupière et de la cornée.

#### 2.1.4.3 **ASTIGMATISME ET MUSCLES EXTRA-OCULAIRES**

Howland et al.(48) ont proposé que l'astigmatisme cornéen pouvait se développer par une inégalité de tension exercée sur la cornée par les muscles extraoculaires (par exemple, une augmentation de la tension des muscles droits horizontaux pourrait amener à une flexion de la cornée sur son méridien horizontal conduisant ainsi à la formation d'un astigmatisme cornéen inverse). Les changements de tonicité des muscles extra-oculaires tout au long de la vie était la cause des variations de l'astigmatisme cornéen.

Cependant l'effet de la contraction et du relâchement des muscles extra-oculaires sur la topographie cornéenne n'a été que peu étudié, et le phénomène reste toujours mal compris.

Des recherches s'intéressant aux changements de courbure cornéenne lors de la convergence ont retrouvé des résultats contradictoires : légère augmentation de la courbure du méridien horizontal pour Fairmaid et al.(49) et Lopping et al.(50), pas de différence significative pour Mandel et al.(51). Mais ces études étaient limitées par la technologie de l'époque et le manque de précision de leurs mesures.

Plus récemment, des rapports ont mis en évidence des changements significatifs de l'astigmatisme et de la topographie cornéenne après la réalisation d'une chirurgie strabique(52–56). La modification de la tonicité musculaire (et par conséquence de la force appliquée sur la partie antérieure du globe) ou le changement de force tractionnelle sont les deux hypothèses à l'origine du changement de la topographie cornéenne.

Il reste à évaluer si les modifications quotidiennes de tension des EOM par la convergence et les mouvements oculaires peuvent altérer la topographie cornéenne.

#### 2.1.4.4 ASTIGMATISME ET PATHOLOGIE OCULAIRE OU GÉNÉRALE

De nombreux rapports mettent en avant les distorsions cornéennes engendrées par les pathologies palpébrales telles que la présence d'un chalazion, d'un hémangiome palpébrale ou orbitaire, d'un ptosis et sa cure chirurgicale, le blépharospasme essentiel ou le dermatochalasis. Toutes ces pathologies augmentent la tension des paupières sur la cornée. La guérison ou le traitement chirurgical permette une inversion des changements cornéens.

Quelques syndromes génétiques souvent associés à des anomalies palpébrales, ont une prévalence augmentée de l'astigmatisme.

Le syndrome de Down est associée à des anomalies oculaires significatives : 60% présente un astigmatisme (supérieur à 0,5 D), et 20% un astigmatisme sévère (supérieur à 3 D)(57). L'astigmatisme est généralement oblique avec une symétrie en miroir entre les deux yeux. Dans cette population, on constate un échec du processus d'emmétropisation lors de la première année de vie. L'oblicuité palpébrale (canthus temporal plus haut situé que le canthus médial) semble être le facteur mécanique responsable de cet astigmatisme oblique.

Le syndrome de Treacher Collins (ou dysostose mandibulofaciale) ou la spina bifida, associant une malformation faciale avec une oblicuité palpébrale exagérée (vers le bas pour le syndrome de Treacher Collins ou vers le haut pour la spina bifida (*figure 9*)), sont aussi associée à une prévalence augmentée de l'astigmatisme.



**Figure 9.** Oblicuité palpébrale exagérée dans le cadre d'un patient atteint d'une spina bifida (58).

Le nystagmus est caractérisé par des mouvements oculaires oscillatoires rapides et involontaires. Lorsqu'il est congénital, il est souvent associé à de nombreuses anomalies oculaires ou générales. On retrouve chez ces sujets une large prévalence d'erreurs réfractives avec des astigmatismes cornéens sévères directs particulièrement fréquents. L'influence des muscles extraoculaires ou l'interaction avec les paupières semblent jouer un rôle.

## 2.1.5 EVOLUTION

De nombreuses études ont tenté de définir et d'illustrer les changements typiques de l'astigmatisme tout au long de la vie. Les résultats de ces études découlent des étiologies possibles de l'astigmatisme.

## 2.1.5.1 <u>Astigmatisme au début de l'enfance (naissance à quatre</u> <u>ans)</u>

Généralement, dans les premiers mois de vie, la prévalence d'astigmatisme signifiant chez les nouveau-nés est élevée, principalement d'origine cornéenne. La cornée des nouveaunés est prolate avec des hauts degrés d'astigmatisme, en moyenne de six dioptries(59). Il semble exister un lien entre l'importance de la prolaticité cornéenne et de l'astigmatisme cornéen avec la prématurité et un petit poids de naissance(60).

Cependant, concernant l'axe de l'astigmatisme prédominant, les études sont contradictoires avec pour certaines une prédominance d'astigmatisme cornéen direct et pour d'autres, inverse. Cela indique probablement une variabilité de l'architecture cornéenne à cet âge ou une difficulté à la réalisation de mesure précise chez les nouveaunés.

#### 2.1.5.2 ASTIGMATISME DURANT L'ENFANCE

Durant la croissance de l'enfant, une emmétropisation de l'erreur réfractive de l'astigmatisme apparaît par aplatissement de la cornée. Il s'agit d'une bascule d'une prédominance d'astigmatisme inverse important vers une prédominance d'astigmatisme direct de faible amplitude.

Ainsi, après quatre ans, la prévalence d'astigmatisme modéré à sévère est faible (moins de 4,8% d'astigmatisme supérieur à 1 dioptrie) avec une prédominance d'astigmatisme faible conforme à la règle (75%)(61).

#### 2.1.5.3 ASTIGMATISME CHEZ L'ADULTE

Chez l'adulte, l'ensemble des études s'accorde à dire que l'astigmatisme conforme à la règle est le plus fréquemment rencontré(62–65).

#### 2.1.5.4 ASTIGMATISME CHEZ L'ADULTE AGE

Les années passant, on note une nouvelle bascule de l'axe de l'astigmatisme avec une prédominance de l'astigmatisme direct avant quarante ans, devenant inverse après quarante ans. L'astigmatisme interne étant relativement stable dans le temps, la majorité du changement est due aux modifications cornéennes, avec un aplatissement du méridien vertical(62–65).

Petite enfance Enfance		Adulte	Adulte âgé	
0 à 4 ans	4 à 18 ans	18 à 40 ans	40 ans et plus	
<ul> <li>Cornée prolate</li> <li>Valeurs</li> <li>d'astigmatisme</li> <li>cornéen élevées</li> <li>Astigmatisme</li> <li>contraire à la règle</li> <li>prédominant</li> </ul>	<ul> <li>Aplatissement cornéen</li> <li>Diminution de l'astigmatisme</li> <li>Astigmatisme faible conforme à la règle prédominant</li> </ul>	<ul> <li>Stabilité cornéenne</li> <li>Astigmatisme faible conforme à la règle prédominant</li> </ul>	<ul> <li>Aplatissement du méridien vertical</li> <li>Bascule vers un astigmatisme contraire à la règle devenant prédominant</li> </ul>	

Tableau 1. Changements typiques de l'astigmatisme tout au long de la vie(66).

## 2.1.6 MOYENS D'EXPLORATION

#### 2.1.6.1 <u>KÉRATOMÉTRIE MANUELLE</u>

Initialement dénommé « ophtalmomètre », le kératomètre est un instrument destiné à mesurer quantitativement la courbure de la cornée centrale. Mise au point par Von Helmholtz en 1854, son usage clinique a été simplifié par Javal en 1880. Il a été pendant plus d'un siècle le seul outil de mesure de la courbure cornéenne.

Son principe est de projeter un système de deux mires sur la cornée qui se reflète sur celle-ci comme sur un miroir convexe. La séparation de deux points de l'image des deux mires reflétées détermine la courbure cornéenne et le pouvoir réfractif du méridien examiné. La zone mesurée est approximativement de 3 mm.

Le kératomètre utilise deux graduations, en millimètres et en dioptries. La règle de conversion de Javal est de : 0,1 mm de toricité cornéenne correspond à un astigmatisme de 0,5 D, à condition que le rayon cornéen moyen soit proche de 8 mm.

La kératométrie manuelle a comme principal avantage d'être facilement utilisable en consultation pour dépister des anomalies morphologiques, sans les chiffrer.

Mais cet instrument n'analyse que la cornée centrale (3 mm centraux, soit 6 % de la surface cornéenne) en extrapolant que la cornée entre deux points soit parfaitement sphéro-cylindrique et que les deux axes principaux soient perpendiculaires. Il méconnait ainsi les pathologies cornéennes périphériques.

Il reste un examen opérateur dépendant.

#### 2.1.6.2 KÉRATOMÉTRIE AUTOMATIQUE

La généralisation des kératomètres automatiques, couplés au réfractomètre automatique, a permis un progrès dans l'acquisition de mesures plus précises et reproductibles. Le temps d'acquisition des données est plus court (0,1 seconde) avec des mesures plus fiables (360 mesures sur les 3 millimètres centraux).

#### 2.1.6.3 <u>Topographie cornéenne par réflexion spéculaire</u>

#### PRINCIPES

La topographie cornéenne spéculaire est une technique d'analyse qualitative de la surface antérieure de la cornée dérivée de la kératoscopie. Le fonctionnement repose sur la projection d'une image de référence sur la cornée et sur l'analyse informatisée de l'image de réflexion. La surface antérieure de la cornée agit comme un miroir convexe et l'image est réfléchie selon les propriétés de réflexion spéculaire de la lumière.

Dès 1880, la mesure de la courbure antérieure de la cornée était effectuée à l'aide d'un kératoscope qui projetait une série de mires de formes concentriques sur la surface cornéenne. Cette mire constituée d'anneaux concentriques également espacés, noirs et blancs, porte le nom de « disque de Placido », inventé par l'ophtalmologiste portugais Antonio Placido.





Figure 10. Coupole du topographe Orbscan II équipé d'un disque de Placido adapté et image réfléchie cornéenne du disque de Placido. (images CHRU Lille)

De nombreux appareils sont disponibles pour l'analyse qualitative des changements de forme et d'espacement des mires projetées. L'analyse quantitative est réalisée en assignant des valeurs numériques aux différents points et en calculant mathématiquement les courbes que forment ces points.

Le calcul des courbures s'effectue dans deux directions :

 la courbure tangentielle, mesurée le long du méridien tangentiel, qui s'étend du point de mesure au vertex, - la courbure axiale, mesurée le long du méridien sagittal perpendiculaire au méridien tangentiel.

Le mode axial est particulièrement indiqué dans l'étude de l'astigmatisme cornéen dans la région apicale alors que le mode tangentiel permet une meilleure évaluation des variations de courbure du centre vers la périphérie (étude de l'asphéricité cornéenne).

## CORNÉE NORMALE

Chaque cornée a une morphologie unique. Son profil type est asphérique avec la zone où la kératométrie est la plus élevée au centre et un aplatissement périphérique. Il est possible de classer en différentes catégories les images topographiques des cornées normales ou anormales.

Bogan, Waring et al.(67) ont décrit cinq types d'image de topographie cornéenne : rond, ovale, en sablier symétrique, en sablier asymétrique et irrégulier. Rabinowitz et al.(68) ont proposé une classification équivalente mais plus détaillée (*figure 11*).



**Figure 11.** Classification des types d'image de topographie spéculaire en échelle absolue : A, rond ; B, ovale ; C, courbure supérieur augmentée ; D, courbure inférieure augmentée ; E, irrégulier; F, image en nœud de papillon symétrique ; G, nœud de papillon symétrique avec axes radiaux asymétriques (supérieur à 30°) ; H, nœud de papillon asymétrique avec courbure inférieure augmentée ; I, nœud de papillon asymétrique avec courbure supérieure augmentée ; J, nœud de papillon asymétrique avec axes radiaux asymétriques (d'après (68))

L'image vidéokératoscopique d'un astigmatisme régulier est une image en sablier ou en nœud de papillon, centré sur le méridien le plus cambré *(figure 12)*. Cette image est retrouvée dans 50% des cornées, avec 17% de formes symétriques contre 32% de formes asymétriques(67) (puissance dioptrique plus élevée dans un des deux hémi méridiens). Il existe un certain degré de symétrie entre les deux yeux, appelé énantiomorphisme.



**Figure 12.** Cartes de topographie spéculaire axiale (Orbscan II®) de deux patients ayant un astigmatisme régulier direct (à gauche) et indirect (à droite). (images CHRU de Lille)

Un astigmatisme est considéré comme irrégulier, dans 7,1% des cas(67), si l'image topographique n'est pas ovale ou en nœud de papillon, ou s'il existe une différence d'axe entre les deux hémi-méridiens. Selon Wilson et al.(69), est qualifié d'irrégulier un astigmatisme qui présente trois paliers de couleur différente distribués irrégulièrement dans un rayon de 1,5 mm du vertex.

#### CORNÉE ANORMALE

Toute irrégularité ou asymétrie importante doivent faire rechercher une pathologie cornéenne.

Un kératocône est une des principales pathologies cornéennes à rechercher avant toute chirurgie réfractive. L'image topographique montre un astigmatisme irrégulier atypique et asymétrique, dont la zone à kératométrie la plus élevée est paracentrale, le plus souvent inféro-temporale *(figure 13.)*. Différents indices statistiques de détection du kératocône existent (Rabinowitz, Klyce-Maeda-Smolek(70)). Il est souvent nécessaire de compléter le

bilan par une topographie d'élévation et une pachymétrie en cas de suspicion de kératocône débutant.

Le port de lentille rigide peut simuler topographiquement un kératocône. Il faut y penser chez tout porteur de lentille. Un autre diagnostic différentiel du kératocône à rechercher est la dégénérescence marginale pellucide *(figure 13)*, caractérisée par un amincissement cornéen inférieur, donnant une image topographique typique en pince de crabe.



Figure 13. Cartes de topographie spéculaire tangentielle (Orbscan II®) de deux patients ayant un kératocône (à gauche) et une dégénérescence marginale pellucide (à droite) (images CHRU de Lille).

Tout antécédent de traumatisme ou de chirurgie cornéenne doit être exploré avant une chirurgie à but réfractif.

#### 2.1.6.4 TOPOGRAPHIE CORNÉENNE D'ÉLÉVATION

La topographie cornéenne d'élévation a été conçue pour pallier aux limites de la topographie spéculaire. Elle permet de décrire la forme de la cornée en analysant chaque point non pas en terme de courbure mais en terne d'élévation par rapport à une sphère de référence arbitrairement choisie (*figure 14*).

L'acquisition des données est assurée par un système de balayage de fente optique sous un angle de 45 degrés, qui permet l'analyse des différents dioptres oculaire simultanément (surface antérieure et postérieure de la cornée, surface antérieure irido-cristallinienne). La détermination de l'élévation se fait par stéréotriangulation.

Le topographe Orbscan® analyse 9600 points séparés de 250 microns en 1,4 secondes. En plus des cartes d'élévation antérieure et postérieure, il associe une topographie spéculaire et une pachymétrie.

Liu et al.(71) ont proposé une classification des cartes d'élévation en cinq types : îlot, crête régulière, crête irrégulière, crête incomplète et profil inclassable.



Figure 14. Cartes de topographie d'élévation antérieure et postérieure, spéculaire axiale et tangentielle (Orbscan II®) d'un patient ayant un astigmatisme cornéen direct (images CHRU de Lille).

Ce type de topographe est particulièrement utile dans la détection des kératocônes à un stade précoce infraclinique. Différents critères quantitatifs d'aide sont à disposition du clinicien en cas de suspicion de kératocône frustre : critères de Roush, Efcarpides et Potgieter.

## 2.1.7 ANALYSE VECTORIELLE

Pour corriger chirurgicalement avec précision un astigmatisme préopératoire, il est impératif de savoir quantifier l'astigmatisme chirurgicalement induit, cornéen et total. Différents outils mathématiques existent pour représenter graphiquement l'astigmatisme : les coordonnées cartésiennes, les vecteurs, les fonctions sinusoïdales, les matrices et les nombres complexes.

L'analyse d'une variation d'astigmatisme reste toujours controversée, comme en témoigne la multiplication des différentes méthodes de calcul(72–79). Cependant l'analyse vectorielle semble être la plus cohérente puisque l'ensemble des méthodes qui l'analysent aboutit aux mêmes valeurs d'astigmatisme.

#### 2.1.7.1 PRINCIPE DE L'ANALYSE VECTORIELLE

La méthode d'analyse vectorielle a été utilisée pour la première fois par Stokes en 1849(72). Elle a été réactualisée par Jaffe et Clayman en 1975 dans le cadre d'étude sur l'astigmatisme cornéen secondaire à une chirurgie de la cataracte(73). Elle a l'intérêt de calculer à la fois la valeur de l'astigmatisme induit et son axe.

Elle se base sur l'expression polaire de l'astigmatisme universellement utilisée : cylindre (dioptrie) × axe (degrés).

Les trois principales méthodes d'analyse vectorielle de l'astigmatisme induit sont la méthode graphique, la méthode des coordonnées polaires et la méthode de la loi des sinus et cosinus.

#### 2.1.7.2 <u>MÉTHODE GRAPHIQUE</u>

Elle est le prolongement naturel de l'écriture polaire, décrivant l'astigmatisme comme un vecteur dans un plan. Pour adapter la valeur polaire aux règles trigonométriques, il est nécessaire de doubler la valeur de l'axe.

Cette écriture vectorielle permet de calculer facilement une variation de l'astigmatisme par addition ou soustraction vectorielle. Elle est représentée par la diagonale du parallélogramme formée par les vecteurs analysés. Le vecteur induit est calculé graphiquement à l'aide d'une règle et d'un rapporteur.

## 2.1.7.3 MÉTHODE DES COORDONNÉES POLAIRES

Elle consiste à convertir les coordonnées polaires en coordonnées cartésiennes (ou rectangulaires), puis d'effecteur leur somme avant de les reconvertir en coordonnées polaires.



**Figure 15.** Calcul d'une variation d'astigmatisme par les coordonnées rectangulaires Astigmatisme initial (Vecteur 1) = +2,5 D à 60° Astigmatisme final (Vecteur 3) = +4,0 D à 35°

Variation d'astigmatisme (ou astigmatisme induit) (Vecteur 2) = +3,06 D à 15,7°

La variation de l'astigmatisme se calcule par soustraction des coordonnées cartésiennes des astigmatismes final et initial après doublement des angles : X2 = X3 – X1 et Y2 = Y3 – Y1. La variation d'astigmatisme, l'astigmatisme initial et l'astigmatisme final sont liés entre eux par la relation vectorielle suivante : V1 +V2 = V3. (EMC-ophtalmologie 1 (2004) 117-174)

Cette méthode, préconisé par Naylor(80), évite la conversion en coordonnées rectangulaires en utilisant :

 la loi des cosinus (« relation des cosinus » ou relation d'Al Kashi), qui permet de calculer la longueur d'un côté d'un triangle quelconque en connaissant la longueur des deux autres côtés et l'angle opposé :

$$Cyl_2 = \sqrt{Cyl_1^2 + Cyl_3^2 - (2 \times Cyl_1 \times Cyl_3 \times Cos(2 \times |\alpha_1 - \alpha_3|))}$$

 la loi des sinus (rapport longueur d'un côté/sin de l'angle opposé = constante), qui permet le calcul de l'angle

Axe 
$$\alpha_2 = 90^\circ + \alpha_1 - 0.5 \times \operatorname{ArcSin} \left( \frac{\operatorname{Cyl}_3 \times \operatorname{Sin}(2 \times |\alpha_1 - \alpha_3|)}{\operatorname{Cyl}_2} \right)$$
 si  $\alpha_3 > \alpha_1$ 

Il s'agit de la méthode la plus précise en évitant les erreurs de calcul graphique.

## 2.2. <u>Correction de l'astigmatisme préexistant</u> <u>À la chirurgie de la cataracte</u>

Il existe différentes approches pour réduire l'astigmatisme cornéen préopératoire au moment de la chirurgie de la cataracte. La méthode de correction choisie est basée pour la majorité des chirurgiens sur la magnitude de l'astigmatisme déterminé préalablement par kératométrie ou topographie cornéenne. Ces différentes techniques peuvent être utilisées seules ou en combinées.

## 2.2.1 RÔLE DE L'INCISION CORNÉENNE

La position de l'incision cornéenne de pleine épaisseur sur le méridien le plus cambré permet un aplatissement de celui-ci et un bombement compensateur du méridien le plus plat par effet de couple. L'équivalent sphérique n'est ainsi pratiquement pas modifié. Cependant, son effet est limité comparé aux autres techniques et les résultats, peu précis, sont dépendants principalement de la largeur de l'incision (plus l'incision est petite, moins elle est astigmatogène), mais aussi d'autres facteurs : la position de l'incision, l'âge du patient, l'utilisation d'une suture ou la valeur de l'astigmatisme cornéen préopératoire(81).

Les valeurs de l'astigmatisme chirurgicalement induit pour une incision de 2,2 mm ont été retrouvées entre 0,19 à 0,31 D pour une incision temporale et d'environ 0,40 D pour une incision supérieure(82).

Il s'agit d'une bonne technique pour les astigmatismes faibles mais l'incision sur un axe déterminé peut entrainer une position chirurgicale inconfortable.

#### 2.2.2 INCISIONS RELAXANTES

## 2.2.2.1 INCISIONS OPPOSÉES EN CORNÉE CLAIRE

Il s'agit de la réalisation d'une deuxième incision perforante non suturée en cornée claire sur le même méridien que l'incision utilisée pour la phaco-émulsification mais située à 180 degrés. L'astigmatisme chirurgicalement induit permet une réduction moyenne du cylindre de 0,50 à 1,57 dans la littérature(83).

Le principal inconvénient reste le caractère perforant de la deuxième incision et le risque infectieux que cela comporte.

### 2.2.2.2 INCISIONS LIMBIQUES RELAXANTES

Il s'agit de réaliser une ou deux incisions arciformes sur le méridien le plus cambré, en cornée claire périphérique, à 1 mm en avant du limbe. La longueur de l'incision varie de 30 à 110 secondes d'arc en fonction des nomogrammes utilisés qui prennent en compte l'âge du patient, la valeur et l'axe de l'astigmatisme. Les incisions sont réalisées en début d'intervention lorsque l'épithélium cornéen est intact et la pression intraoculaire stable. La profondeur de l'incision, d'environ 90% de l'épaisseur cornéenne, est réalisé à l'aide d'un couteau calibré ou d'un couteau diamant, et basée sur la pachymétrie préopératoire.

Il s'agit d'un geste simple, peu onéreux, permettant de diminuer d'environ de moitié l'astigmatisme préopératoire mais avec une prédictibilité réfractive faible notamment en cas d'astigmatisme faible ou oblique.

L'utilisation du laser femtosecond trouve ici une indication de choix dans la réalisation d'incisions relaxantes combinée à la chirurgie de la cataracte. Elles peuvent s'avérer plus prédictibles par un meilleur contrôle de leurs longueurs, profondeurs et positions. Aucune étude n'a été publiée.

## 2.2.3 LENTILLES INTRAOCULAIRES TORIQUES

Ce type d'implant permet théoriquement un contrôle réfractif complet en corrigeant l'astigmatisme préopératoire cornéen sans modifier l'équivalent sphérique. Le tore nécessaire est directement intégré dans l'implant. La valeur cylindrique est calculée à l'aide de calculateur en ligne mise à disposition par le fabricant.

#### 2.2.3.1 HISTORIQUE

Le premier implant torique a été dessiné par Shimizu et al. en 1992(84). Cet implant trois pièces était fabriqué en polymethyl-methacrylate (PMMA) avec deux puissances de cylindre (2.0 et 3.0 dioptries), et nécessitait une incision de 5,7 mm. Une rotation post-opératoire de l'implant de 10 degrés était retrouvée chez 50% des patients, et de 30 degrés chez 20% des patients.

En 1994, la première IOL torique en une pièce devenait disponible(85). Fabriqué en silicone, elle pouvait s'implanter à travers une incision plus petite de 3,2 mm. Le principal écueil restait un pourcentage élevé de rotation post-opératoire, avec 20 à 30% de rotation supérieure à 10 degrés(85–88).

Depuis 1994, les progrès technologiques dans le domaine des matériaux, du design des lentilles ou le perfectionnement de la technique d'implantation ont conduit à l'amélioration de la stabilité rotationnelle et par voie de conséquence aux résultats réfractifs.

## 2.2.3.2 Modèles de lentille intraoculaire

Actuellement, dix lentilles intraoculaires toriques sont disponibles sur le marché *(tableau 2)*, fabriquées en acrylique hydrophile ou hydrophobe, en silicone ou en PMMA. Le choix du biomatériau a une influence majeure sur la stabilité rotationnelle post-opératoire. Après implantation, c'est la fusion de la capsule antérieure et postérieure avec la lentille qui permet de prévenir la rotation de celle-ci(89). Les adhésions les plus fortes préviennent plus efficacement de la rotation. Les différentes études in vitro et in vivo retrouvent les biomatériaux en acrylique hydrophobes comme ayant les propriétés adhésives les plus hautes, suivie de l'acrylique hydrophile, du PMMA puis du silicone(90–92).

Le deuxième paramètre à prendre en compte est le design de l'implant. Les modèles les plus larges (diamètre supérieur à 11 mm) ont montré une meilleur stabilité rotationnelle que les plus petits(93). Il existe deux types de design d'haptique : *loop-haptic* (haptique en boucle) et *plate-haptic* (haptique plat). Dans une étude randomisée comparant ces deux types d'haptique sur la stabilité post-opératoire, Patel et al.(94) ont retrouvé une meilleure stabilité dans le groupe *plate-haptic*. La fusion asymétrique de la capsule sur les *loop-haptics* jouerait un rôle. Cependant une étude plus récente de Prinz et al.(95) n'a pas

retrouvé de différence significative. La stabilité rotationnelle de ces deux types d'haptique semblerait équivalente.

Table 1. Currently available monofocal toric IOLs.							
Toric IOL	Material	IOL Design	IOL Diameter (mm)	Aspheric	Spherical Power (D)	Cylinder Power (D)	Incision Size (mm)
Acrysof (Alcon)	Hydrophobic acrylic	Loop haptic	13.0	+	+6.0 to +30.0	1.5 to 6.0 (0.75 steps)	2.2
AF-1 toric (Hoya)	Hydrophobic acrylic with PMMA haptic tips	Loop haptic	12.5	+	+6.0 to +30.0	1.5 to 3.0 (0.75 steps)	2.0
Acri.Comfort/ AT Torbi* (Carl Zeiss Meditec)	Hydrophilic acrylic with hydrophobic surface	Plate haptic	11.0	+	-10.0 to +32.0	1.0 to 12.0 (0.50 steps)	<2.0
Lentis Tplus (Oculentis)	Hydrophilic acrylic with hydrophobic surface	Loop/plate haptic	12.0/11.0	+	0.0 to +30.0	0.25 to 12.0 (0.75/0.01* steps)	2.6
Light-adjustable lens (Calhoun Vision)	Silicone with PMMA haptics	Loop haptic	13.0	+	+17.0 to 24.0	0.75 to 2.0	3.0
Microsil/Torica* (HumanOptics)	Silicone with PMMA haptics	Loop haptic	11.6	-	-3.5 to +31.0	2.0 to 12.0 <sup>+</sup> (1.0 steps)	3.4
Morcher 89A (Morcher GmbH)	Hydrophilic acrylic	Bag-in-the-lens	7.5	-	+10.0 to 30.0 D	0.5 to 8.0 (0.25 steps)	2.5
Staar (Staar Surgical Company)	Silicone	Plate haptic	10.8/11.2	-	+9.5 to +28.5	2.0 or 3.5	2.8
T-flex (Rayner)	Hydrophilic acrvlic	Loop haptic	12.0/12.5	+	-10.0 to +35.0	1.0 to 11.0 (0.25 steps)	<2.0
Tecnis toric (Abbott Medical Optics)	Hydrophobic acrylic	Loop haptic	13.0	+	+5.0 to +34.0	1.0 to 4.0 (0.5 to 1.0 steps)	2.2
*Customized <sup>†</sup> Higher customized cylinder powers available							

Tableau 2. Lentilles intraoculaires toriques monofocales actuellement disponibles (96)

#### 2.2.3.3 <u>Stabilité</u>

Les matériaux souples en acrylique des nouvelles générations d'implants toriques assurent une bonne stabilité. Les principales études concernant l'implant AcrySof Toric ont observé une rotation moyenne de 1,8 à 3,63 degrés, avec une stabilisation dans les 5 degrés du positionnement initial dans 95%. Les études plus récentes s'intéressant aux nouveaux implants en acrylique commercialisés retrouvent des stabilités rotationnelles similaires : 4,42 degrés pour l'implant AT Torbi (97), et 3,4 degrés pour l'implant Rayner T-flex toric (98).

#### 2.2.3.4 INDICATION

Les IOLs torique sont théoriquement indiquées pour les patients présentant un astigmatisme régulier d'au moins 0,75 D et désirant une indépendance aux lunettes en vision de loin. Elles sont efficaces et sûres mêmes pour les astigmatismes cornéens élevés (supérieures à 2,25 D).

Cependant, elles sont inappropriées dans les cas d'astigmatismes irréguliers, d'aberrations de hauts degrés, d'instabilité capsulaire ou d'antécédents traumatiques.

#### 2.2.3.5 ALIGNEMENT DE LA IOL TORIQUE

Il est recommandé d'implanter la IOL torique en laissant un astigmatisme résiduel le plus faible. Les mesures kératométriques préopératoires nécessitent d'être les plus précises pour déterminer l'axe et la valeur de l'astigmatisme. La valeur du cylindre et l'axe d'implantation sont calculés par l'intermédiaire d'un calculateur en ligne du fabricant (*AcrySof toric calculator* pour Alcon et *Z-calc* pour Carl Zeiss). L'axe d'implantation est marqué sur l'œil de la façon la plus précise possible. Pour cela, différentes méthodes sont valides incluant des techniques manuelles ou informatisées.

La principale complication est le mauvais alignement de l'implant.

## 2.2.4 CHIRURGIE RÉFRACTIVE SECONDAIRE

Différentes techniques s'offrent au patient pour la prise en charge d'un astigmatisme post-opératoire résiduel gênant.

La réalisation d'une correction réfractive, par photo-ablation de surface ou par LASIK, a l'avantage de corriger l'anomalie sphérique et cylindrique résiduelle. La réduction moyenne de l'astigmatisme est d'environ 75%.

Récemment, quelques études ont décrit et évalué une alternative : l'implantation intraoculaire d'une lentille supplémentaire par « piggyback » dans le sulcus ciliaire, en avant de la première lentille intra-capsulaire. Trois lentilles sont actuellement disponibles, et leurs études sont en faveur de résultats satisfaisants sur de petits échantillons(99).
# 2.3. <u>Aberrométrie : analyse du front d'onde</u> <u>oculaire</u>

Le système optique humain n'est pas parfait. La qualité de l'image rétinienne est corrélée aux anomalies optiques classiques (aberrations optiques de bas degré), le défocus et l'astigmatisme, et aux anomalies optiques non corrigeables par des verres ophtalmiques sphéro-cylindriques, les aberrations optiques de haut degré.

Ces aberrations de haut degré dégradent la qualité optique du système visuel et les performances visuelles.

Le développement récent de nouvelles technologies, les aberromètres, assimilés à de supers auto-réfractomètres, permet une analyse et une quantification des différents ordres d'aberrations du système optique de l'œil humain.

# 2.3.1 PRINCIPES DE MESURE DU FRONT D'ONDE

Son fonctionnement repose sur la technologie d'analyse du front d'onde oculaire dont la plus répandue utilise le principe de Hartmann-Schack.

L'aberromètre de Hartmann analyse le front d'onde en plusieurs étapes :

- émission d'un rayonnement lumineux infrarouge incident centré sur la fovéa ;

- réflexion de la lumière par la rétine sous la forme d'un front d'onde, traversant les milieux oculaires en le déviant ;

- recueil du front d'onde dévié par un microréseau de lentilles ;
- décomposition du front d'onde en de multiples zones ;

- calcul de la déviation des points lumineux par rapport à un front d'onde idéal ;

- intégration mathématique de l'ensemble des données et reconstruction tridimensionnelle du front d'onde à l'aide du polynôme de Zernike.

D'autres principes d'analyse, moins répandus, existent : système d'analyse de type Tschernig, le « ray tracing » ou la réfractométrie à balayage.

# 2.3.2 INTERPRÉTATIONS

### 2.3.2.1 FORMULE DE RÉFRACTION

La formule de réfraction fournie par l'aberromètre est dépendante du diamètre pupillaire. En condition photopique, elle est un indice de fiabilité des mesures réfractives subjectives.

### 2.3.2.2 DÉCOMPOSITION EN POLYNÔME DE ZERNIKE

L'analyse de l'écart du front d'onde par rapport à un front d'onde plat de référence permet la décomposition des aberrations optiques basée sur le polynôme de Zernike. Ces polynômes décomposent le front d'onde en de multiples ordres arbitraires qui peuvent être analysés séparément :



**Figure 16.** Représentation des 28 premiers polynômes de Zernike (ordre radial de 0 à 6) (Illustration tirée de l'EMC-ophtalmologie 21-200-A-17, page 11, 2009)

- Aberration de degré n=0 : il s'agit d'un décalage constant de l'ensemble des points du front d'onde, sans modification de l'image.
- Aberration de degré n=1 : il s'agit d'une inclinaison de l'image, appelé « tilt » sans modification de celle-ci.
- Aberration de degré n=2 : il s'agit des aberrations classiques sphéro-cylindriques de type « défocus » et « astigmatisme ». Le défocus est une déformation parabolique centrée. L'astigmatisme est une déformation parabolique avec une symétrie axiale.
- Aberration de degré n=3 : il s'agit des aberrations de haut degré de type « coma » et « trefoil » caractérisées par un déphasage asymétrique de l'onde sans symétrie axiale.







 Aberration de degré n=4 : il s'agit d'aberrations de haut degré dont la focalisation des rayons est différente entre ceux pénétrant le centre du système optique et la périphérie.



Figure 18. Représentation du front d'onde d'une aberration sphérique et son effet subjectif sur la qualité visuelle.

 Aberration de degré n≥4 : il s'agit d'aberrations optiques non systématisés ayant généralement une faible incidence sur la fonction visuelle sauf quand leur taux est élevé.

Dans des yeux normaux, les aberrations de haut degré ne représentent qu'une part infime comparativement aux aberrations de bas degré, et par conséquence n'ont que peu d'impact sur la qualité visuelle.

#### 2.3.2.3 **REPRÉSENTATION GRAPHIQUE**

La représentation de l'analyse du front d'onde peut être réalisée graphiquement sous forme de cartographie d'élévation avec une échelle couleur en microns. Il est ainsi aisé d'identifier les zones de l'aire pupillaire en avance ou en retard de phase. Deux cartes sont généralement interprétables :

- une carte globale analysant l'ensemble des aberrations  $(n \ge 0)$
- une carte sélective analysant les aberrations de haut degré ( $n \ge 3$ )

#### 2.3.2.4 ROOT MEAN SQUARE (RMS)

Le RMS est un indice de quantification des aberrations optiques exprimé en micron.

Le RMS global mesure l'ensemble des aberrations optiques. Il est alors principalement conditionné par les aberrations de niveau 2.

Le HO RMS (High Order RMS) mesure spécifiquement les aberrations de haut degré ( $n \ge 3$ ). Le RMS peut être décomposé pour chaque niveau d'aberration permettant d'identifier les aberrations prédominantes. Théoriquement, un HO-RMS inférieur à 0,35 micron pour une pupille de 6mm (retrouvée dans 83% de la population) est un indicateur de bonne qualité optique.

### 2.3.2.5 FONCTION D'ÉTALEMENT DU POINT (FEP)

Le FEP est un indice qualitatif de la qualité optique de l'œil. Il s'agit de la simulation de la répartition lumineuse d'un faisceau de lumière ponctuelle après passage à travers le

système optique oculaire. La déformation est d'autant plus importante qu'il existe des aberrations optiques.

### 2.3.3 APPLICATIONS

L'analyse du front d'onde est un outil diagnostic important pour comprendre la relation entre les structures anatomiques, optiques et la qualité de vision subjective. Elle est nécessaire au diagnostic des symptômes visuels induits par les aberrations optiques comme la réduction de la sensibilité aux contrastes, les halos ou les éblouissements(100,101).

Différentes IOL asphériques sont actuellement disponibles avec des degrés d'asphéricité variables. Leur utilisation permet de compenser l'aberration sphérique positive naturelle de la cornée (+0,27 microns), et semble théoriquement prometteuse pour améliorer les performances visuelles (acuité visuelle et sensibilité au contraste notamment en condition scotopique). Les dernières études retrouvent toutefois des résultats variables mais qui restent dans tous les cas au moins égaux aux IOLs sphériques(102,103). Les résultats sont principalement dépendants des aberrations sphériques préopératoires et du diamètre pupillaire.

# III. <u>Etude</u>

# 3.1. MATÉRIELS ET MÉTHODE

# 3.1.1 PATIENTS ET ÉTUDE

Il s'agit d'un étude prospective observationnelle incluant 30 yeux de 20 patients consécutifs, présentant une cataracte uni- ou bilatérale associée à un astigmatisme cornéen régulier supérieur ou égal à 1,5 dioptrie, pour lesquels une chirurgie de la cataracte était indiquée.

Cette étude s'est réalisée au CHRU de Lille, dans le service d'ophtalmologie de l'hôpital Huriez, sur la période de novembre 2012 à novembre 2013. Trois chirurgiens ont effectué l'ensemble des actes chirurgicaux. Les différentes données ont été recueillies par le même praticien. L'extraction cristallinienne a été associée à l'implantation intra-capsulaire d'un implant torique de chambre postérieur de type Acrysof® Toric SN60 T3-T9 (Alcon) ou AT TORBI® 709 M Toric (Carl Zeiss).

Les critères d'exclusion étaient les yeux présentant une pathologie de la cornée, du vitré, de la macula ou du nerf optique, un astigmatisme cornéen irrégulier recherché par une topographie cornéenne systématique, des antécédents de chirurgie ou d'inflammation oculaire, un diamètre pupillaire inférieur à six millimètres après dilatation ou un refus du patient en vue d'une implantation torique.

L'étude a été conforme aux principes de la déclaration d'Helsinki.

# 3.1.2 <u>Calcul de la puissance sphéro-cylindrique de</u> <u>L'IMPLANT</u>

L'implant Alcon SN60AT AcrySof® toric *(Figure 19)* utilisé dans cette étude est un implant monobloc fabriqué en polymère acrylique hydrophobe avec un filtre à UV et à lumière bleue.

Le diamètre de l'optique est de 6 millimètres (mm) pour un diamètre total de 13 mm. L'optique a une surface antérieure asymétrique biconvexe et une surface postérieure torique avec trois repères d'axe de chaque côté indiquant le méridien le plus plat.

Cet implant est disponible pour des puissances sphériques allant de 6,00 Dioptries (D) à 30,00 D avec un intervalle de 0,5 D. Il existe à ce jour sept puissances cylindriques différentes s'étendant de + 1,5 D au plan de la lentille (soit 1,03 D au plan cornéen) pour le SN60T3, à +6,00 D au plan de la lentille (soit



Figure 19. Implant Alcon SN60AT AcrySof® toric

4,11 D au plan cornéen) pour l'implant SN60T9, avec des puissances intermédiaires de 2,25 D (1,55 D), 3,00 D (2,06 D), 3,75 D (2,57 D), 4,50 D (3,08 D), 5,25 D (3,60 D).

La puissance sphérique de l'implant a été calculée pour chaque cas en utilisant la formule SRK-T, la longueur axiale et les données kératométriques mesurés par le biomètre IOL Master PCI (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany).

Le calcul de la puissance cylindrique de la lentille ainsi que l'axe d'implantation a été effectué par l'intermédiaire d'un programme de calcul en ligne du fabriquant : Alcon Toric IOL Calculator (www.acrysoftoriccalculator.com) (Annexe 1). Ce programme prend en compte les valeurs kératométriques (K1, K2), leurs axes correspondants, la valeur de l'astigmatisme induit estimé par le chirurgien (Surgical induced astigmatism (SIA)) et la localisation de l'incision pour déterminer la puissance sphéro-cylindrique appropriée et l'axe de positionnement dans l'oeil. Les valeurs kératométriques et leurs axes ont été mesurés au kératomètre automatique TONOREF II (Nidek, Fremont, CA).

L'implant AT TORBI® 709 M toric *(Figure 20)* utilisé est un implant monobloc fabriqué en polymère acrylique hydrophile (25%) recouvert d'une surface hydrophobe. Le diamètre de l'optique est de 6 mm pour un diamètre total de 11 mm. L'optique est asphérique avec une distribution bitorique. Un repère d'axe de chaque côté indique le méridien le plus plat. Cet implant est disponible pour des puissances sphériques allant de – 10,00 D à 32,00 D avec un

intervalle de valeur de 0 ,5 D. Les puissances cylindriques additionnelles sont disponibles de + 1,00 D à + 12,00 D au plan de la lentille avec un intervalle de 0,5 D.

Le calculateur du fabricant Carl Zeiss, Z-CALC<sup>TM</sup> (<u>https://zcalc.meditec.zeiss.com</u>) (*Annexe 2*), en plus des données précitées,



Figure 20. Implant AT TORBI® 709 M toric

nécessite des données additionnelles pour calculer la puissance sphéro-cylindrique de l'implant (algorithme non publié): la longueur axiale et la profondeur de la chambre antérieure (ACD).

Une valeur de 0.5 dioptrie d'astigmatisme induit a été incorporée dans la formule de calcul. Dans tous les cas, le but réfractif était l'emmétropie.

#### 3.1.3 TECHNIQUE CHIRURGICALE

Trois chirurgiens du CHRU de Lille ont réalisé l'ensemble des chirurgies de la cataracte utilisant la technique de phaco-émulsification coaxiale par une incision cornéenne supérieure de 2,2 mm sans suture ou 3,2 mm avec suture cornéenne. Une procédure d'implantation torique en trois étapes, la plus communément admise, a été effectuée pour tous les actes chirurgicaux.

En préopératoire, le patient était assis, la tête en position verticale, fixant un objet à distance en vision binoculaire pour compenser le phénomène de cyclotorsion. Le chirurgien a indiqué, au niveau cornéo-limbique, les positions 0° et 180° de référence. Il a utilisé un marqueur spécifique simple (stylo dermographique fin) ou un marqueur spécifique avec niveau à bulle (toric IOL marker with bubble level, Moria) *(Figure 21)*.





Figure 21. Marquage préopératoire des axes de référence, sur un patient assis, en vision binoculaire. (images CHRU Lille)

Juste avant la chirurgie, le méridien d'implantation (le plus cambré) était identifié et marqué à l'aide des points de références et d'un anneau de Mendez (Mendez Ring, Moria).





**Figure 22**. Alignement de l'anneau de Mendez sur l'axe de référence (0° et 180°) (image de gauche) et marquage de l'axe d'implantation (image de droite) (images Alcon)

Le diamètre cible du capsulorhexis était approximativement de 5,0 mm de diamètre pour s'assurer de recouvrir l'optique de l'implant.

L'implant torique était injecté dans le sac capsulaire avec l'aide d'injecteurs et de cartouches spécifiques, et tourné de façon à aligner les repères limbiques de l'axe d'implantation avec les repères d'axe de l'implant *(figure 23)*. Le produit viscoélastique était retiré en totalité, notamment sous l'implant, en évitant une rotation de celui-ci. L'alignement final de l'axe de la lentille intraoculaire était vérifié avant la fermeture par hydro suture ou suture cornéenne.





Figure 23. Alignement des repères d'axe de l'implant avec les repères limbique de l'axe souhaité. (images Alcon)

#### 3.1.4 EXAMENS PRÉOPÉRATOIRES ET POSTOPÉRATOIRES

Tous les patients ont bénéficié d'un examen ophtalmologique préopératoire complet comprenant une réfraction objective à l'auto réfractomètre et une kératométrie automatique (TONOREF II, Nidek, Fremont, CA), une acuité visuelle de loin corrigée (MAVC) en échelle décimale, un examen biomicroscopique du segment antérieur et du fond d'œil et une tonométrie.

L'AVSC et la MAVC en échelle décimale ont été converties en logarithme de l'angle minimal de résolution (Log MAR) pour les analyses statistiques.

Une topographie cornéenne d'élévation Orbscan II (Bausch et Lomb, Rochester, New York) était effectuée de façon systématique afin d'éliminer un astigmatisme irrégulier.

La biométrie oculaire a été réalisée à l'aide du système IOL Master PCI (formule SRK-T ; Carl Zeiss MeditecAG, Jena, Germany) ainsi que la mesure de la profondeur de la chambre antérieure (ACD).

Les patients ont été réévalués en post-opératoire à 7 jours et 1 mois de la chirurgie.

Lors de la première visite (J7 post-opératoire), il a été réalisé une AVSC, une MAVC et un examen biomicroscopique dilaté à la lampe à fente afin d'évaluer une erreur d'alignement importante nécessitant un repositionnement de l'implant.

A 1 mois post-opératoire, le protocole d'examen était identique au protocole préopératoire.

Pour l'analyse de l'alignement de l'implant et de son retentissement aberrométrique, tous les patients ont bénéficié à un mois post-opératoire :

- d'une mydriase pharmacologique : instillation de Néosynéphrine Faure 10% collyre (phényléphrine) et de Mydriaticum 2mg/0,4 mL collyre (tropicamide) jusqu'à dilatation maximale.

- Photographie de la position de la lentille intraoculaire à la lampe à fente par méthode de rétro-illumination *(Figure 24)* 

- Détermination de l'axe d'alignement de la lentille intraoculaire par superposition d'un rapporteur angulaire avec Adobe Photoshop *(Figure 25)* centré sur l'implant

- Etude aberrométrique totale, réalisée avec l'aberromètre Zywave (Bausch and Lomb, Rochester, New York).





**Figure 24**. Photographies de l'implant SN60AT AcrySof® toric (image de gauche) et AT TORBI® 709 M (image de droite) à la lampe à fente (images CHRU de Lille).



Figure 25. Photographies à la lampe à fente superposées d'un rapporteur angulaire centré sur l'implant. (Images CHRU Lille)

#### 3.1.5 MESURE DES RÉSULTATS

A un mois de la chirurgie, l'évaluation des résultats post-opératoires incluait l'analyse de l'AVSC et la MAVC, de la sphère réfractive moyenne, de l'équivalent sphérique moyen, du cylindre réfractif et du cylindre kératométrique, de la différence entre l'axe de la IOL attendu et mesuré, et de la qualité optique. Les résultats comparés des deux IOL comprenaient ces mêmes paramètres ainsi que la différence entre l'équivalent sphérique estimé et mesuré, la différence entre le cylindre réfractif résiduel estimé et mesuré, l'ACD post-opératoire et la différence entre l'ACD post-opératoire estimée et mesurée.

L'AVSC et la MAVC ont été exprimées en unité Log MAR. Les données réfractives ont été exprimées en dioptries.

L'alignement de l'axe de l'implant post-opératoire avec l'axe théorique a été étudié, en mesurant l'axe plat de l'implant (obtenu graphiquement par superposition d'un rapporteur angulaire sur un cliché photographique de la IOL en rétro-illumination, en lampe à fente *(figure 25)*) et en le comparant à l'axe cible prévu par le calculateur en ligne (différence arithmétique en valeur absolue entre l'axe de l'implant et l'axe théorique d'alignement). La corrélation entre le désalignement de la IOL avec l'AVSC et les données réfractives a été testée.

La qualité objective de vision a été évalué en analysant le Root Mean Square (RMS) des aberrations de haut degré (High Order Aberrations (HOA) Z(n, i)) : du coma Z(3, ±1) et du trefoil Z(3, ±2), des aberrations sphériques Z(4,0) ainsi que le total des HOA (avec :  $3 \le n \le 5$ ), pour une taille de pupille de 6 mm. La corrélation entre l'amplitude du désaxement de la IOL avec les HOA (totales, coma, trefoil et aberrations sphériques) a été testée.

#### 3.1.6 ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse statistique a été effectuée en utilisant le logiciel de statistique SAS (version 9.3, SAS, Inc.). La normalité de la distribution de toutes les variables a été évaluée par le test de Shapiro Wilk. La comparaison des données préopératoires et postopératoires a été faite par un test de Student pour échantillon appariés et ou par un test de Wilcoxon au vu de la distribution du paramètre. L'astigmatisme induit chirurgicalement a été calculé par analyse vectorielle utilisant un logiciel de calcul *SIA calculator* disponible en ligne (https://siacalculator.com). Les comparaisons entre les deux sous-groupes d'implant ont été établies par un test de Student ou par un test de Mann Whitney au vu de la distribution du paramètre. Les corrélations entre le désaxement et les variables numériques ont été étudiées par le test de corrélation de Spearman et le calcul de son coefficient. Pour tous les tests statistiques, le même seuil de signification a été utilisé : P < 0,05.

# 3.2. <u>Résultats</u>

# 3.2.1 PATIENTS ET DONNÉES PRÉOPÉRATOIRES

Trente yeux de vingt patients ont été inclus dans l'étude. Le *tableau 3* montre les données démographiques et préopératoires des patients inclus. L'âge moyen des patients était de 71 ± 11,2 ans avec un intervalle de 40 à 88 ans. Neuf hommes (45%) et onze femmes (55%) ont été inclus.

Paramètres	Valeur
Patients (n)	20
Yeux (n)	30
Age (années)	
- Moyen ± Ecart-type	71,0 ± 11,2
- Min ; Max	40 ; 88
Sexe (%)	
- Masculin	45
- Feminin	55
Sphère réfractive préopératoire (D)	
<ul> <li>Moyenne ± Ecart-type</li> </ul>	2,14 ± 3,22
- Min ; Max	-5,5 ; 7
Cylindre réfractif préopératoire (D)	
<ul> <li>Moyen ± Ecart-type</li> </ul>	2,91 ± 1,15
- Min ; Max	1;5
Kératométrie moyenne préopératoire (D)	
<ul> <li>K1 (rayon le plus cambré) ± Ecart-type</li> </ul>	43,125 ± 1,52
<ul> <li>K2 (rayon le plus plat) ± Ecart-type</li> </ul>	45,61 ± 1,59
Longueur axiale (mm)	
- Moyenne ± Ecart-type	23,07 ± 1,26
- Min ; Max	20,98 ; 25,55
Puissance moyenne de l'implant (D)	
- Sphère ± Ecart-type	20,76 ± 4,13
- Cylindre ± Ecart-type	3,15 ± 0,97

Tableau 3. Données démographiques et préopératoires

# 3.2.2 **PRÉDICTIBILITÉ RÉFRACTIVE**

#### 3.2.2.1 Acuité visuelle subjective

Le *tableau 4* montre l'évolution de l'AVSC, de la MAVC et des résultats réfractifs préopératoires et postopératoires.

A la visite du premier mois, l'AVSC moyenne était de **0,16** Log MAR (soit environ 7/10 en échelle Monoyer) en postopératoire, en moyenne améliorée par une correction optique à 0,04 Log MAR, avec une AVSC supérieure ou égale à 0,3 Log MAR (soit 5/10 en échelle Monoyer) dans 96,66 %, et une AVSC supérieure ou égale à 0,1 Log MAR (soit 8/10 en échelle Monoyer) dans 46,6 % *(figure 26)*.

La meilleure acuité visuelle corrigée moyenne était supérieure ou égale à 0,3 LogMAR (soit 5/10 en échelle Monoyer) dans 100 % des cas, et supérieure ou égale à 0,1 LogMAR (soit 8/10 en échelle Monoyer) chez 93,3% des patients. Aucune perte de ligne n'a été constatée.





#### 3.2.2.2 RÉFRACTION

La sphère réfractive moyenne a diminué de manière significative en faveur d'une emmétropisation, en passant de 2,04 D ± 3,31 en préopératoire à 0,95 D ± 0,85 en postopératoire (P=.0292). L'équivalent sphérique moyen (ES) est passé de 0,59 D ± 3,44 en préopératoire à 0,45 D ± 0,76 en post-opératoire, avec un ES (en valeur absolue) inférieure à 1D dans 86,6% des cas, et inférieur à 0,5D dans 43,3 %.

Le cylindre réfractif moyen a diminué significativement (P<.0001) de 2,93 D ± 1,19 en préopératoire à 0,95 D ± 0,53 en postopératoire, avec un cylindre réfractif inférieur ou égal à 0,5 D chez 50 % des patients.

Paramètres	Préopératoire	Postopératoire (1 mois)	Valeur <i>P</i>
AVSC moyenne (LogMAR)	-	0,16	-
MAVC moyenne (LogMAR)	0,31	0,04	<.0001
Sphère réfractive moyenne (D)	2,04 ± 3,31	0,95 ± 0,85	.0292
Equivalent sphérique moyen (D)	0,59 ± 3,44	0,45 ± 0,76	.31
Cylindre réfractif moyen (D)	2,93 ± 1,19	0,95 ± 0,53	<.0001
Cylindre kératométrique moyen (D)	2,46 ± 0,74	2,49 ± 0,95	.84

Le cylindre kératométrique moyen a peu évolué, en valeur absolue, après la chirurgie.

Tableau 4. Evolution des résultats visuels et réfractifs à 1 mois après la chirurgie de la cataracte

#### 3.2.2.3 ASTIGMATISME CORNÉEN INDUIT

Le cylindre kératométrique moyen a peu évolué, en valeur absolue, après la chirurgie passant de 2,46 D  $\pm$  0,74 en préopératoire à 2,49  $\pm$  0,95 en post-opératoire. L'astigmatisme cornéen induit chirurgicalement a été étudié par analyse mathématique vectorielle. Celle-ci retrouve un SIA moyen de 0,67 D avec un SIA de 0,54 D à droite (n=17) et 0,86 D (n=13).



Figure 26. Astigmatisme induit chirurgicalement calculé par analyse vectorielle.

# 3.2.2.4 Prédictibilité réfractive comparée des deux IOL

Le *tableau 5* montre les données préopératoires comparées des deux sous-groupes de IOL implantées dans l'étude :

- groupe A : Alcon Acrysof toric (n = 17)
- groupe B : AT TORBI 709M (n = 13)

Paramètres	Groupe A (n=17)	Groupe B (n=13)	Valeur P
Age (années)	69,9 ± 14,6	72,2 ± 7	.66
MAVC moyenne (LogMAR)	0,27 ± 0,1	0,35 ± 0,17	.26
Sphère réfractive moyenne (D)	2,07 ± 2,73	2,23 ± 3,9	.95
Equivalent sphérique moyen (D)	0,76 ± 2,7	0,63 ± 4,17	.93
Cylindre kératométrique moyen (D)	2,35 ± 0,59	2,6 ± 0,9	.55
Kératométrie moyenne (D)	44,76 ± 1,71	43,84 ± 1,07	.46
Longueur axiale (mm)	22,98 ± 1,23	23,19 ± 1,35	.79

Tableau 5. Comparaison des données préopératoires des deux groupes

Il n'a pas été retrouvé de différence significative entre les deux groupes concernant les données préopératoires (Age, MAVC, sphère réfractive, cylindre kératométrique, kératométrie moyenne, longueur axiale).

Le *tableau 6* montre les résultats réfractifs postopératoires comparés des deux sousgroupes. Il n'a pas été retrouvé de différences significatives entre les deux groupes concernant l'AVSC postopératoire, la MAVC postopératoire, le cylindre réfractif résiduel, la profondeur de chambre antérieure (ACD) postopératoire mesurée et le désaxement.

Paramètres	Groupe A (n=17)	Groupe B (n=13)	Valeur <i>P</i>
AVSC moyenne (LogMAR)	0,15 ±0,10	0,19 ± 0,12	.39
MAVC moyenne (LogMAR)	0,05 ± 0,08	0,04 ± 0,07	.84
Sphère réfractive moyenne (D)	1,22 ± 0,72	0,6 ± 0.92	.045
Equivalent sphérique (D)			
<ul> <li>moyen mesuré</li> <li>différence ES mesuré - attendu</li> </ul>	0,78 ± 0,64 0,63 ± 0,39	0,13 ± 0,78 0,34 ± 0,77	<b>.031</b> .14
Cylindre réfractif résiduel (D)			
<ul> <li>moyen</li> <li>différence mesuré - attendu</li> </ul>	0,97 ± 0,55 0,68 ± 0,54	0,92 ± 0,54 0,69 ± 0,55	.97 .79
ACD (mm)			
<ul> <li>postopératoire mesuré</li> <li>postopératoire attendu</li> <li>différence (attendu-mesuré)</li> </ul>	4,69 ± 0,5 5,2 <b>+ 0,51</b> ± 0,5	4,99 ± 0,38 4,29 ± 0,28 - <b>0,70</b> ± 0,34	.18 <.0001 <.0001
Désaxement (degrés)	6,26 ± 4,92	7,65 ± 7,55	.71

Tableau 6. Comparaison des données postopératoires des deux groupes

L'équivalent sphérique était significativement plus proche de l'emmétropie dans le groupe B (0,13 D) que dans le groupe A (0,78 D) (*P*=.031) ainsi que la sphère réfractive moyenne (*P*=.045), sans que la différence entre l'ES mesuré et attendu ne soit statistiquement significatif (P=.14).

Il n'existait pas de différence significative de profondeur de chambre antérieure (ACD) entre les deux groupes en postopératoire. Il existait cependant une différence significative sur la profondeur de chambre antérieure postopératoire attendue par les deux calculateurs en ligne des fabricants, avec une surestimation de celle-ci pour le calculateur Alcon (+0,51 mm) et une sous-estimation de celle-ci pour le calculateur Z-calc (- 0,7 mm).

# **3.2.3** Prédictibilité de l'alignement de l'implant <u>et son retentissement</u>

#### 3.2.3.1 ALIGNEMENT DE L'IMPLANT INTRAOCULAIRE

Aucune implantation n'a nécessité une intervention chirurgicale additionnelle de repositionnement de l'implant durant la durée de l'étude. La valeur absolue du désaxement de la IOL à la visite du premier mois était de **6,86 ± 6,12** degrés (avec un écart de 0 à 26 degrés). Treize yeux (43,3%) avaient un désaxement inférieur ou égal à 5 degrés, 12 yeux (40%) avaient un désaxement supérieur à 5 degrés et inférieur ou égal à 10 degrés, et 5 yeux (16,6%) avaient un désaxement strictement supérieur à 10 degrés.

#### 3.2.3.2 RETENTISSEMENT VISUEL DU DÉSAXEMENT

La *figure 27* montre l'analyse de régression linéaire de l'acuité visuelle sans correction postopératoire à un mois par le désaxement de la lentille. Il existe une corrélation linéaire positive significative entre les deux paramètres (P=.0149,  $R^2$ =0,217). Cette corrélation est plus importante pour les astigmatismes modérés (astigmatisme cornéen ≤ 2,25 D) (P=.0172,  $R^2$ =0,404), et n'est pas significative pour les astigmatismes forts (P=.336,  $R^2$ =0,104).



Figure 27. Analyse de régression linéaire de l'AVSC à 1 mois par le désaxement (n=30)



**Figure 28.** Analyse de régression linéaire de l'AVSC à 1 mois par le désaxement pour les astigmatismes modérés (n=18) (figure de gauche) et sévères (n=12) (figure de droite)

#### 3.2.3.3 RETENTISSEMENT RÉFRACTIF DU DÉSAXEMENT

Les *figures 29, 30 et 31* montrent les analyses de régression linéaire de  $\Delta$ S (différence entre la sphère postopératoire et la sphère attendue),  $\Delta$ C (différence entre le cylindre postopératoire et le cylindre attendu) et  $\Delta$ A (différence entre l'axe du cylindre postopératoire et l'axe du cylindre attendu) par le désaxement.

Il existe une tendance de corrélation linéaire positive non significative entre  $\Delta S$  et le désaxement de la IOL (*P*=.126, *R*<sup>2</sup>=0,09).





Il existe une corrélation linéaire positive significative entre la  $\Delta C$  et le désaxement (*P*=.012, *R*<sup>2</sup>=0,213). Cette corrélation est plus importante pour les astigmatismes modérés (*P*=.005, *R*<sup>2</sup>=0,50), et n'est pas significative pour les astigmatismes forts (*P*=.77, *R*<sup>2</sup>=0,08).



**Figure 30.** Analyse de régression linéaire de  $\Delta C$  par le désaxement (n=30)



**Figure 31.** Analyse de régression linéaire de ΔC par le désaxement pour les astigmatismes modérés (n=18) (figure de gauche) et sévères (n=12) (figure de droite)

Il n'a pas été retrouvé de corrélation significative entre  $\Delta A$  et le désaxement de la IOL (*P*=.28, *R*<sup>2</sup>=0,04).

Le *tableau 7* retranscrit les données aberrométriques postopératoires pour une pupille de 6 mm. Le RMS total des aberrations de haut degré (HOAs Z (n,i) ( $3 \le n \ge 5$ )) est chiffré à 0,38 ± 0,15 µm.

Il n'a pas été retrouvé de corrélation statistiquement significative entre le désaxement de la IOL et le RMS total des aberrations de haut degré, du coma horizontal Z(3,-1), du coma vertical Z(3,1), du trefoil horizontal Z(3,-2), du trefoil vertical Z (3,2) et de l'aberration sphérique Z(4,0).

Cependant, il existe une tendance à une corrélation positive entre le désaxement et le trefoil vertical(P=.051, R=0,37).

Paramètres	Moyenne	Corrélation avec le désaxement de la IOL		
	± ecart-type	Valeur R	Valeur P	
HOAs	0,38 ± 0,15	0,22	.23	
Trefoil vertical	0,17 ± 0,17	0,37	.051	
Trefoil horizontal	0 ± 0,17	0,07	.71	
Coma vertical	0,02 ± 0,2	-0,33	.08	
Coma horizontal	-0,08 ± 0,22	-0,25	.18	
Abérration sphérique	-0,20 ± 0,13	0,36	.08	

**Tableau 7.** Données aberrométriques du front d'onde pour une pupille de 6mm et corrélation avec le désaxement de la IOL (R=coefficient de corrélation de Spearman)

# 3.3. DISCUSSION

Notre étude confirme que l'implantation torique dans la chirurgie de la cataracte est une technique prédictible et sûre pour corriger l'astigmatisme cornéen préexistant. Son efficacité réside essentiellement dans l'alignement de la lentille intraoculaire avec l'axe souhaité. Le désalignement de celle-ci engendre une sous-correction du cylindre réfractif, et avec, par voie de conséquence, une diminution de l'acuité visuelle sans correction sans diminution de la meilleure acuité visuelle ni de la qualité optique visuelle.

L'implantation d'une lentille intraoculaire torique remplit deux fonctions : la première est de restaurer une acuité visuelle détériorée par une cataracte, et la deuxième, de corriger l'astigmatisme cornéen pour restaurer une réfraction proche de l'emmétropie, nécessaire à une indépendance en correction optique portée.

L'acuité visuelle non corrigée s'avère être le critère de jugement le plus pertinent pour juger de l'efficacité des implants toriques. Nos résultats sont sur ce point comparables avec la littérature récente (97,104–108,98,109–117) (*tableau 8*).

	Effectif	AVSC moyenne postopératoire (logMAR)	AVSC ≤ 0,3 logMAR (%)	AVSC ≤ 0,1 logMAR (%)
Notre étude	30	0,15	96,6	46,6
Bascaran et al., 2013(97)	48		88,1	61,9
Sheppard et al., 2013(105)	65	0,15	88	46
Humbert et al., 2013(106)	19	0,12	94,74	73,68
Hoffmann et al., 2011(110)	40	0,2	88,9	
Mingo-Botin et al., 2010(111)	20	0,13	95	55
Carey et al., 2010(112)	51	0,17	88,2	
Kim et al., 2010(113)	30	0,33	93,3	73,3
Mendicute et al., 2009(115)	20	0,11	95	70
Mendicute et al., 2008(114)	30	0,16	93,3	66,6
Bauer et al., 2008(117)	53	0,1	91	79

Tableau 8. Résultats comparatifs de l'acuité visuelle sans correction postopératoire

Ces résultats visuels satisfaisants corroborent les études récentes comparant l'efficacité visuelle et réfractive des IOL toriques par rapport aux IOL sphériques pour des

astigmatismes cornéens supérieurs à 1 D. Les résultats sur l'AVSC moyenne était meilleure dans le groupe « torique » que « sphérique » (0,07 log MAR versus 0,18 pour Sasaki et al.(108), et 0,07 versus 0,25 pour Mencucci et al.(104)).

Dans notre étude, environ la moitié des patients ont récupéré une AVSC supérieure à 0,1 logMAR (8/10 en échelle décimale). Ces résultats semblent être dans la limite basse comparativement aux autres études. Ceci peut s'expliquer par un pourcentage important (40%) de patients ayant un astigmatisme cornéen élevé (supérieur ou égal à 2,5 D), qui ont dans la plupart des cas un certain degré d'amblyopie(118).

Il nous a manqué deux données essentielles : l'évaluation de l'indépendance à une correction optique de loin et le retentissement sur la qualité de vie. Ces données n'ont pas été recueillies puisque le recul n'était pas suffisant (contrôle postopératoire à un mois). L'indépendance aux lunettes en vision de loin est rarement retrouvée dans les études et souvent assimilée à une AVSC inférieure ou égale à 0,1 logMAR, soit entre 46 et 79 % de la population opérée dans la littérature, en ne s'intéressant qu'à l'œil opéré. Ces chiffres sont probablement plus élevés en cas d'implantation torique bilatérale. Seule une étude l'a étudiée, et retrouvait une augmentation franche de l'indépendance en correction optique passant de 15% en préopératoire à 85% en post-opératoire, avec seulement 5% des patients portant leur correction de façon fréquente, et 10% de façon occasionnelle(111).

L'amélioration de la fonction visuelle et de la qualité de vie sont reconnues comme les résultats les plus importants dans le traitement de la cataracte. L'indépendance à une correction optique participe à une meilleure qualité de vie en engendrant des bénéfices associés : amélioration de sa perception de soi, de son apparence physique et de son estime de soi (119).

Cette étude confirme la prédictibilité réfractive de la procédure, comparable à la littérature et répondant aux repères standards publiés de la chirurgie réfractive(120) : un équivalent sphérique inférieur ou égal à 0,5 D dans plus de 55 % des cas (62,5% dans notre série) et un équivalent sphérique inférieur ou égal à 1 D dans plus de 85% des cas (88,8 % dans notre série).

	Effectif	ES moyen (D)	ES ≤ 0,5D (%)	ES ≤ 1D (%)
Notre étude	30	0,44 ± 0,53	62,5	88,8
Mencucci et al., 2013(104)00	40	-0,48 ± 0,33		
Sheppard et al., 2013(105)00	65	-0,10 ± 0,59		95,4
Humbert et al., 2013(106)00	19	0,125	79	95
Sasaki et al., 2012(108)00	50	-0,4		
Entabi et al., 2011(121)00	33	-0,26 ± 0,62		87,8
Carey et al., 2010(112)00	51	0,76		
Ahmed et al., 2010(122)00	240		77,2	92,4
Mendicute et al., 2009(115)00	20		90	100
Mendicute et al., 2008(114)00	30		90	96,7
Dardzhikova et al., 2009(123)00	111		65,8	87,4

Tableau 9. Résultats comparatifs de l'équivalent sphérique postopératoire

La réduction moyenne de l'astigmatisme réfractif était de 1,98 D5 (69% de l'astigmatisme préopératoire en valeur absolue). Ces résultats satisfaisants sont comparativement supérieurs aux résultats des incisions limbiques relaxantes (2,5) et semblent similaires à ceux de la chirurgie réfractive par PKR ou LASIK(124). Cependant une analyse vectorielle détaillée s'avère nécessaire pour véritablement comparer les techniques.

L'astigmatisme résiduel était de 0,95 D  $\pm$  0,53, un résultat supérieur à l'astigmatisme résiduel attendu (0,25  $\pm$  0,15 D), représentant 72% de l'astigmatisme cible induit chirurgicalement en valeur absolue.

	Effectif	Cylindre moyen (D)	Cylindre ≤ 0,5D (%)	Cylindre ≤ 1D (%)
Notre étude	30	0,95 ± 0,53	50	76,6
Mencucci et al., 2013(104)00	40	0,65 ± 0,22		
Sheppard et al., 2013(105)00	65	0,67 ± 0,64		95,4
Humbert et al., 2013(106)00	19	0,94 ± 0,4	68	94
Visser et al., 2011(125)29	67	0,75 ± 0,49	62	81
Ernest et al., 2011(126)29	185	0,31	91	
Holland et al., 2010(127)29	256	0,59	53,3	88
Kim et al., 2010(113)29	30	0,28 ± 0,38	86	100
Ahmed et al., 2010(122)00	240	$0,4 \pm 0,4$	70	90
Bauer et al., 2008(117)29	53	0,7 ± 1,0	74	91

Tableau 10. Résultats comparatifs du cylindre résiduel

Ces repères standards de la chirurgie réfractive sont amenés à évoluer, et pour atteindre des objectifs d'équivalent sphérique inférieur ou égal à 0,5 D dans plus de 70% des cas et inférieur ou égal à 1 D dans plus de 90% des cas(128), il est nécessaire d'optimiser les techniques chirurgicales et les méthodes de calcul de puissance des IOL.

Des mesures précises de l'astigmatisme cornéen préopératoire et de son axe sont importantes pour le calcul de la puissance torique de la IOL. Différentes études ont décrit les méthodes possibles de mesures kératométriques : la kératométrie manuelle(127), la kératométrie automatique(129), la kératométrie automatique par IOLMaster(117), la topographie cornéenne(123), ou la combinaison de ces techniques(122). Dans cette étude, nous avons déterminé la puissance kératométrique cornéenne par kératométrie automatique vérifiée par la kératométrie du IOLMaster. Ces deux méthodes de mesure sont reconnues pour être fiables et reproductibles avec des données kératométriques légèrement plus cambrées pour le IOLMaster(130).

Traditionnellement, l'astigmatisme cornéen total est estimé à partir des mesures de l'astigmatisme cornéen antérieur en utilisant un indice de réfraction modifié, estimant empiriquement l'épaisseur cornéenne et l'astigmatisme cornéen postérieur. D'après Koch et al., ces méthodes de calcul sous-estiment l'astigmatisme cornéen total d'environ 0,22 D, et de plus de 0,5 D dans 5% des cas(131). Les nouvelles techniques de mesures de l'astigmatisme cornéen postérieur (topographie d'élévation ou tomographe Scheimpflug) sont bien plus précises, et l'incorporation de ces mesures dans les formules de calcul permettrait d'affiner les résultats réfractifs.

Il est capital de prendre en compte l'astigmatisme cornéen induit par l'incision dans le calculateur, qui détermine par cylindre croisé la résultante de l'astigmatisme original et du SIA. Cependant, une source d'erreur fréquente est la valeur et l'axe du SIA que le chirurgien incorpore dans la formule de calcul. Même si de façon générale, le SIA est compris entre 0,2 et 0,7 D pour des incisions de petites tailles (2,2 mm à 3,2 mm)(132,82,133), il peut varier largement au-delà de cet intervalle de façon individuelle. Le SIA moyen était de 0,65 D dans notre étude pour un SIA estimé de 0,5 D mais avec des variations significatives pour chaque patient (de 0,09 D à 1,51 D). L'effet exact de l'incision sur l'astigmatisme cornéen est difficilement prédictible et dépend de la valeur de l'astigmatisme cornéen préopératoire, de la localisation de l'incision, de la largeur de l'incision, de l'utilisation d'une suture et de l'âge du patient(81,134,135). De plus, l'incision est fréquemment décalée du méridien cible d'environ 7 degrés, rajoutant une variabilité supplémentaire(136).

En comparant la prédictibilité réfractive des deux lentilles utilisées dans l'étude, les yeux implantés avec la lentille AT TORBI 709M étaient plus proches de l'emmétropie que ceux implantés par la lentille Acrysof IQ SN6AT (*P*=.031) qui présentaient une hypermétropisation modérée.

Le calcul de la puissance sphérique et cylindrique présente des différences entre les deux lentilles. Alors que le calculateur en ligne Alcon (Annexe 1) nécessite un calcul de la puissance sphérique séparé et choisi par le chirurgien (formule SRK-T dans notre étude), le calculateur Zeiss (Annexe 2) calcule la puissance sphérique en même temps que la puissance cylindrique et l'axe du tore. L'algorithme utilisé par la société Zeiss, qui n'a pas été publié, prend en compte en plus la profondeur de chambre antérieure mesurée en préopératoire. Cette différence réfractive avait déjà été constatée mais en faveur d'une myopisation des yeux avec la IOL AT TORBI 709M(137). Cependant la différence d'équivalent sphérique postopératoire entre les deux lentilles était quasi-équivalente à celle retrouvée dans notre étude (0,35 D dans l'étude de Scialdone et al.(137), 0,29 D dans notre étude). Cependant, malgré ces différences de calcul et de résultats sur la sphère réfractive, il n'a pas été mis en évidence de différence significative concernant la valeur du cylindre réfractif résiduel entre les deux lentilles.

Il existe un ratio calculant la puissance cylindrique de la lentille permettant de neutraliser la puissance cylindrique au plan cornéen. Ce ratio varie en fonction de la position effective de la lentille (ELP) et de l'épaisseur de celle-ci(138). Dans le calculateur Alcon, ce ratio est constant et chiffré à 1,45 avec une estimation de l'ELP à 5,2 mm. A contrario, le calculateur Zeiss estime l'ELP en fonction des données préopératoires dont l'ACD préopératoire. Dans notre étude, l'estimation de l'ELP s'est avérée plus proche de celle mesurée pour le calculateur Alcon (surestimation de +0,52 mm) que celle qui a été calculée par le calculateur Zeiss (sous estimation de -0,7 mm). La précision théorique des nouveaux systèmes de calcul n'a donc pas montré de précision pratique supplémentaire sur le cylindre résiduel.

Cependant, les profondeurs de chambre antérieure postopératoires ont été mesurées à l'aide du IOL Master. Ces mesures sur des yeux pseudophaques peuvent être erronées(139). Il est ainsi peu prudent de conclure sur ces résultats. Néanmoins, il est important pour le chirurgien de savoir utiliser une méthode de calcul exacte plutôt qu'approximative, lorsque les paramètres oculaires varient de la normale. Nous avons retrouvé une erreur moyenne de 6,86 degrés dans l'alignement de la IOL torique par rapport à l'axe théorique souhaité. Cette erreur moyenne reste comparable à la littérature (*tableau 10*) avec un pourcentage plus bas de désaxement inférieur à 5 degrés.

La méthode d'alignement en trois étapes par marquage de la cornée utilisée n'est probablement pas assez précise ou doit être optimisée. L'implantation d'une lentille de puissance cylindrique élevée avec une marge d'erreur d'alignement de 6,86 ± 6,12 degrés n'est pas appropriée.

	Effectif	Désaxement moyen (°)	Désaxement ≤ 5°	Désaxement ≤ 10°
Notre étude	30	6,86 ± 6,12	43,3	83,4
Bascaran et al., 2013(97)	48	4,42 ± 4,31		86
Mencucci et al., 2013(104)	40	3,2 ± 1		
Humbert et al., 2103(106)	19	5,68	52,6	90
Sasaki et al., 2012(108)	50	7,6 ± 11		
Koshy et al., 2010(141)	30	8,9 ± 8,2		
Holland et al., 2010(127)	256	3,8	78	93,4
Ahmed et al., 2010(122)	240	2 ± 2	91,1	100
Carey et al., 2010(112)	51	2,55 ± 2,76	90,2	98
Kim et al., 2010(113)	30	3,45 ± 3,39		96,7
Ruiz-Mesa et al., 2009(142)	32	0,91 ± 1,77	97	
Mendicute et al., 2009(115)	20	3,53 ± 1,97	95	100
Mendicute et al., 2008(114)	30	3,63 ± 3,11		96,7
Chang et al., 2008(129)	100	3,35 ± 3,41	90	99

Tableau 11. Résultats comparatifs de l'alignement de la IOL torique sur l'axe souhaité

Il est décrit trois sources d'erreurs dans l'alignement peropératoire(140) : le marquage des axes de référence (0° et 90°), le marquage de l'axe théorique d'implantation et l'alignement de l'implant sur l'axe souhaité.

La précision du marquage des axes de référence est dépendante de la cyclotorsion. La cyclotorsion d'un œil passant d'une position debout à une position allongée est bien connue et généralement bien compensée par des mesures réalisées en position droite et en vision binoculaire. Les études s'y étant intéressées ont retrouvé des valeurs d'environ 4° avec des écarts interindividuels de 0° à 13°(143–145). Cependant, il existe des différences de valeur de cyclotorsion intra-individuelles, en position debout, moins bien établies. Chiffrées entre 1,5 à 2,3 degrés(146,147), elles seraient à l'origine d'erreurs dans l'alignement de l'implant mais aussi lors des visites préopératoires.

Le marquage des axes de référence, à l'aide d'un marqueur (souvent aidé d'un niveau à bulle) est source de faible erreur, chiffré à 2° par Visser et al.(140), tout comme le marquage de l'axe d'alignement, chiffré à 3,3°. Considérant que l'anneau de Mendez est gradué par palier de 10° et que les marques à l'encre ont tendance à disparaître après l'installation du patient, ces chiffres semblent faibles.

Enfin, l'alignement de la lentille, au-delà des difficultés intraoculaires, présente une approximation de quelques degrés puisque les marques de l'implant sont généralement plus petites que celles sur la cornée.

Concernant la rotation post-opératoire, de nombreuses études ont démontré que les implants toriques de nouvelle génération en acrylique étaient parfaitement stables, avec une rotation post-opératoire inférieure à 3° voire même 1°. Il reste important pour le chirurgien de bien nettoyer le produit viscoélastique derrière l'implant et de garder une chambre antérieure stable en fin d'intervention afin d'éviter une rotation post-opératoire accidentelle. Certaines études ont retrouvé une meilleure stabilité des IOL avec des haptiques de type *plate-haptics* par comparaison aux haptiques de type *open-loops*, l'expliquant par une asymétrie des forces de compression de la fibrose capsulaire sur les haptiques de type *open-loops*(148). Ceci n'a pas été retrouvé dans notre étude à 1 mois post-opératoire en comparant le désaxement des IOL, Acrysof toric (*open-loops*) et AT TORBI 709M (*plate haptics*) : 6,26° versus 7,1°. La fibrose entre l'implant et la capsule débute aux alentours du quinzième jour post-opératoire, ce qui constitue le délai maximal en cas de réintervention.

Pour optimiser la correction cylindrique, l'orientation de la IOL doit être plus précise et passe probablement par l'incorporation des techniques d'imagerie digitale couplée à la chirurgie. Ces techniques utilisent les caractéristiques des vaisseaux conjonctivaux et des détails iriens. Leur répétabilité est excellente(146). Couplée à un eye tracker, elle permettrait de minimiser les erreurs d'alignement, mais aussi d'être utilisé pour la planification des incisions, du centrage du capsulorhexis rendant le marquage manuel obsolète.

A notre connaissance, aucune série n'a étudié le retentissement du désaxement sur l'acuité visuelle. Notre étude retrouve une corrélation linéaire positive significative pour l'ensemble des cas (*P*=.0149, *R*<sup>2</sup>=0,217), plus importante pour les astigmatismes modérés (*P*=.0172, *R*<sup>2</sup>=0,404) et non significative pour les astigmatismes forts. La fréquence de l'amblyopie relative des yeux avec un astigmatisme fort est une variable importante à prendre en compte dans l'analyse des résultats visuels. La moyenne de l'AVSC postopératoire dans ce sous-groupe (0,20 logMAR) est similaire à celle de Visser et al. (125)dans une étude sur la correction des astigmatismes forts par implantation torique. La droite de régression linéaire dans le cadre des astigmatismes modérés permet de chiffrer un objectif maximal d'erreur d'alignement de 4° afin d'obtenir un objectif d'AVSC inférieure ou égale à 0,1 logMAR.

Avec le désaxement de la IOL torique, la cornée et la IOL torique peuvent être considérées comme deux sphérocylindres croisés obliques. Leurs effets combinés créent une nouvelle formule sphéro-cylindrique, avec une puissance sphérique, cylindrique et un axe du cylindre discordant avec les valeurs cibles visées(149). Le calcul théorique du retentissement du désalignement de la IOL est plus complexe que celui du SIA cornéen. La IOL et la cornée étant dans deux plans distincts, il doit prendre en compte les propriétés d'un œil pseudophake : ELP, AL et l'indice de réfraction.

Ainsi, à condition que la puissance cylindrique de la IOL soit la même que la puissance cylindrique cornéenne, théoriquement chaque degré de désaxement diminue la correction cylindrique de 3,3% avec ainsi un effet correcteur nul à 30° de désaxement et un effet inverse au-delà de 30°(150).

Notre étude clinique évaluant le retentissement du désaxement sur les valeurs réfractives confirme les résultats d'études théoriques(151) : une réduction de la correction cylindrique et une hypermétropisation sphérique induites par le mauvais alignement de la IOL. Ces changements réfractifs ont tendance à provoquer un astigmatisme mixte post-opératoire avec une rotation de l'axe de l'astigmatisme devenant oblique. Cette astigmatisme oblique peut provoquer des complications visuelles post-opératoires par sa moins bonne tolérance(152).

Cependant, paradoxalement, le retentissement de la sous-correction cylindrique par le désaxement a été retrouvé plus important pour les astigmatismes modérés (P=.005,  $R^2$ =0,50), comparativement aux astigmatismes élevés (P=.77,  $R^2$ =0,08). Le désaxement ne semble pas être le principal facteur de variation du cylindre résiduel pour les astigmatismes forts, ce qui va à l'encontre des études théoriques. Des études complémentaires sur une plus large série semblent nécessaires.

Le Root Mean Square des aberrations totales de haut degré était cohérent avec les autres études malgré l'utilisation d'aberromètres et de diamètres pupillaires différents(102,103,153,154). La qualité optique s'est avérée être excellente après implantation torique.

La distribution des aberrations de haut degré a montré qu'une composante majeure était représentée par le trefoil vertical et les aberrations sphériques.

Il n'a pas été retrouvé de corrélation entre le désaxement de la IOL et les aberrations de haut degré totales et individuelles mais une tendance positive de corrélation pour le trefoil vertical (*P*=.051). Le désaxement de la IOL ne semble pas altérer les marqueurs de la qualité optique visuelle. L'astigmatisme résiduel peut ainsi être complétement corrigé par une correction sans inconfort, halos ou éblouissement supplémentaires.

En cas d'augmentation significative des aberrations de haut degré en post-opératoire, il est nécessaire de vérifier que l'implant ne soit pas décentré ou qu'il n'existe pas une bascule de celui-ci. Cette étude met ainsi en avant l'importance de la précision d'alignement de la IOL torique avec l'axe souhaité, dont le retentissement se montre plus important lorsque la puissance cylindrique cornéenne est modérée. Elle permet ainsi de donner les raisons principales d'une nécessité de repositionnement lorsque la IOL est sévèrement désaxée.

Cependant, il est important de noter que même si la IOL torique a été implantée dans l'axe souhaité (basé sur la kératométrie préopératoire), cette axe n'est peut être pas l'axe idéal à cause d'un SIA surprenant, d'un astigmatisme cornéen postérieur important, de données kératométriques imprécises ou fluctuantes ou d'une variation de l'axe de l'astigmatisme en fonction des zones optiques. L'indication d'un repositionnement d'implant doit ainsi prendre en compte ces différents paramètres.

Aucune étude n'a proposée de données chiffrées de recommandations de repositionnement. Les explications quant aux bénéfices et risques d'une réintervention sont d'autant plus indispensables dans ce contexte. En cas de volonté de résultats réfractifs optimaux, un geste pour un désaxement au-delà de 30° semble licite. En-deçà de 30°, l'indication doit être posée au cas par cas. Pour aider le chirurgien, la détermination de la position idéale de la IOL est possible grâce à un logiciel d'analyse de l'astigmatisme résiduel après chirurgie (Toric IOl Analyser, <u>www.astigmatismfix.com</u>). Cette aide permet de déterminer la valeur de la rotation à prévoir et de prédire la réfraction résiduelle.

Dans tous les cas, la réintervention doit être réalisée le plus rapidement possible, et dans un délai maximal de quinze jours. Au-delà, la fibrose capsulaire se constitue(155) et complique le geste. Dans ce délai, la chirurgie semble être aisée(156). Durant la période de l'étude, le nombre d'implantation torique s'est avéré largement plus faible que le nombre d'indication possible. Le surcoût d'une centaine d'euros d'un implant torique comparativement à un implant monofocal à la charge du patient en est la principale raison. La sécurité sociale considérant cette chirurgie comme une chirurgie de « confort », ne prend pas en charge ce surcoût.

Une analyse économique rapide permet pourtant de retrouver un bénéfice économique de l'implantation torique pour le patient. A partir des données de l'INSEP, l'espérance de vie d'une personne de 71 ans, les deux sexes confondus, est d'environ 16 années (17,5 pour les femmes et 14,1 pour les hommes). Le renouvellement de la correction optique peut être estimé à environ une paire tous les deux ans, soit environ huit paires durant la fin de vie.

Indépendamment du type d'implant utilisé, la chirurgie de la cataracte est remboursée à 100% incluant le prix d'un implant standard (2292 euros pour les deux yeux). La France est l'un des rares pays au monde à rembourser les corrections optiques en fonction de l'âge et des puissances des verres mais à des taux très bas, à 65% de tarifs fixes :

- 2,84 euros par monture (soit 1,7 euros)
- 2,29 euros par verre sphérique monofocal entre +6 et -6 D (soit 1,49 euros par verre)
- 10,97 euros par verre sphéro-cylindriques double foyers ou progressifs entre
   +6D et -6D, avec un cylindre entre +4D et -4D (soit 7,13 euros par verre).

Le prix d'une paire de lunettes en France est cependant l'un des plus chers d'Europe. Le tarif des lunettes avec des verres monofocaux ou progressifs a été basé sur le tarif des verres « entrée de gamme » de la marque leader sur le marché (Essilor®), adaptés sur une monture au tarif moyen de 150 euros.

En cas d'implantation torique, deux cas de figures sont possibles : une indépendance en correction optique de loin ne nécessitant qu'une correction optique de prés (verres monofocaux), ou la nécessité d'une correction optique avec des verres sphéro-cylindriques progressifs (avec un astigmatisme faible : 0,75 D). En cas d'implantation sphérique, une correction sphéro-cylindrique a été considérée avec un astigmatisme de 3 D.

A partir de notre scénario, le tableau 12 compare les coûts estimés pour la sécurité sociale et le tableau 13 ceux pour le patient.

	IOL to	orique	IOL sphérique
Coût de la chirurgie	22	.92	2292
<b>Visite de contrôle d'AV</b> (8 × consultation remboursée à 65%)	145,6		145,6
<b>Coût de la correction optique</b> (Remboursement 8 paires de lunettes)	38,4	128	128
TOTAL	2476	2565,6	2565,6
Différence	- 89,6	-	-

Tableau 12. Coût estimé pour la sécurité sociale

	IOL to	IOL sphérique	
Coût de la chirurgie	200		-
Visite de contrôle d'AV (8 × ticket modérateur)	78,4		78,4
<b>Coût de la correction optique</b> (8 paires de lunettes)	(295× 8) -38,4 = 2321,6	(667× 8) -128 = 5208	(759,4 × 8) -128= 5947,2
TOTAL	2600	5486,4	6025,6
Différence	- 3425,6	- 539,2	-

Tableau 13. Coût estimé pour le patient

Le bénéfice économique pour le patient est conséquent (3425 euros) même en cas de résultats réfractifs partiels (539 euros). Sur l'échelle de la population , Laurendeau et al.(157) retrouvait un bénéfice économique pour le patient de 897 euros.

Cette analyse économique rapide, probablement imparfaite, permet au moins au chirurgien de mieux aborder la question économique avec son patient.
## IV. CONCLUSION

L'implantation torique dans la chirurgie de la cataracte est une technique prédictible et sûre pour corriger l'astigmatisme cornéen préexistant. Les résultats sur la correction sphéro-cylindrique répondent aux critères standards de la chirurgie réfractive.

Son efficacité réside essentiellement dans l'alignement de la lentille intraoculaire avec l'axe souhaité. Le désalignement de celle-ci engendre une sous-correction du cylindre réfractif, et une diminution de l'acuité visuelle sans correction sans diminution de la meilleure acuité visuelle ni de la qualité optique visuelle.

La technique standard d'alignement de la IOL torique (procédure en trois étapes) doit être optimisée ou substituée par les nouvelles techniques d'imagerie digitale couplée à la chirurgie afin d'obtenir comme objectif une erreur d'alignement inférieure à 4°.

L'élargissement des indications de l'utilisation de ce type d'implant, pour la correction des astigmatismes cornéens faibles (inférieur à 1,5 D) ou les astigmatismes cornéens irréguliers, reste à démontrer.

## **BIBLIOGRAPHIE**

1. Müller-Jensen K, Fischer P, Siepe U. Limbal relaxing incisions to correct astigmatism in clear corneal cataract surgery. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 1999 Oct;15(5):586–9.

2. Carvalho MJ, Suzuki SH, Freitas LL, Branco BC, Schor P, Lima ALH. Limbal relaxing incisions to correct corneal astigmatism during phacoemulsification. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2007 May;23(5):499–504.

3. Pop M, Payette Y, Amyot M. Clear lens extraction with intraocular lens followed by photorefractive keratectomy or laser in situ keratomileusis. Ophthalmology. 2001 Jan;108(1):104–11.

4. Artola A, Ayala MJ, Claramonte P, Pérez-Santonja JJ, Alió JL. Photorefractive keratectomy for residual myopia after cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 1999 Nov;25(11):1456–60.

5. Kaufmann C, Peter J, Ooi K, Phipps S, Cooper P, Goggin M. Limbal relaxing incisions versus on-axis incisions to reduce corneal astigmatism at the time of cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2005 décembre;31(12):2261–5.

6. Budak K, Yılmaz G, Aslan BS, Duman S. Limbal relaxing incisions in congenital astigmatism: 6 month follow-up. J Cataract Refract Surg. 2001 mai;27(5):715–9.

7. Bayramlar H üseyi., Dağlioğlu MC, Borazan M. Limbal relaxing incisions for primary mixed astigmatism and mixed astigmatism after cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2003 avril;29(4):723–8.

8. Horn JD. Status of toric intraocular lenses. Curr Opin Ophthalmol. 2007 Feb;18(1):58–61.

9. Amesbury EC, Schallhorn SC. Contrast sensitivity and limits of vision. Int Ophthalmol Clin. 2003;43(2):31–42.

10. Dick HB, Krummenauer F, Tröber L. [Compensation of corneal astigmatism with toric intraocular lens: results of a multicentre study]. Klin Monatsblätter Für Augenheilkd. 2006 Jul;223(7):593–608.

11. Chang DF. Early rotational stability of the longer Staar toric intraocular lens: fifty consecutive cases. J Cataract Refract Surg. 2003 May;29(5):935–40.

12. De Silva DJ, Ramkissoon YD, Bloom PA. Evaluation of a toric intraocular lens with a Z-haptic. J Cataract Refract Surg. 2006 Sep;32(9):1492–8.

13. Till JS, Yoder PR Jr, Wilcox TK, Spielman JL. Toric intraocular lens implantation: 100 consecutive cases. J Cataract Refract Surg. 2002 Feb;28(2):295–301.

14. Bascaran L, Mendicute J, Macias-Murelaga B, Arbelaitz N, Martinez-Soroa I. Efficacy and stability of AT TORBI 709 M toric IOL. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2013 Mar;29(3):194–9.

15. Weinand F, Jung A, Stein A, Pfützner A, Becker R, Pavlovic S. Rotational stability of a single-piece hydrophobic acrylic intraocular lens: new method for high-precision rotation control. J Cataract Refract Surg. 2007 May;33(5):800–3.

16. Carey PJ, Leccisotti A, McGilligan VE, Goodall EA, Moore CBT. Assessment of toric intraocular lens alignment by a refractive power/corneal analyzer system and slitlamp observation. J Cataract Refract Surg. 2010 Feb;36(2):222–9.

17. Bauer NJC, de Vries NE, Webers CAB, Hendrikse F, Nuijts RMMA. Astigmatism management in cataract surgery with the AcrySof toric intraocular lens. J Cataract Refract

Surg. 2008 Sep;34(9):1483–8.

18. Leyland M, Zinicola E, Bloom P, Lee N. Prospective evaluation of a plate haptic toric intraocular lens. Eye Lond Engl. 2001 Apr;15(Pt 2):202–5.

19. Zuberbuhler B, Signer T, Gale R, Haefliger E. Rotational stability of the AcrySof SA60TT toric intraocular lenses: a cohort study. BMC Ophthalmol. 2008;8:8.

20. Ahmed IIK, Rocha G, Slomovic AR, Climenhaga H, Gohill J, Grégoire A, et al. Visual function and patient experience after bilateral implantation of toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2010 Apr;36(4):609–16.

21. Gualdi L, Cappello V, Giordano C. The use of NIDEK OPD Scan II wavefront aberrometry in toric intraocular lens implantation. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2009 Jan;25(1 Suppl):S110–115.

22. Scialdone A, Raimondi G, Monaco G. In vivo assessment of higher-order aberrations after AcrySof toric intraocular lens implantation: a comparative study. Eur J Ophthalmol. 2012 Aug;22(4):531–40.

23. Hayashi K, Kondo H, Yoshida M, Manabe S, Hirata A. Higher-order aberrations and visual function in pseudophakic eyes with a toric intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2012 juillet;38(7):1156–65.

24. Grosvenor T, Quintero S, Perrigin DM. Predicting refractive astigmatism: a suggested simplification of Javal's rule. Am J Optom Physiol Opt. 1988 Apr;65(4):292–7.

25. Dunne MC, Elawad ME, Barnes DA. A study of the axis of orientation of residual astigmatism. Acta Ophthalmol (Copenh). 1994 Aug;72(4):483–9.

26. Sturm M. Mémoire de la théorie de la vision. 1945. p. 554–761.

27. Dunne MC, Royston JM, Barnes DA. Posterior corneal surface toricity and total corneal astigmatism. Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom. 1991 Sep;68(9):708–10.
28. Oshika T, Tomidokoro A, Tsuji H. Regular and irregular refractive powers of the front and back surfaces of the cornea. Exp Eye Res. 1998 Oct;67(4):443–7.

29. Prisant O, Hoang-Xuan T, Proano C, Hernandez E, Awad S, Azar DT. Vector summation of anterior and posterior corneal topographical astigmatism. J Cataract Refract Surg. 2002 Sep;28(9):1636–43.

30. Dubbelman M, Sicam VADP, Van der Heijde GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. Vision Res. 2006 Mar;46(6-7):993–1001.

31. Garner LF. Calculation of the radii of curvature of the crystalline lens surfaces. Ophthalmic Physiol Opt J Br Coll Ophthalmic Opt Optom. 1997 Jan;17(1):75–80.

32. Maille M. Anomalies de la réfraction, de l'accomodation et de la convergence. Traité d'optique physiologique et clinique. Doin Ed. 1993.

33. Hoffer KJ. Biometry of 7,500 cataractous eyes. Am J Ophthalmol. 1980 Sep;90(3):360–8.

34. Ninn-Pedersen K, Stenevi U, Ehinger B. Cataract patients in a defined Swedish population 1986-1990. II. Preoperative observations. Acta Ophthalmol (Copenh). 1994 Feb;72(1):10–5.

35. 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. 2009 Jan;35(1):70–5.

36. Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. J Cataract Refract Surg. 2010 Sep;36(9):1479–85.

37. Wixson RJ. Refraction pedigrees. 2. The cornea. Am J Optom Arch Am Acad Optom. 1965 Oct;42(10):615–8.

38. Teikari JM, O'Donnell JJ. Astigmatism in 72 twin pairs. Cornea. 1989 Dec;8(4):263–6.

39. Valluri S, Minkovitz JB, Budak K, Essary LR, Walker RS, Chansue E, et al. Comparative

corneal topography and refractive variables in monozygotic and dizygotic twins. Am J Ophthalmol. 1999 Feb;127(2):158–63.

40. Hammond CJ, Snieder H, Gilbert CE, Spector TD. Genes and environment in refractive error: the twin eye study. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2001 May;42(6):1232–6.
41. Lee KE, Klein BE, Klein R, Fine JP. Aggregation of refractive error and 5-year changes

in refractive error among families in the Beaver Dam Eye Study. Arch Ophthalmol. 2001 Nov;119(11):1679–85.

42. Grosvenor T. Etiology of astigmatism. Am J Optom Physiol Opt. 1978 Mar;55(3):214–8.

43. Wilson G, Bell C, Chotai S. The effect of lifting the lids on corneal astigmatism. Am J Optom Physiol Opt. 1982 Aug;59(8):670–4.

44. Grey C, Yap M. Influence of lid position on astigmatism. Am J Optom Physiol Opt. 1986 Dec;63(12):966–9.

45. Lieberman DM, Grierson JW. The lids influence on corneal shape. Cornea. 2000 May;19(3):336–42.

46. Read SA, Collins MJ, Carney LG. The Influence of Eyelid Morphology on Normal Corneal Shape. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2007 Jan 1;48(1):112–9.

47. Garcia ML, Huang D, Crowe S, Traboulsi EI. Relationship between the axis and degree of high astigmatism and obliquity of palpebral fissure. J Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus. 2003 février;7(1):14–22.

48. Howland HC, Sayles N. Photokeratometric and photorefractive measurements of astigmatism in infants and young children. Vision Res. 1985;25(1):73–81.

49. FAIRMAID JA. The constancy of corneal curvature; an examination of corneal response to changes in accommodation and convergence. Br J Physiol Opt. 1959 Jan;16(1):2–23.

50. Löpping B, Weale RA. Changes in corneal curvature following ocular convergence. Vision Res. 1965 Apr;5(3):207–15.

51. Mandell RB, Helen RS. Stability of the corneal contour. Am J Optom Arch Am Acad Optom. 1968 Dec;45(12):797–806.

52. Denis D, Bardot J, Volot F, Saracco JB, Maumenee IH. Effects of strabismus surgery on refraction in children. Ophthalmol J Int Ophtalmol Int J Ophthalmol Z Für Augenheilkd. 1995;209(3):136–40.

53. Killer HE, Bähler A. Significant immediate and long-term reduction of astigmatism after lateral rectus recession in divergent Duane's syndrome. Ophthalmol J Int Ophtalmol Int J Ophthalmol Z Für Augenheilkd. 1999;213(3):209–10.

54. Bagheri A, Farahi A, Guyton DL. Astigmatism induced by simultaneous recession of both horizontal rectus muscles. J AAPOS Off Publ Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus. 2003 Feb;7(1):42–6.

55. Kwitko S, Feldon S, McDonnell PJ. Corneal topographic changes following strabismus surgery in Grave's disease. Cornea. 1992 Jan;11(1):36–40.

56. Nardi M, Rizzo S, Pellegrini G, Lepri A. Effects of strabismus surgery on corneal topography. J Pediatr Ophthalmol Strabismus. 1997 Aug;34(4):244–6.

57. Da Cunha RP, Moreira JB. Ocular findings in Down's syndrome. Am J Ophthalmol. 1996 Aug;122(2):236–44.

58. Paysse EA, Khokhar A, McCreery KMB, Morris MC, Coats DK. Up-slanting palpebral fissures and oblique astigmatism associated with A-pattern strabismus and overdepression in adduction in spina bifida. J AAPOS Off Publ Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus. 2002 Dec;6(6):354–9.

59. Isenberg SJ, Del Signore M, Chen A, Wei J, Christenson PD. Corneal topography of

neonates and infants. Arch Ophthalmol. 2004 Dec;122(12):1767–71.

60. Friling R, Weinberger D, Kremer I, Avisar R, Sirota L, Snir M. Keratometry measurements in preterm and full term newborn infants. Br J Ophthalmol. 2004 Jan;88(1):8–10.

61. Huynh SC, Kifley A, Rose KA, Morgan I, Heller GZ, Mitchell P. Astigmatism and its components in 6-year-old children. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2006 Jan;47(1):55–64.

62. Saunders H. Age-dependence of human refractive errors. Ophthalmic Physiol Opt J Br Coll Ophthalmic Opt Optom. 1984;4(1):107.

63. Satterfield DS. Prevalence and variation of astigmatism in a military population. J Am Optom Assoc. 1989 Jan;60(1):14–8.

64. Fledelius HC, Stubgaard M. Changes in refraction and corneal curvature during growth and adult life. A cross-sectional study. Acta Ophthalmol (Copenh). 1986 Oct;64(5):487–91.

65. Goto T, Klyce SD, Zheng X, Maeda N, Kuroda T, Ide C. Gender- and age-related differences in corneal topography. Cornea. 2001 Apr;20(3):270–6.

66. Read SA, Collins MJ, Carney LG. A review of astigmatism and its possible genesis. Clin Exp Optom. 2007;90(1):5–19.

67. Bogan SJ, Waring GO 3rd, Ibrahim O, Drews C, Curtis L. Classification of normal corneal topography based on computer-assisted videokeratography. Arch Ophthalmol. 1990 Jul;108(7):945–9.

68. Rabinowitz YS. Corneal topography. Curr Opin Ophthalmol. 1995 Aug;6(4):57–62.
69. Wilson SE, Klyce SD, Husseini ZM. Standardized color-coded maps for corneal topography. Ophthalmology. 1993 Nov;100(11):1723–7.

70. Klyce SD, Smolek MK, Maeda N. Keratoconus detection with the KISA% methodanother view. J Cataract Refract Surg. 2000 Apr;26(4):472–4.

71. Liu Z, Huang AJ, Pflugfelder SC. Evaluation of corneal thickness and topography in normal eyes using the Orbscan corneal topography system. Br J Ophthalmol. 1999 Jul;83(7):774–8.

72. Stokes GG. On a mode of measuring the astigmatism of a defective eye. 19 th Meeting of the British Association for the Advancement of Science. 1849. p. 10–1.

73. Jaffe NS, Clayman HM. The pathophysiology of corneal astigmatism after cataract extraction. Trans Am Acad Ophtalmol Otolaryngol. 1975. p. 615–30.

74. Cravy TV. Calculation of the change in corneal astigmatism following cataract extraction. Ophthalmic Surg. 1979 Jan;10(1):38–49.

75. Naeser K. Conversion of keratometer readings to polar values. J Cataract Refract Surg. 1990 Nov;16(6):741–5.

76. Holladay JT, Cravy TV, Koch DD. Calculating the surgically induced refractive change following ocular surgery. J Cataract Refract Surg. 1992 Sep;18(5):429–43.

77. Naeser K, Behrens JK. Correlation between polar values and vector analysis. J Cataract Refract Surg. 1997 Feb;23(1):76–81.

78. Olsen T. Simple method to calculate the surgically induced refractive change. J Cataract Refract Surg. 1993 Mar;19(2):319–20.

79. Alpins N. Astigmatism analysis by the Alpins method. J Cataract Refract Surg. 2001 Jan;27(1):31–49.

80. Naylor EJ. Astigmatic difference in refractive errors. Br J Ophthalmol. 1968 May;52(5):422–5.

81. Storr-Paulsen A, Madsen H, Perriard A. Possible factors modifying the surgically induced astigmatism in cataract surgery. Acta Ophthalmol Scand. 1999 Oct;77(5):548–51.

82. Lee K-M, Kwon H-G, Joo C-K. Microcoaxial cataract surgery outcomes: comparison of

1.8 mm system and 2.2 mm system. J Cataract Refract Surg. 2009 May;35(5):874–80.
 83. Khokhar S, Lohiya P, Murugiesan V, Panda A. Corneal astigmatism correction with opposite clear corneal incisions or single clear corneal incision: comparative analysis. J Cataract Refract Surg. 2006 Sep;32(9):1432–7.

84. Shimizu K, Misawa A, Suzuki Y. Toric intraocular lenses: correcting astigmatism while controlling axis shift. J Cataract Refract Surg. 1994 Sep;20(5):523–6.

85. Grabow H.B. Early results with foldable toric IOL implantation. Eur J Implant Refract Surg. 1994;(6):177–8.

86. Sun XY, Vicary D, Montgomery P, Griffiths M. Toric intraocular lenses for correcting astigmatism in 130 eyes. Ophthalmology. 2000 Sep;107(9):1776–1781; discussion 1781–1782.

87. Ruhswurm I, Scholz U, Zehetmayer M, Hanselmayer G, Vass C, Skorpik C. Astigmatism correction with a foldable toric intraocular lens in cataract patients. J Cataract Refract Surg. 2000 Jul;26(7):1022–7.

88. Leyland M, Zinicola E, Bloom P, Lee N. Prospective evaluation of a plate haptic toric intraocular lens. Eye Lond Engl. 2001 Apr;15(Pt 2):202–5.

89. Linnola RJ, Werner L, Pandey SK, Escobar-Gomez M, Znoiko SL, Apple DJ. Adhesion of fibronectin, vitronectin, laminin, and collagen type IV to intraocular lens materials in pseudophakic human autopsy eyes. Part 1: histological sections. J Cataract Refract Surg. 2000 Dec;26(12):1792–806.

90. Lombardo M, Carbone G, Lombardo G, De Santo MP, Barberi R. Analysis of intraocular lens surface adhesiveness by atomic force microscopy. J Cataract Refract Surg. 2009 Jul;35(7):1266–72.

91. Oshika T, Nagata T, Ishii Y. Adhesion of lens capsule to intraocular lenses of polymethylmethacrylate, silicone, and acrylic foldable materials: an experimental study. Br J Ophthalmol. 1998 May;82(5):549–53.

92. Linnola RJ, Sund M, Ylönen R, Pihlajaniemi T. Adhesion of soluble fibronectin, vitronectin, and collagen type IV to intraocular lens materials. J Cataract Refract Surg. 2003 Jan;29(1):146–52.

93. Chang DF. Early rotational stability of the longer Staar toric intraocular lens: fifty consecutive cases. J Cataract Refract Surg. 2003 May;29(5):935–40.

94. Patel C., Ormonde S, Rosen PH, Bron AJ. Postoperative intraocular lens rotation: A randomized comparison of plate and loop haptic implants. Ophthalmology. 1999 Nov 1;106(11):2190–6.

95. Prinz A, Neumayer T, Buehl W, Vock L, Menapace R, Findl O, et al. Rotational stability and posterior capsule opacification of a plate-haptic and an open-loop-haptic intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2011 Feb;37(2):251–7.

96. Visser N, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. J Cataract Refract Surg. 2013 avril;39(4):624–37.

97. Bascaran L, Mendicute J, Macias-Murelaga B, Arbelaitz N, Martinez-Soroa I. Efficacy and stability of AT TORBI 709 M toric IOL. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2013 Mar;29(3):194–9.

98. Alberdi T, Macías-Murelaga B, Bascarán L, Goñi N, de Arregui SS, Mendicute J. Rotational stability and visual quality in eyes with Rayner toric intraocular lens implantation. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2012 Oct;28(10):696–701.

99. Pisella P-J. [Post-operative residual astigmatism after cataract surgery: Current surgical methods of treatment]. J Fr Ophtalmol. 2012 Mar;35(3):226–8.

100. Reinstein DZ, Archer TJ, Couch D, Schroeder E, Wottke M. A new night vision

disturbances parameter and contrast sensitivity as indicators of success in wavefrontguided enhancement. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. 2005 Oct;21(5):S535–540.

101. Montague AA, Manche EE. CustomVue laser in situ keratomileusis treatment after previous keratorefractive surgery. J Cataract Refract Surg. 2006 May;32(5):795–8.

102. Sandoval HP, Fernández de Castro LE, Vroman DT, Solomon KD. Comparison of visual outcomes, photopic contrast sensitivity, wavefront analysis, and patient satisfaction following cataract extraction and IOL implantation: aspheric vs spherical acrylic lenses. Eye Lond Engl. 2008 Dec;22(12):1469–75.

103. Kim SW, Ahn H, Kim EK, Kim T-I. Comparison of higher order aberrations in eyes with aspherical or spherical intraocular lenses. Eye Lond Engl. 2008 Dec;22(12):1493–8.
104. Mencucci R, Giordano C, Favuzza E, Gicquel J-J, Spadea L, Menchini U. Astigmatism correction with toric intraocular lenses: wavefront aberrometry and quality of life. Br J Ophthalmol. 2013 May;97(5):578–82.

105. Sheppard AL, Wolffsohn JS, Bhatt U, Hoffmann PC, Scheider A, Hütz WW, et al. Clinical outcomes after implantation of a new hydrophobic acrylic toric IOL during routine cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2013 Jan;39(1):41–7.

106. Humbert G, Colin J, Touboul D. [AcrySof® Toric (SN60T) intraocular lens implantation: refractive predictibility and aberrometric impact of decentration]. J Fr Ophtalmol. 2013 Apr;36(4):352–61.

107. Debois A, Nochez Y, Bezo C, Bellicaud D, Pisella P-J. [Refractive precision and objective quality of vision after toric lens implantation in cataract surgery]. J Fr Ophtalmol. 2012 Oct;35(8):580–6.

108. Sasaki H, Yoshida M, Manabe S-I, Yoshimura K, Hayashi K. Effects of the toric intraocular lens on correction of preexisting corneal astigmatism. Jpn J Ophthalmol. 2012 Sep;56(5):445–52.

109. Alió JL, Piñero DP, Tomás J, Plaza AB. Vector analysis of astigmatic changes after cataract surgery with implantation of a new toric multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2011 Jul;37(7):1217–29.

110. Hoffmann PC, Auel S, Hütz WW. Results of higher power toric intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg. 2011 Aug;37(8):1411–8.

111. Mingo-Botín D, Muñoz-Negrete FJ, Won Kim HR, Morcillo-Laiz R, Rebolleda G, Oblanca N. Comparison of toric intraocular lenses and peripheral corneal relaxing incisions to treat astigmatism during cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2010 Oct;36(10):1700–8.

112. Carey PJ, Leccisotti A, McGilligan VE, Goodall EA, Moore CBT. Assessment of toric intraocular lens alignment by a refractive power/corneal analyzer system and slitlamp observation. J Cataract Refract Surg. 2010 Feb;36(2):222–9.

113. Kim MH, Chung T-Y, Chung E-S. Long-term efficacy and rotational stability of AcrySof toric intraocular lens implantation in cataract surgery. Korean J Ophthalmol KJO. 2010 Aug;24(4):207–12.

114. Mendicute J, Irigoyen C, Aramberri J, Ondarra A, Montés-Micó R. Foldable toric intraocular lens for astigmatism correction in cataract patients. J Cataract Refract Surg. 2008 Apr;34(4):601–7.

115. Mendicute J, Irigoyen C, Ruiz M, Illarramendi I, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Toric intraocular lens versus opposite clear corneal incisions to correct astigmatism in eyes having cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2009 Mar;35(3):451–8.

116. Statham M, Apel A, Stephensen D. Comparison of the AcrySof SA60 spherical intraocular lens and the AcrySof Toric SN60T3 intraocular lens outcomes in patients with low amounts of corneal astigmatism. Clin Experiment Ophthalmol. 2009 Nov;37(8):775–9.

117. Bauer NJC, de Vries NE, Webers CAB, Hendrikse F, Nuijts RMMA. Astigmatism management in cataract surgery with the AcrySof toric intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2008 Sep;34(9):1483–8.

118. Harvey EM. Development and treatment of astigmatism-related amblyopia. Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom. 2009 Jun;86(6):634–9.

119. Berdeaux G, Viala M, Roborel de Climens A, Arnould B. Patient-reported benefit of ReSTOR multi-focal intraocular lenses after cataract surgery: results of principal component analysis on clinical trial data. Health Qual Life Outcomes. 2008;6:10.

120. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. Eye Lond Engl. 2009 Jan;23(1):149–52.

121. Entabi M, Harman F, Lee N, Bloom PA. Injectable 1-piece hydrophilic acrylic toric intraocular lens for cataract surgery: efficacy and stability. J Cataract Refract Surg. 2011 Feb;37(2):235–40.

122. Ahmed IIK, Rocha G, Slomovic AR, Climenhaga H, Gohill J, Grégoire A, et al. Visual function and patient experience after bilateral implantation of toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2010 Apr;36(4):609–16.

123. Dardzhikova A, Shah CR, Gimbel HV. Early experience with the AcrySof toric IOL for the correction of astigmatism in cataract surgery. Can J Ophthalmol J Can Ophtalmol. 2009 Jun;44(3):269–73.

124. Ivarsen A, Næser K, Hjortdal J. Laser in situ keratomileusis for high astigmatism in myopic and hyperopic eyes. J Cataract Refract Surg. 2013 Jan;39(1):74–80.

125. Visser N, Ruíz-Mesa R, Pastor F, Bauer NJC, Nuijts RMMA, Montés-Micó R. Cataract surgery with toric intraocular lens implantation in patients with high corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg. 2011 août;37(8):1403–10.

126. Ernest P, Potvin R. Effects of preoperative corneal astigmatism orientation on results with a low-cylinder-power toric intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2011 Apr;37(4):727–32.

127. 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. 2010 Nov;117(11):2104–11.

128. Brandle J, Haigis W. IOL calculation in long and short eyes. In mastering the techniques of IOL powercalculation. Jaypee Brothers Med Publ. 2005;

129. Chang DF. Comparative rotational stability of single-piece open-loop acrylic and plate-haptic silicone toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2008 Nov;34(11):1842–7.

130. Huynh SC, Mai TQ, Kifley A, Wang JJ, Rose KA, Mitchell P. An evaluation of keratometry in 6-year-old children. Cornea. 2006 May;25(4):383–7.

131. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg. 2012 Dec;38(12):2080–7.

132. Can I, Takmaz T, Yildiz Y, Bayhan HA, Soyugelen G, Bostanci B. Coaxial, microcoaxial, and biaxial microincision cataract surgery: prospective comparative study. J Cataract Refract Surg. 2010 May;36(5):740–6.

133. Wang J, Zhang E-K, Fan W-Y, Ma J-X, Zhao P-F. The effect of micro-incision and smallincision coaxial phaco-emulsification on corneal astigmatism. Clin Experiment Ophthalmol. 2009 Sep;37(7):664–9.

134. Tejedor J, Pérez-Rodríguez JA. Astigmatic change induced by 2.8-mm corneal incisions for cataract surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009 Mar;50(3):989–94.
135. Oshika T, Nagahara K, Yaguchi S, Emi K, Takenaka H, Tsuboi S, et al. Three year

prospective, randomized evaluation of intraocular lens implantation through 3.2 and 5.5 mm incisions. J Cataract Refract Surg. 1998 Apr;24(4):509–14.

136. Holladay. Improving toric IOL outcomes. Ocul Surg News. 2011 May;

137. Scialdone A, De Gaetano F, Monaco G. Visual performance of 2 aspheric toric

intraocular lenses: comparative study. J Cataract Refract Surg. 2013 Jun;39(6):906–14. 138. Goggin M, Moore S, Esterman A. Outcome of toric intraocular lens implantation after adjusting for anterior chamber depth and intraocular lens sphere equivalent power effects. Arch Ophthalmol. 2011 Aug;129(8):998–1003.

139. Zeiss. Measurement of anterior chamber depth. In: IOL Master With Advanced Technology Software Release 5XX User Manual. Zeiss; 2007.

140. Visser N, Berendschot TTJM, Bauer NJC, Jurich J, Kersting O, Nuijts RMMA. Accuracy of toric intraocular lens implantation in cataract and refractive surgery. J Cataract Refract Surg. 2011 Aug;37(8):1394–402.

141. Koshy JJ, Nishi Y, Hirnschall N, Crnej A, Gangwani V, Maurino V, et al. Rotational stability of a single-piece toric acrylic intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2010 Oct;36(10):1665–70.

142. Ruíz-Mesa R, Carrasco-Sánchez D, Díaz-Alvarez SB, Ruíz-Mateos MA, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Refractive lens exchange with foldable toric intraocular lens. Am J Ophthalmol. 2009 Jun;147(6):990–996, 996.e1.

143. Arba-Mosquera S, Merayo-Lloves J, Ortueta D de. Clinical Effects of Pure Cyclotorsional Errors during Refractive Surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008 Nov 1;49(11):4828–36.

144. Chernyak DA. Cyclotorsional eye motion occurring between wavefront measurement and refractive surgery. J Cataract Refract Surg. 2004 Mar;30(3):633–8.
145. Swami AU, Steinert RF, Osborne WE, White AA. Rotational malposition during laser in situ keratomileusis. Am J Ophthalmol. 2002 Apr;133(4):561–2.

146. Wolffsohn JS, Buckhurst PJ. Objective analysis of toric intraocular lens rotation and centration. J Cataract Refract Surg. 2010 May;36(5):778–82.

147. Viestenz A, Seitz B, Langenbucher A. Evaluating the eye's rotational stability during standard photography: effect on determining the axial orientation of toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2005 Mar;31(3):557–61.

148. Patel CK, Ormonde S, Rosen PH, Bron AJ. Postoperative intraocular lens rotation: a randomized comparison of plate and loop haptic implants. Ophthalmology. 1999 Nov;106(11):2190–2195; discussion 2196.

149. Jin H, Limberger I-J, Borkenstein AFM, Ehmer A, Guo H, Auffarth GU. Pseudophakic eye with obliquely crossed piggyback toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2010 Mar;36(3):497–502.

150. Felipe A, Artigas JM, Díez-Ajenjo A, García-Domene C, Alcocer P. Residual astigmatism produced by toric intraocular lens rotation. J Cataract Refract Surg. 2011 Oct;37(10):1895–901.

151. Jin H, Limberger I-J, Ehmer A, Guo H, Auffarth GU. Impact of axis misalignment of toric intraocular lenses on refractive outcomes after cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2010 Dec;36(12):2061–72.

152. Novis C. Astigmatism and toric intraocular lenses. Curr Opin Ophthalmol. 2000 Feb;11(1):47–50.

153. Pepose JS, Qazi MA, Edwards KH, Sanderson JP, Sarver EJ. Comparison of contrast sensitivity, depth of field and ocular wavefront aberrations in eyes with an IOL with zero versus positive spherical aberration. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol Albrecht Von Graefes Arch Für Klin Exp Ophthalmol. 2009 Jul;247(7):965–73.

154. Hayashi K, Yoshida M, Hayashi H. Correlation of higher-order wavefront aberrations with visual function in pseudophakic eyes. Eye Lond Engl. 2008 Dec;22(12):1476–82.

155. Mamalis N, Omar O, Veiga J, Tanner D, Pirayesh A, Fernquist DS. Comparison of two plate-haptic intraocular lenses in a rabbit model. J Cataract Refract Surg. 1996;22 Suppl 2:1291–5.

156. Chang DF. Repositioning technique and rate for toric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2009 juillet;35(7):1315–6.

157. Laurendeau C, Lafuma A, Berdeaux G. Modelling lifetime cost consequences of toric compared with standard IOLs in cataract surgery of astigmatic patients in four European countries [Internet]. 2009 [cited 2013 Nov 18]. Available from:

http://informahealthcare.com.doc-distant.univ-

lille2.fr/doi/abs/10.3111/13696990903257439

## **ANNEXES** 1





	TURAL IOL	Alcon (E
Alcon ne reçoit ni ne conserve aucu	ne information pat	ient. Merci d'imprimer un exemplaire du 👘 👘 👘
résultat final pour vos dossiers. Conta	octer votre représe	ntant Alcon pour connaître les modèles de
Re	ecommandation	s sur la lentille
Informations du chirurgien & du p	atient	
Nom du chirurgien	THESE	
Nom du patient	x	OD (Droit)
Informations patient supplémentaires (I.D., Cas, etc.)		90°
Détails de la lentille		135° 45°
LIO AcrySof® Toric	SN60T3	т
Equivalent sphérique (ES) de la LIO	25.0 D	
Axe de positionnement	90°	p <sup>180</sup>
Puissance du cylindre (au plan de la LIO)	1.50 D	a a i
Puissance du cylindre (au plan cornéen)	1.03 D	225° 315°
Détails du calcul		200
Astigmatisme cornéen pré-op :	2.00 D X 90°	IOL: SN60T3 25.0D SE, Cyl:1.50D @ 90°
Astigmatisme induit chirurgicalement :	0.50 D X 0°	Flat K:45.00D @ 0° Steep K:47.00D @ 90° P-IOL:25.0D SIA:0.50D IL:90° [V:3.4.3] ab29061011127fab06df90a5ba6c20689/7/13 5:49:06
Résultat du cylindre croisé (au plan cornéen) :	1.50 D X 90°	
Astigmatisme résiduel attendu :	0.47 D X 90°	
	Information	ns pré-op
Données patient		90°
K plat	45.00 D	
@ Axe plat	<b>0</b> °	135° 45°
K cambré	47.00 D	T
@ Axe cambré	90°	e N
Puissance sphérique de la LIO (P-LIO)	25.0 D	a p <sub>180</sub> s
Astigmatisme induit chirurgicalement (AIC)	0.50 D	a I
Localisation de l'incision (LI)	90°	225° 315°
Remarques :		2 <b>1</b> 0°
ab29061011127fab06df90a5ba6c200	58 9/7/13 5-49-05	Flat K:40.000 @ 0° Steep K:47.000 @ 90° P-10L:25.00 SIA:0.500 IL:90° [V:3.4.3] ab29061011127fab06df90a5ba6c2068 9/7/13 5:49:06 Axe cambré
ab2906101112/18006019085086C200	V- 3	Axe plat
Nouveou coloul   Didacticial	v: 3. Vide   Drotection	des dennées personnelles 9 mentions légales

## **ANNEXE 2**

Mr LOUSTAU, Benjamin, CHRU L	Lille, Lille Cedex	Modifier	mes données Aide Déconnecter
Nom		Date de naissance	
Prénom		Sexe	○féminin ○masculin ○non indiqué
Numéro d'identification*		Date de l'examen biométrique	
Di	roite (OD)	Gauch	e (OS)
Réfraction subjective Sphè	ère Cylindre Axe	Réfraction subjective Sphère	Cylindre Axe
Numéro d'étude			
Réinitialiser les entrées	Indiquez un numéro d'identific	cation ou un prénom et un nom!	Calculer LIO

Mr LOUSTAU, I	Benjamin, C	HRU Lille	), Lille (	Cedex						<u>Modifi</u>	er mes	s donné	es <u>Aide</u>	<u>Déco</u>	nnecter	
X, X ID patie	ent: O											м	odifier les	données	patient	
Dro	Gauche (OS) Réfraction subjective															
Longueur axiale		]mm	Veuill	ez choisir		\$		Longueur axia	ngueur axiale mm Veuillez choisir +							0
R1/K1         Axe1           Kératométrie / n'         mm/dpt								Kératométrie	Kératométrie / n' R1/K1 Axe1							
	R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub> Axe <sub>2</sub> n'= Veuillez cł ÷							R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub>	nm/dpt	Axe <sub>2</sub> n'= Veuillez ct ÷						
Profondeur de la chambre antérie	a eure	]mm	de () É	pithélium		hélium		Profondeur de chambre anté	e la rieure		nm	de 🔾 É	Épithélium	OEndot	nélium	
Orientation de Effet SIA sur l'axe					Orientation de	Orientation de Ceffet SIA sur Paxe d'incision de drt						dpt 🚺				
Type LIO	(Chois	ir le modè	ele ÷	Réfra (ÉS)	ction cible	0,00	dpt	Type LIO	Type LIO (Choisir le modèle ÷ (ÉS) 0,00 dpt						dpt	
Standard	Avancé							Standard	/	Avancé						
	Réfractio	n restante	•	Puiss	sance de r	éfraction l	LIO		Réfraction restante Puissance de réfraction LIO							LIO
	Équ. Sph Sph. [dpt]	Cyl [dpt]	A [°]	Équ. Sph. [dpt]	Sph [dpt]	Cyl [dpt]	A [°]		Équ. Sph. [dpt]	Sph [dpt]	Cyl [dpt]	A [°]	Équ. Sph. [dpt]	Sph [dpt]	Cyl [dpt]	A [°]
0																
0																
0																
Profondeur de antérieure pos	e la chambre stopératoire		mm	1				Profondeur antérieure	Profondeur de la chambre antérieure postopératoire				0			
Réinitialiser les entrées							diquez la diquez la	longueur axiale longueur axiale						Te	rminer I	e calcul

Mr LOUSTA	U, Benja	amin, CH	RU Lille	, Lille	Cedex							<u>Modifi</u>	er me	s donné	es <u>Aide</u>	<u>Déco</u>	nnecter
X, X ID pa	tient: 0													м	odifier les	données	patient
0	oroite	(OD)		Réfrac	tion subject	tive			Ga	auche	e (OS)		Réfract	tion subje	ctive		
Longueur axia	ale	24 ,r	nm	IOLM	aster / US	en immers	ion ‡		Longueur axia	ale		nm	Veuil	lez choisir	-	\$	
Kératométrie	/ n'	R <sub>1</sub> /K <sub>1</sub> 45 d R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub> 47 d	pt	Axe <sub>1</sub> 0 Axe <sub>2</sub> 90	° n'= □ • dpt	1,3375	<b>‡</b> ΔK <sub>C</sub> =	2,00	Kératométrie /	( n'	$\begin{array}{c} R_{1}/K_{1} & Axe_{1} \\ \hline mm/dpt & \hline \\ R_{2}/K_{2} & Axe_{2} & n'= Veuillez ct \div \\ \hline mm/dpt & \bullet \end{array}$						
Profondeur de chambre anté	rofondeur de la									Profondeur de la chambre antérieure mm de Épithélium Endothélium						hélium	
Orientation de	e .	90 °		Effet S d'incisi	IA sur l'ax	•	-0,50	dpt 🚹	Orientation de		0.		Effet Si d'incisi	IA sur l'ax on	e		dpt 🚹
Type LIO	_	AT TOR	BI 709M	÷	Réfrac (ÉS)	ction cible	0,00	dpt	Type LIO	_	(Choisir	le modè	le ‡	Réfra (ÉS)	ction cible	0,00	dpt
Standard					1				Standard								
	Éau.	éfraction	restante		Puiss Éau.	ance de ré	fraction I	LIO		Éau.	téfraction	restante		Puise Équ.	sance de r	éfraction	
	Sph. [dpt]	Sph [dpt]	Cyl [dpt]	A [°]	Sph. [dpt]	Spn [dpt]	[dpt]	A [°]		Sph. [dpt]	[dpt]	Cyl [dpt]	A [°]	Sph. [dpt]	Spn [dpt]	[dpt]	A [°]
$\bigcirc$	0,32	0,35	-0,06	0	15,50	14,50	2,00	90	0								
•	-0,03	0,00	-0,05	0	16,00	15,00	2,00	90	0								
0	-0,38	-0,35	-0,05	0	16,50	15,50	2,00	90	0								
Profondeur antérieure	de la cha postopéra	ambre atoire	4,76	mm	()				Profondeur antérieure p	de la cha costopéra	ambre atoire		mm	1			
Réinitialiser			OS:In	a longueur axiale.						Te	erminer I	e calcul					

Mr LOUSTAU, Benjamin, CHRU Lille, Lille Cedex			Modifier mes données	<u>Aide</u>	<u>Déconnecter</u>							
X, X ID patient: 0												
Droite (OD)			Gauche (OS)									
Réfraction subjective		Réfraction subjective	. ,									
Longueur axiale	24,00 mm	Longueur axiale										
Profondeur de la chambre antérieure	3,40 mm	Profondeur de la chambre antérie	eure									
Kératométrie / n'	1,3375	Kératométrie / n'										
R <sub>1</sub> /K <sub>1</sub>	45,00 dpt / 0 °	R <sub>1</sub> /K <sub>1</sub>										
R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub>	47,00 dpt / 90 °	R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub>										
Orientation de l'incision	90 °	Orientation de l'incision										
Effet SIA sur l'axe d'incision	-0,50 dpt	Effet SIA sur l'axe d'incision										
Réfraction cible (ÉS)	0,00 dpt	Réfraction cible (ÉS)										
Profondeur de la chambre antérieure postopératoire	4,76 mm	Profondeur de la chambre antérieure postopératoire										
Puissance de réfraction LIO	15,00 dpt (2,00 dpt 90 ° )	Puissance de réfraction LIO										
Puissance de réfraction de la LIO (Équ. Sph.)	16,00 dpt	Puissance de réfraction de la LIO (Équ. Sph.)										
Réfraction restante	0,00 dpt (-0,05 dpt 0 ° )	Réfraction restante										
Équ. Sph.	-0,03 dpt	Équ. Sph.										
Type LIO	AT TORBI 709M	Type LIO										
Imprimer feuille		20		Impr	rimer feuille							
Quantité de commande 2 Date de l'o	pération	Quantité de commande	Date de l'opératio	n								
Commander également STACY réutilisable												
	Imprimer Enregi	strer Envoyer										
Modifier le calcul				N	louveau calcul							

Fie	che de	e do	onn	é	es patie	nt	N	lum	néro de c	lier	nt ZE	EIS	<b>S</b> :		N//
X, X ID p Dat	X, X ID patient: 0 Date de naissance: 1 janv. 1901							abine dress	et/hôpital: se: postal:	C 2 5	HRU avenu 9037	Lille le O	iscar Lambre	ət	
ID:							v	ille:		Li	ille Ce	dex	(FR)		
HC: 476+150020000+000000						C	hirur éléph	gien: ione:	M 0	lr LOU 62390	ISTA 6164	AU, Benjami 4	n		
							F	ax: -mail	:	0 lo	ustau	benj	amin@yaho	o.fr	
Bio	métrie p	oré-o	pér	ato	oire		D	ate:		. ′	sept.	2013	з с.		
(pré Date	éop.) de l'opératio	n						D	roite (OD	)			Gauch	ne (C	DS)
Date	de l'examen	1							13 déc. 201	3			13	déc. 2	2013
LA-M	éthode de m	nesure				IC	OLMas	ster/U	S en immersio	n				0.00	-
Long Kérat	ométrie / n'								24,00 mr 1.337	11 5				0,00	mm
R <sub>1</sub> /K									45,00 dpt / 0	0				mm/dp	ot /0°
R <sub>2</sub> /K <sub>2</sub>									47,00 dpt / 90	•				mm/dp	ot /0°
Profo	ndeur de la	chamb	re anté	érieu	re (a	à partir	de l'e	ndoth	élium) 3,40 mr	n				0,00	mm
Réfra	ction cible (	ES)							0,00 dp	ot				0,00	0 dpt
Effet	SIA sur l'ave	icision e d'incis	ion						-0.50 dr	ot				0.0	0 dot
Reco	mmandatio	n							(Standard	i)				0,00	o upr
Туре	LIO							A	T TORBI 709	M					
Г			Dre	oite	(00)						Garr	che	(05)		
	D/L		Dru	JILE	Puissance de r	éfractio	on de		<b>B</b> (1		Gau		Puissance de	réfrac	tion d
l	Hefractio	n resid	uelle		la Ll	0			Réfraction	ésidu	Jelle		la L	.10	
	Equ. Sph. [D]	Sph [D]	Cyl [D]	A ["]	Equ. Sph. [D]	Sph [D]	Суі [0]		Equ. Sph. [D]	Sph [D]	Cyl [D]	A [1]	Equ. Sph. [D]	Sph [D]	Cy [D]
-	0,32	0,35	-0,06	0	15,50	14,50	2,00	$  - \overline{ }$			$\square$	-			+
$\left  \right $	-0,03	0,00	-0,05	0	16,00	15,00	2,00	$\vdash$		-	$\vdash$	+			+
Prr	-0,38 ofondeur de la c	chambre	-0,05	U	10,50 Axe	15,50	12,00 1.		ofondeur de la ch	ambre	H		۵۷		 7.
ar	térieure posto	pératoire	4,76	mm	LIO	90	ð	a	ntérieure postopé	ratoire	0,00 r	nm	Li	ŏ_ o	ľ
			009	, ,	Ax	e d'imp	plantat	tion o	btenu = positio	n			ouo		
		、	90.		LIC	O dans arouao	i l'œil e LIO	= axe	du cvlindre ol	JS		、 ·	50 		
		$\searrow$	T	7	~	- quug	2.0	and	ca cymaro pr		$\sim$	Y	$\overline{}$		
	1000	_[	r.	1	Co Co	ornée	-	Diete	/ 41	100	, 7		. 1.	10	
	180°	-1-1	90	1		-	•	rnate Raide	/ A2	180	(		0 -0	) <sup>-</sup>	
		$\overline{\mathbf{A}}$	$\square$	S	~	-		Inciei	00			>	$\sum$		
		/	T	1	-		=	moral				/	$\top$		
Ren	narques:														
	de non-responsat	bilité:	recomm	andatio	on donnée à titre indica	tif par Z C	ALC, dor	nt j'ai acc	epté les conditions d'	utilisatio	n. La rec	omman	dation correspond	uniquemer	nt à une
Clause La dem	nande de devis cor	iceme une					and an	oriétaire.	of a 6th control whith		al management	midae	also and shall be at		
Clause La dem valeur i ainsi qu	nande de devis cor approximative bas ue la commande q	ée sur des µi en résult	expérien tent se ba	ces gé isent s	nérales et sur un algor ur les conditions génér	ithme de o ales de ve	alcul proj ente de la	société	Carl Zeiss Meditec Al	e par m 3. J'ai p	u prendre	conna	on specialiste. La o iissance de ces con	emande d ditions gér	e devis nérales
Clause La dem valeur ainsi qu vente s	nande de devis con approximative bas ue la commande q aur le site Internet :	ée sur des ui en résult http://www	expérien tent se ba v.meditec	ces gé isent s .zeiss.	nérales et sur un aigor ur les conditions génér com/Terms.	ithme de o ales de ve	aioui proj ente de la	société	Carl Zeiss Meditec A	e parin 3. J'ai p	u prendre	conna	on specialiste. La o lissance de ces con	emande d ditions gér	e devis nérales

AUTEUR : Nom : LOUSTAU

Prénom : Benjamin

Date de Soutenance : 17 janvier 2014

Titre de la Thèse : Correction de l'astigmatisme par implantation torique dans la chirurgie de la cataracte : Prédictibilité réfractive et retentissement du désaxement. *Etude prospective à propos de 30 cas*.

Thèse - Médecine - Lille 2014

Cadre de classement : DES OPHTALMOLOGIE

Mots-clés : Cataracte - Astigmatisme – Lentille intraoculaire torique - Désaxement

Résumé :

<u>OBJECTIF</u>: Etudier l'effet de l'implantation d'une lentille intraoculaire (IOL) torique pour la correction de l'astigmatisme cornéen préexistant dans la chirurgie de la cataracte, et le retentissement visuel, réfractif et abérrométrique de son désaxement.

<u>MATERIEL ET METHODE</u>: Cette étude prospective observationnelle a inclus 30 yeux de 20 patients consécutifs, avec plus de 1,5 dioptrie d'astigmatisme cornéen, candidats à une chirurgie de la cataracte. L'implantation d'une lentille de type Acrysof toric (Alcon) ou AT TORBI 709M (Carl Zeiss) a été réalisée après phacoémulsification. L'acuité visuelle sans correction (AVSC), la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC), la sphère réfractive, le cylindre réfractif et kératométrique, l'axe de la IOL et les aberrations de haut degré ont été mesurés.

<u>RESULTATS</u>: À un mois postopératoire, l'AVSC était de 0,15 logMAR avec une AVSC inférieure à 0,3 logMAR dans 96,6% et inférieure à 0,1 logMAR dans 46,6%. Le cylindre réfractif moyen a diminué significativement après la chirurgie de 2,93 D ± 1,19 à 0,95 D ± 0,53 (P<.0001) avec un cylindre réfractif inférieur ou égal à 0,5 D dans 50% des cas. L'axe moyen de rotation de la IOL était de 6,86 ± 6,12 degrés. Il a été retrouvé une corrélation linéaire positive significative entre le désaxement de la IOL torique et l'AVSC (P=.0149,  $R^2$ =0,217) ainsi que le cylindre réfractif (P=.012,  $R^2$ =0,213). Il n'a pas été retrouvé de corrélation entre le désaxement et les aberrations optiques de haut degré, totales et individuelles.

<u>CONCLUSION</u>: L'implantation torique en chambre postérieure dans le cadre de la chirurgie de la cataracte est une technique efficace et sûre pour corriger l'astigmatisme cornéen préexistant. Le mauvais alignement de la IOL torique induit une diminution des résultats visuels et réfractifs, sans altération de la qualité optique visuelle.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur ROULAND

Assesseurs : Monsieur le Professeur CHEVALIER Monsieur le Professeur LABALETTE Monsieur le Docteur FRANQUET Ľ